

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЭЛАСТОГРАФИЯ В ДИАГНОСТИКЕ ОСТРОГО ПАНКРЕАТИТА

Кабаненко Т.П.¹, Хомутова Е.Ю.², Игнатъев Ю.Т.²

Острый панкреатит - это острое воспаление поджелудочной железы. Пациенты с тяжелым острым панкреатитом более склонны к развитию осложнений и имеют гораздо более высокий уровень смертности. По мнению многих авторов, результат исхода острого панкреатита определяется двумя факторами: объемом деструкции (некроза) и нарушением функции органа. Степень выраженности этих факторов влияет на развитие тяжелых осложнений при остром панкреатите. Основной целью новых разработок в области ультразвуковой визуализации является увеличение диагностических критериев раннего выявления этих осложнений. Эластография одна из новых разработок в области такой визуализации, позволяющая характеризовать жесткость ткани. В статье проанализированы научные публикации, рассматривающие качественные и количественные критерии анализа эластограмм, позволяющих оценить жесткость паренхимы поджелудочной железы, проведен анализ публикаций, повествующих о возможностях использования ультразвуковой эластографии в диагностике острого панкреатита.

Ключевые слова: эластография, точечная эластография сдвиговой волной (SWE point shear wave elastography, AFRI), поджелудочная железа, острый панкреатит.

Контактный автор: Кабаненко Т.П., e-mail: tkabanenko@mail.ru

Для цитирования: Кабаненко Т.П., Хомутова Е.Ю., Игнатъев Ю.Т. Ультразвуковая эластография в диагностике острого панкреатита. REJR 2019; 9(1):203-215. DOI:10.21569/2222-7415-2019-9-1-203-215.

Статья получена: 21.01.19

Статья принята: 14.02.19

ULTRASOUND ELASTOGRAPHY FOR ASSESSING ACUTE PANCREATITIS

Kabanenko T.H.¹, Khomutova E.Yu.², Ignatiev Yu.T.²

Acute pancreatitis is an acute inflammation of the pancreas. The patients who have severe acute pancreatitis are more likely to develop complications and have a much higher mortality rate. According to many authors, the outcome of acute pancreatitis is determined by two factors: the volume of destruction (necrosis) and the violation(break) of organ function. The severity of these factors affects the development of severe complications in acute pancreatitis. The main goal of new developments in ultrasound imaging is to increase the diagnostic criteria for early detection of these complications. Elastography is one of the new developments in ultrasound imaging, which allows characterizing the stiffness of the tissue. The paper represents generalization the results of an analysis of scientific publications examining the qualitative and quantitative criteria for analyzing elastograms that allow one to evaluate the stiffness of the pancreatic parenchyma. Also, the analysis of the publications telling about possibilities of use of ultrasonic elastography in diagnostics of an acute pancreatitis has been conducted

Keywords: elastography, point SWE elastography, AFRI, pancreas, acute pancreatitis.

Corresponding author: Kabanenko T.P., e-mail: tkabanenko@mail.ru

For citation: Kabanenko T.H., Khomutova E.Yu., Ignatiev Yu.T. Ultrasound elas-

1 - БУЗОО «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи № 2».
2 - ГБОУ ВО «Омский государственный медицинский университет», Минздрава России г. Омск, Россия.

1 - Omsk City Clinical Emergency Hospital No. 2.
2 - Omsk State Medical University. Omsk, Russia.

Received: 21.01.19

Accepted: 14.02.19

В целях изучения роли ультразвуковой эластографии в диагностике острого панкреатита был проведен библиографический поиск по интересующей проблеме на информационном ресурсе PubMed с использованием ключевых слов и свободных терминов: elastography, strain, ARFI, point, shear wave, acute pancreatitis. Количество результатов объема публикаций, возвращаемых для каждого параметра, представлено в таблице № 1.

существенных отличий [72]. Анализ статистических показателей острого панкреатита выявил, что до 80% случаев острый панкреатит протекает в нетяжелой форме, однако в 20% случаев развивается тяжелый некротический процесс, при котором смертность составляет около 23% [70, 72]. По мнению ученых, результат исхода острого панкреатита определяется двумя факторами: нарушением функции органа и объемом деструкции, а возникающие при этом нарушения функций других органов играют

Таблица №1. Объем публикаций, возвращаемых для слов и свободных терминов: elastography, strain, ARFI, point, shear wave, acute pancreatitis.

Свободные термины	Количество публикаций
acute pancreatitis: из них	30572
из них acute pancreatitis, prognosis factors, prediction, necrosis	80
• elastography for pancreatitis: из них	96
• elastography strain for pancreatitis	26
• elastography ARFI for pancreatitis	9
• elastography point shear wave for pancreatitis	1

Так же был осуществлен интернет-активный поиск публикаций, содержащих информацию об использовании метода эластографии при характеристике патологических состояний и в других органах. Число найденных результатов, представлено в таблице №2.

Из анализа были исключены публикации, не имеющие поискового проблемного интереса. После анализа научных публикаций был проведен ручной скрининг статей, относящихся к сфере охвата, дубликаты статей были удалены. Из общей выборки, состоящей из 30 668 результатов поиска, окончательно было идентифицировано и проанализировано 87 полнотекстовых публикаций.

Острый панкреатит является тяжелым воспалительным заболеванием с непредсказуемым исходом [14, 18, 58, 65, 68, 82]. В патологический процесс при этом вовлекается не только сама железа, но и многие другие органы, вызывая синдром полиорганной недостаточности, завершая нередко процесс летальным исходом [8, 14, 18, 58, 68, 70, 72, 75, 82, 83].

Эпидемиология острого панкреатита среди европейско-азиатского континента не имеет

важную роль в развитии тяжелых осложнений [1, 66, 72, 83]. Для снижения уровня смертности и достижения хороших результатов лечения необходимо оценить тяжесть процесса уже на ранней стадии [5]. Как правило, степень тяжести заболевания определяется клинической картиной, результатами лабораторных и инструментальных исследований [75]. Анализ публикаций показывает, что на сегодняшний день эти методы не совершенны, и появление новых критериев диагностического поиска всегда актуально [49, 53, 75, 84]. В связи с этим еще [11, 53, 69] подчеркивали, что появление новых технологий позволяющих получать значимую, прогностическую информацию должно быть направлено на увеличение клинической привлекательности любого диагностического метода, а [52] отметили, что появление новых диагностических критериев инструментальной визуализации, всегда требует наличие объемного анализа подтверждающего достоверность получаемых результатов. Технология ультразвуковой эластометрии, оценивающая жесткость тканей, является одной из перспективных направлений научного поиска. Существует

Таблица №2. Объем публикаций, возвращаемых для слов и свободных терминов: elastography, strain, ARFI, point, shear wave, Liver breast thyroid spleen pancreas.

Свободные термины	Количество публикаций о паренхиматозных органах						
	общий	Liver	breast	thyroid	spleen	kidney	pancreas
elastography	9362	3157	879	447	216	267	137
elastography strain	2001	142	269	124	7	39	23
elastography ARFI	777	276	37	50	40	38	25
elastography point shear wave	122	52	22	2	10	9	3
Итого	12262	3627	1207	623	273	353	188

большое количество исследований, указывающих на возможность использования эластометрии при характеристике поражений различных органов [2, 9, 12, 13, 16, 24, 28, 31, 46, 48, 54, 71, 79, 80].

Как известно, эластография - это метод неинвазивного исследования жесткости тканей путем анализа эластической деформации [16, 77]. Следует отметить, что возможность использования этой технологии в ультразвуковых приборах открыло новое направление в ультразвуковой визуализации [6, 16, 77]. Современные программы эластографии помогают не только дифференцировать показатели жесткости в локальных участках ткани, но и оценивают распределение жесткости во всей ткани, тем самым предоставляя гистологическую информацию [6, 16, 41, 77].

В литературе первая информация о возможности использования метода эластографии в медицине появилась в начале 1990-х годов и понимание основных принципов эластометрии привело к внедрению технологии в клиническую практику [4, 26, 50, 60]. Как показывают исследования многих авторов, оценка биоупругости дает важную диагностическую информацию о жесткости мягких тканей. Установлено, что за последние десятилетия количество клинических исследований по оценке эффективности метода значительно расширились [4, 26]. Между тем [56], анализируя диагностические успехи метода, отмечают, что технология должна пройти несколько этапов развития и может окончательно признаваться клинически эффективной после проведения методологиче-

ского анализа. Как известно, на сегодняшний день обобщен клинический опыт использования эластометрии для печени, молочной железы, щитовидной железы, предстательной железы, ультразвуковой эндоскопической эластографии поджелудочной железы [2, 35, 54, 63, 71, 78, 80]. Однако, научных публикаций по трансабдоминальному ультразвуковому эластографическому исследованию поджелудочной железы пока еще не достаточно. В своей публикации [35] отмечают, что после дебюта эластографии прошло 11 лет, а информации по ультразвуковой эластографии поджелудочной железы еще немного. Анализ публикации показывает, что несмотря на накопленный опыт в диагностике опухолевых поражений, фиброзных изменений, недостаточно информации по влиянию на показатели жесткости поджелудочной железы различных факторов: нет глубокого анализа гендерных факторов, остается дискуссионным вопрос о влиянии курения, употребления алкоголя, изменения липидного обмена [76]. Кроме того, по мнению многих ученых, полученные результаты ранних трансабдоминальных исследований противоречивы [55, 76, 84, 86]. В связи с этим необходимость продолжения изучения проблемы остается. Высказываются предложения увеличить количество экспериментальных исследований поджелудочной железы для более углубленного изучения изменений жесткости органа при различных патологических состояниях [35, 36, 41].

Как известно, первые сообщения о возможностях измерения жесткости ткани поджелудочной железы были сделаны в начале

XXI века при эндоскопической ультразвуковой эластографии и трансабдоминальной ультразвуковой эластографии [15, 35, 41]. На основе анализа 53 клинических случаев патологии поджелудочной железы показано, что возможность в идентификации очаговых образований с использованием только В-режима составляет 70-80%, а в комбинации с эластографией более 90% [41]. Наиболее показательны результаты по использованию эндоскопической ультразвуковой эластографии, в которых показан большой диагностический потенциал измерения жесткости, с возможностью применения при опухолевых поражениях, при остром панкреатите [85].

Технология метода эластографии.

Как известно, эластография – это метод, позволяющий в режиме реального времени отобразить информацию о жесткости ткани и оценить жесткость окружающих тканей, в основе определения жесткости лежит анализ движения ткани [6]. Литературные источники сообщают, что существует корреляция между степенью деформации и жесткостью ткани: чем меньше смещение ткани, тем больше жесткость ткани и наоборот [6, 41]. По мнению [50] точное отслеживание механических ответов исследуемых мягких тканей, генерируемых различными раздражителями, является основой инструментального метода эластографии. При этом по данным [6, 50] для метода важен выбор определенной силы, способной сместить ткань и отследить ее смещение, процесс смещения ткани может генерироваться несколькими способами: ручным давлением, квазистатическим сжатием или импульсом радиационной волны. Степень смещения оценивают с помощью ультразвукового отражения [6, 50, 41, 77]. Анализ проводят с помощью специальной математической модели, позволяющей автоматически трансформировать полученные данные в показатели, характеризующие эластичность мягких тканей [6, 50, 41, 77]. Ультразвуковая эластография классифицируется на два типа – это компрессионная эластография (Strain elastography, SE) и эластография сдвиговых волн (Shear wave elastography, SWE). Метод компрессионной эластографии обеспечивает концепцию качественного анализа через процесс визуализации, а эластография сдвиговых волн осуществляет количественное измерение жесткости ткани. Различия в технологиях этих видов основаны на биофизических, технических и методологических аспектах [75]. Технические различия определяются технологией создания стрессового фактора: компрессионная эластография для создания смещения использует ручную компрессионную вибрацию, а технология сдвиговой волны энергию вибрации с помощью ультразвука [4, 6, 41, 75].

Характеристика компрессионной эла-

стографии.

Анализ литературных источников, посвященных использованию компрессионной эластографии, показывает, что оценка жесткости ткани может быть измерена степенью деформации, создаваемой внешним давлением [6]. Компрессионная вибрация может быть создана ручным давлением или с помощью физиологических колебаний, возникающих от сердца или сосудов [6]. Следует отметить, что согласно физическим основам метода при таких видах давления на ткань количественная оценка степени деформации не возможна, поэтому предполагается, что эластические (нормальные) ткани будут поддаваться смещению вдоль направления силы давления, а жесткие (патологические) ткани деформироваться не будут [75]. Первое сообщение о клиническом применении компрессионной эластографии принадлежит [61]. Как показывают результаты многих исследований, воспаление, фиброз, злокачественные образования вызывают изменение жесткости ткани [9, 10, 21 – 23, 25, 73]. Технология метода позволяет в режиме реального времени отобразить информацию о жесткости ткани по шкале градации серого с помощью цветовой картограммы, нанесенной на изображение в В-режиме [10, 61, 73]. Заключение о характере жесткости делается на основе анализа полученного изображения [6, 73]. В настоящее время существует несколько эластографических цветовых шкал. Чаще всего используется шкала, показывающая уплотненные части красным, а мягкие части – синим, но при необходимости цветовую шкалу можно изменять. Эластограмма визуальной цветной кодировки поджелудочной железы при трансабдоминальном исследовании была предложена [41]. Авторы проанализировали 10 эластограмм для нормальной поджелудочной железы, для 5 панкреатических протоковых аденокарцином, для 2 эндокринных опухолей и для 5 хронических панкреатитов, и показали, что каждая из этих патологий характеризуется определенным сочетанием цветов [41].

В дальнейшем для оценки жесткости поджелудочной железы было предложено еще несколько цветовых шкал [28, 38]. При изучении 77 случаев протоковой аденокарциномы, 42 псевдотуморозного панкреатита и 10 эндокринных опухолей эндоскопическим доступом предложили использовать классификационный ряд, основанный на преобладании доминирующего цвета и однородности цветового изображения в 5 интерпретационных вариантах [38]. Авторы доказали, что чувствительность метода – 100%, специфичность – 85,5%, положительная прогностическая ценность – 90,7% и отрицательная прогностическая ценность – 100%, при общей точности 94,0% [37, 38]. Со-

гласно исследованиям [28] для эндоскопической ультразвуковой эластографии можно использовать и балльную систему классификации результатов. Авторы закодировали каждый балл на основании цвета и однородности распределения цветных оттенков. Изучив диагностические критерии у 121 пациента с опухолями поджелудочной железы (92 злокачественных и 29 доброкачественных), они установили, что 2 баллам соответствуют доброкачественные, а 4 и 5 баллам – злокачественные поражения, при этом чувствительность – 92,3%, специфичность – 80%, положительная прогностическая ценность – 93,2% и отрицательная прогностическая ценность – 77,4%, общая точность 89,2% [28]. В работах [28, 38] подчеркивается, что цветовые кодировки эластографии могут быть весьма полезны для дифференциальной диагностики опухолевых процессов. В связи с тем, что при деформационной эластографии нельзя четко измерить силу давления на ткань, многие исследователи отмечают определенный субъективизм визуальной тонировки [36 – 43, 81]. Поэтому предлагают использовать коэффициент деформации, вычисляемый как отношение показателей деформации неизменной ткани и патологического участка. При вычислении коэффициента деформации предлагается выделять две области, одна из которых является зоной интереса (ROI) и соответствует патологической ткани, а вторая зона – эталонной (неизменной) ткани. Авторы считают, что коэффициент деформации больше 1 указывает на более высокую жесткость ткани [36 – 43, 81]. По мнению авторов, этот простой методологический подход позволит обеспечить аппроксимацию жесткости ткани. Однако нельзя не отметить, что значения коэффициента деформации у всех исследователей получаются весьма переменными. Это объясняется отсутствием единого мнения на установление стандарта эталонной зоны для поджелудочной железы [41]. По мнению авторов за эталон необходимо брать жировую ткань, аналогично исследованиям при опухолевых поражениях в молочной железе [39, 41 – 43, 81]. Авторы предлагают в качестве эталона использовать перипанкреатическую зону как наиболее идентичную жиру. Однако [41] считается, что область вокруг поджелудочной железы действительно представляет жировую ткань. По мнению [39, 42] за эталон необходимо брать неизменные участки паренхимы вокруг очаговых образований. Многие авторы отмечают, что субъективизм оценки результатов в настоящее время не позволяет широко использовать компрессионную эластографию для характеристики панкреатических масс [17, 36 – 38, 40, 41, 78]. По мнению [78], отсутствие четко направленной силы сжатия на поджелудочную железу – одна из основных причин

субъективизма оценки результатов. По мнению [47, 78, 84] субъективизм интерпретаций эластографического изображения возникает из-за недостаточного количества информации по фиброзным изменениям поджелудочной железы. В связи с этим авторы отмечают, что необходимо выработать единое мнение о критериях сравнения характеристики жесткости поджелудочной железы, продолжить дальнейшие исследования по фиброзным изменениям поджелудочной железы [40, 41, 78, 84]. По наблюдениям других исследователей точную оценку жесткости можно получить с использованием другой технологии эластометрии – эластография сдвиговой волны (SWE) [6, 23, 41]. Метод SWE основан на использовании направленного акустического импульса, образующего поперечную волну и генерирующего дополнительные волны обнаружения, измеренные скорости которых пропорциональны жесткости ткани [6].

Характеристика эластографии сдвиговой волной.

В отличие от SE (деформационной эластографии), эластография сдвиговых волн использует динамическое напряжение для генерации сдвиговых волн, идущих в параллельных и перпендикулярных направлениях [75]. О роли сдвиговой эластографии говорят в своей работе [63], обращая внимание на то, что эта технология открывает новые горизонты для ультразвуковой эластографии. Они утверждают, что с приходом эластографии сдвиговой волны (Acoustic Radiation Force Impulse, AFRI) и точечной эластографии сдвиговой волны (pSWE) открываются большие перспективы в развитии этого метода. В работе [6] говорится, что сущность технологии заключается в генерации акустического импульса, вызывающего деформацию ткани, являющейся причиной образования сдвиговых волн, распространяющихся перпендикулярно направлению импульса. Движение поперечных волн в ткани медленнее, чем ультразвуковых волн, в связи с чем, они могут отслеживаться при непрерывном сканировании, а скорость таких волн может быть измерена на относительно ограниченных расстояниях [6]. Преимущество метода, по мнению некоторых авторов, заключается в том, что скорость распространения сдвиговых волн коррелирует с жесткостью анизотропных тканей: чем выше жесткость, тем быстрее распространяются волны, поэтому определив скорость распространения волны, можно сделать вывод о жесткости ткани [41, 73].

Согласно данным многочисленных исследований, особый клинический интерес данная технология эластографии представляет в гастроэнтерологии. На сегодняшний день показан положительный опыт применения сдвиговых волн при заболеваниях печени [27, 34, 77].

Нельзя не отметить, что исследовательских работ при заболеваниях поджелудочной железы пока не так много, но интерес к данной проблеме за последние годы увеличился [41]. По мнению [41] технология сдвиговых волн перспективный метод для оценки жесткости ткани поджелудочной железы.

Диагностическое значение применения эластографии сдвиговой волной в патологии поджелудочной железы.

Первая публикация, оценивающая эффективность сдвиговых волн для характеристики жесткости поджелудочной железы принадлежит [19]. В публикации сообщалось, что опухоль поджелудочной железы, измеренная сдвиговой волной, имеет высокие показатели жесткости [19]. Об использовании эластографии сдвиговой волны при характеристике патологических изменений поджелудочной железы говорят в своих работах [43, 55]. При патологии поджелудочной железы обращается внимание на то, что нормальные показатели жесткости поджелудочной железы зависят от многих факторов. К сожалению, на сегодняшний день работ посещённых данной проблеме пока не очень много, но все они демонстрируют сопоставимость результатов. Следует отметить, что существуют научные исследования по изучению нормальных значений жесткости для всей железы, без дифференциальных различий между анатомическими областями поджелудочной железы [29, 30, 43, 55, 76, 84, 86, 87]. Так, результаты исследований по изучению нормальных значений жесткости для всей железы, без различий между анатомическими областями поджелудочной железы были опубликованы многими авторами [29, 30, 43, 55, 84]. В работе [30] показано, что значения жесткости поджелудочной железы находятся в пределах 1,40 м/с (выборка – 35 здоровых добровольцев). Авторы отмечают, что в норме показатели скорости сдвиговой волны в поджелудочной железе всегда меньше, чем в печени, почках и селезенке. В результатах исследования [55] эти показатели находятся в пределах 1,27+0,29 м/с (выборка – 100 здоровых добровольцев). По данным [29] эти значения не превышают 1,3 м/с (выборка – 21 здоровых добровольцев). Более низкие значения были опубликованы в работе [84]. Показатели находились в пределах 1,18 + 0,23 м/с (выборка – 210 здоровых добровольцев). Наблюдения [43] показывают, что средние значения скорости сдвиговой волны в неизменной паренхиме поджелудочной железы должны находится в пределах 1,43 ± 0,28 м/с. Учитывая тот факт, что измерение показателей жесткости зависит от совпадения направления УЗ-луча и силы сжатия, [87] предлагают измерять показатели жесткости в каждой анатомической области поджелудочной железы. Они получили сопоставимые скорости распространения сдвиговых волн в головке и теле, и несколько ниже для хвоста поджелудочной железы. По их результатам скорость распространения сдвиговой волны равна 1,224 м/с, 1,227 м/с, 1,91 м/с соответственно, при общем показателе для всей железы 1,216+0,36 м/с [87]. Однако, по мнению [86] скоростные характеристики должны быть сравнимы между собой в головке и хвосте, и несколько выше в теле. Они отмечают, что значения скорости сдвиговой волны для головки находятся в пределах 1,23 ± 0,34 м/с, тела – 1,30 ± 0,34 м/с и хвоста – 1,24 ± 0,50 м/с (выборка – 52 здоровых добровольца). В работе [76] на 234 здоровых добровольцах так же отмечается, что более высокая скорость сдвиговой волны характерна для тела поджелудочной железы. По их данным, средние значения скорости составляют для головки 1,35+0,37 м/с, для тела – 1,41+0,36 м/с и для хвоста – 1,20+0,36 м/с, при общих значениях для всего органа 1,31+0,29 м/с [76]. Следует отметить, что большинство исследований по анализу показателей скорости распространения волны в паренхиме поджелудочной железы было выполнено с помощью технологии Virtual Touch, использующей акустический импульс для получения давления в узкой области, ограниченной ультразвуковым лучом, или так называемым Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging. Научный интерес представляет публикация [3], в которой определение показателей жесткости нормальной паренхимы было выполнено другой технологией сдвиговой волны – технологией ELastpQ, где SWV показан в кПа. С помощью этой технологии на 127 добровольцах определены значения жесткости паренхимы поджелудочной железы, находящиеся в пределах 4,8 ± 3 кПа. На сегодняшний день это пока единственная опубликованная работа по данному направлению, обнаруженная нами [3]. Несмотря на то, что большинство исследований выполнено одинаковой технологией использования акустического импульса, единого мнения о нормальных характеристиках жесткости паренхимы поджелудочной железы пока не существует [13, 30, 41, 75, 76]. Различия в показателях, по мнению авторов, можно объяснить сразу несколькими причинами [13, 30, 75, 76]. По мнению [76, 86], это объясняется погрешностями в создании оптимального угла при направлении ультразвукового луча в зоне интереса, более глубокими пространственным расположением головки и хвоста, а также возможным различием в гистологических свойствах тканей. По мнению [13, 74] на скорость распространения поперечных волн через среду влияют различные биофизические факторы. Авторы выделяют несколько таких факторов: длина волны, расстояние от источника до ткани мишени, сила ручного сжатия,

ставимые скорости распространения сдвиговых волн в головке и теле, и несколько ниже для хвоста поджелудочной железы. По их результатам скорость распространения сдвиговой волны равна 1,224 м/с, 1,227 м/с, 1,91 м/с соответственно, при общем показателе для всей железы 1,216+0,36 м/с [87]. Однако, по мнению [86] скоростные характеристики должны быть сравнимы между собой в головке и хвосте, и несколько выше в теле. Они отмечают, что значения скорости сдвиговой волны для головки находятся в пределах 1,23 ± 0,34 м/с, тела – 1,30 ± 0,34 м/с и хвоста – 1,24 ± 0,50 м/с (выборка – 52 здоровых добровольца). В работе [76] на 234 здоровых добровольцах так же отмечается, что более высокая скорость сдвиговой волны характерна для тела поджелудочной железы. По их данным, средние значения скорости составляют для головки 1,35+0,37 м/с, для тела – 1,41+0,36 м/с и для хвоста – 1,20+0,36 м/с, при общих значениях для всего органа 1,31+0,29 м/с [76]. Следует отметить, что большинство исследований по анализу показателей скорости распространения волны в паренхиме поджелудочной железы было выполнено с помощью технологии Virtual Touch, использующей акустический импульс для получения давления в узкой области, ограниченной ультразвуковым лучом, или так называемым Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging. Научный интерес представляет публикация [3], в которой определение показателей жесткости нормальной паренхимы было выполнено другой технологией сдвиговой волны – технологией ELastpQ, где SWV показан в кПа. С помощью этой технологии на 127 добровольцах определены значения жесткости паренхимы поджелудочной железы, находящиеся в пределах 4,8 ± 3 кПа. На сегодняшний день это пока единственная опубликованная работа по данному направлению, обнаруженная нами [3]. Несмотря на то, что большинство исследований выполнено одинаковой технологией использования акустического импульса, единого мнения о нормальных характеристиках жесткости паренхимы поджелудочной железы пока не существует [13, 30, 41, 75, 76]. Различия в показателях, по мнению авторов, можно объяснить сразу несколькими причинами [13, 30, 75, 76]. По мнению [76, 86], это объясняется погрешностями в создании оптимального угла при направлении ультразвукового луча в зоне интереса, более глубокими пространственным расположением головки и хвоста, а также возможным различием в гистологических свойствах тканей. По мнению [13, 74] на скорость распространения поперечных волн через среду влияют различные биофизические факторы. Авторы выделяют несколько таких факторов: длина волны, расстояние от источника до ткани мишени, сила ручного сжатия,

направление расположения контрольного объема. Эти факторы обусловлены физическим и геометрическим влиянием. Факторы, обусловленные анатомо-биологическими причинами: фактор упругости, анизотропии, наличие в исследуемой области частей, имеющих различный акустический импеданс [13, 74]. По мнению некоторых исследователей, в биологических тканях к факторам, определяющим жесткость, можно отнести жировые и соединительнотканые компоненты [24, 57, 76, 87]. По наблюдениям [24], увеличение общего жира в организме способствуют жировым отложением в органах, снижая их жесткость. Однако, по мнению [76, 87], сам процесс липоматоза в железе не оказывает влияния на изменения жесткости. Полученные авторами результаты согласуются с результатами исследования [57], показывающие, что отложение жира в печени не влияет на измерение жесткости печени, определяемое ARFI. Кроме того, исследования [29] панкреатического липоматоза у 30 пациентов так же не показали отличия показателей жесткости здоровой паренхимы и липоматозного процесса. По мнению [76], изменения в показателях жесткости при исследовании поджелудочной железы у пациентов с повышенными показателями индекса массы тела можно объяснить общим отложением жира в подкожно-жировой клетчатке. По их мнению, уменьшение скорости сдвиговой волны происходит по мере увеличения индекса массы тела, так как изменение толщины подкожно-жирового слоя, как правило, приводит к увеличению расстояния от преобразователя до исследуемого органа. Авторы указывают, что мягкие характеристики жира могут приводить к более медленному распространению сдвиговых волн, что и приводит к изменению показателей жесткости [76]. Влияние толщины подкожно-жирового слоя на показатели сдвиговых волн отмечает в своей работе и [87]. По мнению других исследователей, снижение эластичности может наблюдаться при наличии фиброзных и атрофических изменений, появляющихся с увеличением возраста [12, 48, 64, 76]. В связи с этим, особый клинический интерес представляют работы по изучению влияния фактора «возраст» на жесткость поджелудочной железы. Исследования [12, 64, 76] показывают корреляцию между скоростью сдвиговой волны и жесткостью. По их мнению, с возрастом жесткость ткани поджелудочной железы должна увеличиваться. Однако исследования [84] не выявили четкой зависимости изменений от возрастного показателя. Так же интересны работы по изучению влияния алкоголя и курения на жесткость поджелудочной железы. На сегодняшний день не доказана статистическая зависимость между употреблением алкоголя и курением и изменением жесткости

паренхимы. В исследованиях [43] показано, что употребление алкоголя влияет на жесткость поджелудочной железы, а [76] отметили, что употребление алкоголя и курение не оказывают влияния на показатели жесткости, но при этом уточняют, что их выборка была случайной, без учета абсолютного значения количества употребляемого алкоголя и продолжительности его потребления. В связи с этим они предлагают расширить объем исследований в этом направлении. На сегодняшний день остается открытой дискуссия о влиянии гендерных факторов на жесткость паренхимы поджелудочной железы [3, 76]. По мнению [3] разница в показателях жесткости между полами существует, однако исследования [76] не выявляют гендерной зависимости в изменениях жесткости паренхимы. Несомненно, полученные результаты исследований свидетельствуют о необходимости дальнейшего изучения влияния различных факторов на изменение жесткости паренхимы железы [59, 76]. Многие авторы придерживаются мнения, что, несмотря на зависимость эластичности биологической ткани от различных факторов, изменения скорости распространения сдвиговых волн все же имеют высокую корреляцию с различными патологическими процессами [19, 31, 45, 48, 57, 59, 62, 73, 76]. На сегодняшний день наблюдения, доказывающие возможность использования эластографии сдвиговой волны при характеристике патологических процессов, представляют значительный клинический интерес. Результаты исследования многих авторов показывают, что изменения показателей жесткости паренхимы поджелудочной железы могут быть использованы в сравнительной оценке опухолевой патологии, а также воспалительного процесса поджелудочной железы [19, 31, 41 – 43, 45, 55, 62, 84, 87]. В своих работах [29, 32, 55, 84] показывают, что скорость сдвиговых волн, а следовательно, и жесткость паренхимы изменяется при остром воспалении. Исследования [29, 51, 62, 67, 86] определяют характерные изменения скоростных характеристик при хроническом панкреатите, а [19, 29, 41, 84] показывают эффективность использования эластографии SWE при очаговых образованиях поджелудочной железы. Все эти исследования демонстрируют перспективы использования данной технологии в клинической практике. Проведя анализ публикаций, было выяснено, что повышение жесткости паренхимы наблюдается как при воспалительных процессах, так и при онкологических поражениях. Исследования [29] зафиксировали, что повышение показателей скорости сдвиговой волны происходит при остром, хроническом панкреатите, а также и при злокачественных поражениях. Они отмечают, что при скорости сдвиговых волн 1,74 м/с следует предпо-

лагать в большей степени о злокачественном поражении. Авторы при анализе клинических случаев, включающих 35 пациента с острым панкреатитом, 53 пациента с хроническим панкреатитом и 52 пациента с аденокарциномой, установили чувствительность метода – 91,1%, специфичность – 60,4% [29]. Зависимость изменений скоростных характеристик при остром панкреатите от этиологического фактора была изучена [41, 43]. В этих работах показано, что скорость сдвиговой волны при остром панкреатите без установленного этиологического фактора находится в пределах $1,21 + 0,20$ м/с, для головки $1,18 + 0,20$, тела $1,25 + 0,19$ см/с. При алкогольном панкреатите скорость может увеличиваться до 1,4 м/с. Все данные в этих исследованиях приведены без уточнения клинко-морфологической формы заболевания [41, 43]. Результаты исследования [55] зафиксировали, что средние скорости сдвиговой волны $3,233 \pm 0,852$ м/с в паренхиме поджелудочной железе и более 2,0 м/с в перипанкреатической клетчатке свидетельствуют об остром воспалительном процессе в поджелудочной железе. Однако авторы уточняют, что верхним пределом достоверности интерпретируемых показателей является скорость сдвиговой волны 4,95 м/с, а при более высоких показателях возможности аппаратного измерения резко снижаются. При этом к количественной характеристике панкреатических масс они рекомендуют использовать и цветовую шкалу [55]. Авторы показывают, что при скорости распространения волны в паренхиме менее 2,2 м/с и перипанкреатической клетчатке менее чем 2,0 м/с, у пациентов с выраженным болевым синдромом острый панкреатит может быть исключен [55]. Они также обращают внимание, что изменения показателей скорости сдвиговых волн могут характеризовать и развитие клинко-морфологических форм воспаления. Авторы отмечают, что при интерстициальном панкреатите процесс быстрого снижения скорости сдвиговой волны с корректировкой на цветную шкалу при мониторинге заболевания обычно связан с выздоровлением, а процесс снижения скорости волны в фокальных зонах отражает развитие некроза при деструктивном панкреатите. Данные критерии могут предсказывать процесс деструкции и при отсутствии визуализация в В-режиме [55]. В данной исследовательской работе показана чувствительность – 97% и специфичность – 93% [55]. В работе [44] на 25 пациентах показано, что у пациентов с острым панкреатитом средние показатели жесткости составляют $1,88 \pm 0,72$ м/с, при этом отмечено, что при алкогольном панкреатите скорости имеют более высокие значения $2,08 \pm 0,80$ м/с, а при гиперлипидемии более низкие – $1,66 \pm 0,10$ м/с. Чувствительность и специфич-

ность составили 85,0% и 79,1%. Исследования [32, 33] на 88 пациентах с симптомами острого панкреатита показывают, что значение скорости сдвиговой волны для дифференциальной диагностики острого и хронического панкреатита будут находиться в пределах 1,63 м/с, чувствительность – 100% и специфичность – 98%. Однако [84] не нашли статистической разницы между показателями здоровой паренхимы и при остром воспалении. Показатели жесткости в головке здоровой паренхимы составили $1,18 + 0,23$ м/с, в теле – $1,21 + 0,20$ м/с, а при остром панкреатите показатели составили для головки $1,18 + 0,20$ м/с, для тела – $1,25 + 0,19$ м/с [84]. Следует отметить, что результаты исследований в указанных выше научных работах получены с помощью технологии Virtual Touch - Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging. К сожалению, исследований, анализирующих изменения жесткости паренхимы поджелудочной железы при остром панкреатите, использующих сдвиговые волны технологией ElastpQ мы не нашли.

Небольшой объем информации, неоднозначность имеющихся результатов по исследованию показателей жесткости поджелудочной железы при остром панкреатите, по мнению многих исследователей, может быть связан с факторами, ограничивающими процесс визуализации самой поджелудочной железы [9, 11, 20, 74]. Проанализировав представленные результаты, было выявлено, что все исследователи указывают на трудности точной воспроизводимости методики эластографии [41, 74, 84, 87]. По мнению авторов, некорректное проведение эластографии без понимания физических, геометрических, анатомических и физиологических причин, потенциально способных изменить скорость распространения сдвиговых волн, может приводить к искаженным измерениям скорости сдвиговой волны [59, 74]. По мнению [9] основное условие получения оптимальных эластограмм определяется четкой визуализацией в В-режиме, что не всегда выполнимо при визуализации поджелудочной железы. В работе [74] отмечается, что ухудшает визуализацию в В-режиме и ограничивает эффективность проведения эластографии наличие различных теней, реверберации и артефактов отражения, а [11] считают, что к факторам ухудшающих качество изображений относятся артефакты, получаемые от воздухосодержащих органов. По их мнению, в 24% случаев затрудненная визуализация возникает из-за пневматоза. Однако [20], сделав сравнительный анализ диагностических возможностей методов визуализации УЗИ, МСКТ, МРТ, ЭУЗИ, ПЭТ, не нашел убедительных данных влияния пневматоза на качество получаемых изображений. По его мнению, оптимальные изображения можно

получить в 73-93% случаев. А по мнению [87], артефакты от воздухосодержащих органов могут ухудшать получение адекватных эластограмм при визуализации хвоста поджелудочной железы. Авторы указывают на артефакты, возникающие при различной дисперсности тканей, анизотропию, показывая, что анизотропия приводит к неверным оценкам скорости сдвиговой волны и повышает степень логарифмической ошибки [7, 59]. По мнению [41 - 43] артефакты, возникающие из-за отражений сдвиговых волн очень жестких фрагментов в изображениях, могут приводить к артефакту «мягкого центра». Они считают, что на показатели значений скорости волны влияет расстояние от источника возбуждения до ткани-мишени, продемонстрировав зависимость точности эластографии от глубины поражения [41 - 43, 55]. При этом [41 - 43] определяют оптимальную глубину расположения зоны интереса не более 4,2 см от поверхности тела, а [55] - не более 6 см. Как показывают исследования [9], небольшие размеры органа, имеющего характерное пространственное расположение, затрудняют получение достоверных результатов при трансабдоминальной соноэластографии, исследования [60] обращают внимание на то, что при трансабдоминальной соноэластографии пространственное расположение поджелудочной железы не всегда позволяет создать оптимальное направление распространения УЗ-луча, указывая, что хорошую эластограмму можно получить только в теле железы. В связи с этим, авторы преимуществом использования эластографии видят в эндоскопическом ультразвуковом исследовании, отмечая, что расстояние между зондом и поджелудочной железой будет при данном доступе меньше [41, 60]. По мнению [47], несмотря на все преимущества эндоскопического ультразвукового исследования, у него тоже есть свои ограничения. Авторы полагают, что ограничением широкого использования эндоскопического метода могут являться артефакты, возникающие от сосудов, сердца и позвоночника. Кроме того, при остром панкреатите [41] среди факторов, ограничивающих использование эндоскопической эластографии, указывают на риск возникновения осложнений после манипуляции. На возможность ограничения метода указывают в своих работах и [84], отмечая ограничения возможности использования метода при наличии больших размеров некроза. По данным авторов, при размерах некроза более 30-35 мм адекватная оценка процесса невозможна. По их мнению, при трансабдоминальной эластографии размер патологического очага так же имеет значение. Они уточняют, что контрольный объем не должен выходить за пределы исследуемой ткани [84], а [60, 76] считают, что точность воспроиз-

ведения метода зависит не только от биофизиологических факторов, но и от опыта оператора, при этом [76], обобщая свой опыт, указывают, что различия в получаемых данных возникают в связи с отсутствием стандартизации метода. Не существует единого мнения по набору данных и количества измерений, которое необходимо произвести. У разных авторов количество необходимых измерений составляет от 3 до 10. Например, [28] предлагают проводить по 5 контрольных изменений, [41] - по 10 измерений, [84] - по 7 измерений, [55] предлагают проводить по 3-4 измерения в зависимости от анатомической области. В своей работе [87] изучают различные условия проведения методики трансабдоминальной эластографии, основываясь на предложениях различных ученых, авторы проводят анализ статистической значимости количества проб зондирования каждого участка и приходят к выводу, что количество набора данных может соответствовать 5 измерениям. Эти авторы так же указывают на необходимость корреляции между толщиной подкожно-жирового слоя и исследуемой тканью, оптимальное соотношение между направлением ультразвукового луча и силой сжатия, тем самым определяя условия оптимального зондирования [87].

Таким образом, анализ опубликованных исследований показал, что ультразвуковая эластография, интегрированная в клиническую практику, открывает новые возможности изучения жесткости паренхимы поджелудочной железы при различных патологических состояниях. Было установлено, что несмотря на большое количество исследований во многих направлениях, проблема выявления диагностически значимых критериев изменений жесткости паренхимы поджелудочной железы при различной патологии остается актуальной. При этом анализ публикаций свидетельствует о необходимости дальнейшего изучения жесткости паренхимы железы в следующих направлениях: исследование различных факторов, влияющих на изменение жесткости поджелудочной железы; влияния различных факторов, вызывающих трудности воспроизводимости методики эластографии. Анализ опубликованных работ позволяет предполагать, что использование соноэластографии в диагностике патологии поджелудочной железы, острого панкреатита в частности, находится на этапе научного поиска и является открытым научным вопросом.

Источник финансирования и конфликт интересов.

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

References:

1. Al Mofleh I.A. Severe acute pancreatitis: pathogenetic aspects and prognostic factors. *World J Gastroenterol.* 2008; 7; 14 (5): 675-684.
2. Arda K., Ciledag N., Aribas B.K., Aktas E., Köse K. Quantitative assessment of the elasticity values of liver with shear wave ultrasonographic elastography. *Indian J Med Res.* 2013; 137: 911-915.
3. Arda K., Ciledag N., Aktas E., Aribas B.K., Köse K. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *AJR Am J Roentgenol.* 2011; 197 (3): 532-536.
4. Babaniyi O.A. Recovering vector displacement estimates in quasistatic elastography using sparse relaxation of the momentum equation. *Inverse Probl Sci Eng.* 2017; 25(3):326-362.
5. Balthazar E.J., Robinson D.L., Megibow A.J., Ranson J.H. Acute pancreatitis: value of CT in establishing prognosis. *Radiology.* 1990;174: 331-336.
6. Bamber J., Cosgrove D., Dietrich C.F., Fromageau J., Bojunga J., Calliada F., Cantisani V., Correas J.M., D'Onofrio M., Drakonaki E.E., Fink M., Friedrich-Rust M., Gilja O.H., Havre R.F., Jenssen C., Klauser A.S., Ohlinger R., Saftoiu A., Schaefer F., Sporea I., Piscaglia F. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med.* 2013;34(2): 169-184.
7. Barannik E.A., Girnyk S.A., Tovstiak V.V., Marusenko A.I., Volokhov V.A., Sarvazyan A.P., Emelianov S.Y. The influence of viscosity on the shear strain remotely induced by focused ultrasound in viscoelastic media. *J Acoust Soc Am.* 2004 ;115: 2358-2364.
8. Baril N.B., Ralls P.W., Wren S.M., Selby R.R., Radin R., Parekh D., Jabbour N., Stain S.C. Does an infected peripancreatic fluid collection or abscess mandate operation? *Ann Surg.* 2000;231: 361-367.
9. Barr R.G., Nakashima K., Amy D., Cosgrove D., Farrokh A., Schaefer F., Bamber J.C., Castera L., Choi B.I., Chou Y.H. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 2: breast. *Ultrasound Med Biol.* 2015;41: 1148-1160.
10. Bercoff J.I., Tanter M., Fink M. Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2004;51(4): 396-409.
11. Block S., Maier W., Bittner R., Büchler M., Malfertheiner P., Beger H.G. Identification of pancreas necrosis in severe acute pancreatitis: imaging procedures versus clinical staging. *Gut.* 1986 Sep;27(9): 1035-1042.
12. Bota S., Bob F., Sporea I., Şirli R., Popescu A. Factors that influence kidney shear wave speed assessed by acoustic radiation force impulse elastography in patients without kidney pathology. *Ultrasound Med Biol.* 2015;41: 1-6.
13. Bruno C., Minniti S., Bucci A., Pozzi Mucelli R. ARFI: from basic principles to clinical applications in diffuse chronic disease-a review. *Insights Imaging.* 2016; 7: 735-746.
14. Büchler M.W., Gloor B., Müller C.A., Friess H., Seiler C.A., Uhl W. Acute necrotizing pancreatitis: treatment strategy according to the status of infection. *Ann Surg.* 2000;232: 619-626.
15. Catalano M.F., Sahai A., Levy M., Romagnuolo J., Wiersma M., Brugge W., Freeman M., Yamao K., Canto M., Hernandez L.V. EUS-based criteria for the diagnosis of chronic pancreatitis: the Rosemont classification. *Gastrointest Endosc.* 2009;69: 1251-1261.
16. Conti C.B., Cavalcoli F., Fraquelli M., Conte D., Massironi S. Ultrasound elastographic techniques in focal liver lesions. *World J Gastroenterol* 2016; 22(9): 2647-2656.
17. Dawwas M.F., Taha H., Leeds J.S., Nayar M.K., Oppong K.W. Diagnostic accuracy of quantitative EUS elastography for discriminating malignant from benign solid pancreatic masses: a prospective, single-center study. *Gastrointest Endosc.* 2012;76: 953-961.
18. Doctor N., Philip S., Gandhi V., Hussain M., Barreto SG. Analysis of the delayed approach to the management of infected pancreatic necrosis. *World J Gastroenterol.* 2011;17: 366-371.
19. D'Onofrio M., Gallotti A., Martone E., Pozzi Mucelli R. Solid appearance of pancreatic serous cystadenoma diagnosed as cystic at ultrasound acoustic radiation force impulse imaging. *JOP.* 2009;10: 543-546.
20. Dhaka N., Samanta J., Kochhar S., Kalra N., Appasani S., Manrai M., Kochhar R. Pancreatic fluid collections: What is the ideal imaging technique? *World J Gastroenterol.* 2015 Dec 28;21(48): 13403-10
21. Dietrich C.F., Bamber J., Berzigotti A., Bota S., Cantisani V., Castera L., Cosgrove D., Ferraioli G., Friedrich-Rust M., Gilja O.H., Goertz R.S., Karlas T., de Knecht R., de Ledinghen V., Piscaglia F., Procopet B., Saftoiu A., Sidhu P.S., Sporea I., Thiele M. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Liver Ultrasound Elastography, Update 2017 (Long Version) *Ultraschall Med.* 2017;38: e48.
22. Dietrich C.F., Bamber J., Berzigotti A., Bota S., Cantisani V., Castera L., Cosgrove D., Ferraioli G., Friedrich-Rust M., Gilja O.H., Goertz R.S., Karlas T., de Knecht R., de Ledinghen V., Piscaglia F., Procopet B., Saftoiu A., Sidhu P.S., Sporea I., Thiele M. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Liver Ultrasound Elastography, Update 2017 (Short Version). *Ultraschall Med.* 2017;38: 377-394.
23. Ferraioli G., Filice C., Castera L., Choi B.I., Sporea I., Wilson S.R., Cosgrove D., Dietrich C.F., Amy D., Bamber J.C., Barr R., Chou Y.H., Ding H., Farrokh A., Friedrich-Rust M., Hall T.J., Nakashima K., Nightingale K.R., Palmeri M.L., Schaefer F., Shiina T., Suzuki S., Kudo M. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 3: liver. *Ultrasound Med Biol.* 2015;41(5): 1161-1179
24. Friedrich-Rust M., Poynard T., Castera L. Critical comparison of elastography methods to assess chronic liver disease. *Nat Rev Gastroenterol Hepatol.* 2016;13(7):402-411.
25. Friedrich-Rust M., Lupsor M., de Knecht R., Dries V., Buggisch P., Gebel M., Maier B., Herrmann E., Sagir A., Zchoval R., Shi Y., Schneider M.D., Badea R., Rifai K., Poynard T., Zeuzem S., Sarrazin C. Point Shear Wave Elastography by Acoustic Radiation Force Impulse Quantification in Comparison to Transient Elastography for the Noninvasive Assessment of Liver Fibrosis in Chronic Hepatitis C: A Prospective International Multicenter Study. *Ultraschall Med.* 2015;36(3): 239-247.
26. Gao L.I., Parker K.J., Lerner R.M., Levinson S.F. Imaging of the elastic properties of tissue—a review. *Ultrasound Med Biol.* 1996;22: 959-977
27. Gerber L., Friedrich-Rust M. Re: Non-Invasive Evaluation of Liver Fibrosis: 2-D Shear Wave Elastography, Transient Elastography or Acoustic Radiation Force Impulse Imaging? Ultra-

sound Med Biol. 2016 Dec;42(12): 3053.

28. Giovannini M., Thomas B., Erwan B., Christian P., Fabrice C., Benjamin E., Geneviève M., Paolo A., Pierre D., Robert Y. Endoscopic ultrasound elastography for evaluation of lymph nodes and pancreatic masses: a multicenter study. *World J Gastroenterol.* 2009;15: 1587-1593.
29. Goertz R.S., Schuderer J., Strobel D., Pfeifer L., Neurath M.F., Wildner D. Acoustic radiation force impulse shear wave elastography (ARFI) of acute and chronic pancreatitis and pancreatic tumor. *Eur J Radiol.* 2016 ;85: 2211-2216.
30. Gallotti A., D'Onofrio M., Pozzi Mucelli R. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) technique in ultrasound with Virtual Touch tissue quantification of the upper abdomen. *Radiol Med.* 2010;115: 889-897.
31. Göya C., Hamidi C., Okur M.H., İçer M., Oğuz A., Hattapoğlu S., Çetinçakmak M.G., Teke M. The utility of acoustic radiation force impulse imaging in diagnosing acute appendicitis and staging its severity. *Diagn Interv Radiol.* 2014;20: 453-458.
32. Göya C., Hamidi C., Hattapoğlu S., Çetinçakmak M.G., Teke M., Degirmenci M.S., Kaya M., Bilici A. Use of acoustic radiation force impulse elastography to diagnose acute pancreatitis at hospital admission: comparison with sonography and computed tomography. *J Ultrasound Med.* 2014;33(8): 1453-1460.
33. Göya C., Hamidi C., Hattapoğlu S., Çetinçakmak M.G., Teke M., Degirmenci M.S., Kaya M., Bilici A. Use of acoustic radiation force impulse elastography to diagnose acute pancreatitis at hospital admission: comparison with sonography and computed tomography. *J Ultrasound Med.* 2014;33(8): 1453-1456.
34. Herrmann E., de Lédinghen V., Cassinotto C., Chu W.C., Leung V.Y., Ferraioli G., Filice C., Castera L., Vilgrain V., Ronot M., Dumortier J., Guibal A., Pol S, Trebicka J., Jansen C., Strassburg C., Zheng R., Zheng J., Francque S., Vanwolleghem T., Vonghia L., Manesis E.K., Zoumpoulis P., Sporea I., Thiele M., Krag A., Cohen-Bacrie C., Criton A., Gay J., Deffieux T., Friedrich-Rust M. Assessment of biopsy-proven liver fibrosis by two-dimensional shear wave elastography: An individual patient data-based meta-analysis. *Gastrointest Endosc.* 2017;86(6): 1038-1045.
35. Hirooka Y., Kuwahara T., Irisawa A., Itokawa F., Uchida H., Sasahira N., Kawada N., Itoh Y., Shiina T. JSUM ultrasound elastography practice guidelines: pancreas. *J Med Ultrason (2001)* 2015;42: 151-174.
36. Iglesias-Garcia J., Larino-Noia J., Abdulkader I., Forteza J., Dominguez-Munoz J.E. EUS elastography for the characterization of solid pancreatic masses. *Gastrointest Endosc.* 2009;70: 1101-1108.
37. Iglesias-Garcia J., Domínguez-Muñoz J.E., Castiñeira-Alvarino M., Luaces-Regueira M., Lariño-Noia J. Quantitative elastography associated with endoscopic ultrasound for the diagnosis of chronic pancreatitis. *Endoscopy.* 2013;45: 781-788.
38. Iglesias-Garcia J., Larino-Noia J., Abdulkader I., Forteza J., Dominguez-Munoz J.E. Quantitative endoscopic ultrasound elastography: an accurate method for the differentiation of solid pancreatic masses. *Gastroenterology.* 2010;139: 1172-1180.
39. Itokawa F., Itoi T., Sofuni A., Kurihara T., Tsuchiya T., Ishii K., Tsuji S., Ikeuchi N., Umeda J., Tanaka R., Yokoyama N., Moriyasu F., Kasuya K., Nagao T., Kamisawa T., Tsuchida A. EUS elastography combined with the strain ratio of tissue elasticity for diagnosis of solid pancreatic masses. *J Gastroenterol.* 2011 ;46: 843-853.
40. Itoh Y., Itoh A., Kawashima H., Ohno E., Nakamura Y., Hiramatsu T., Sugimoto H., Sumi H., Hayashi D., Kuwahara T. Quantitative analysis of diagnosing pancreatic fibrosis using EUS-elastography (comparison with surgical specimens). *J Gastroenterol.* 2014;49: 1183-1192.
41. Kawada N. Elastography for the pancreas: Current status and future perspective. *World J Gastroenterol.* 2016 ;22: 3712-3724.
42. Kawada N., Tanaka S., Uehara H., Takakura R., Katayama K., Fukuda J., Matsuno N., Takenaka A., Ishikawa O. Feasibility of second-generation transabdominal ultrasound-elastography to evaluate solid pancreatic tumors: preliminary report of 36 cases. *Pancreas.* 2012;41: 978-980 .
43. Kawada N., Tanaka S., Uehara H., Ohkawa K., Yamai T., Takada R., Shiroeda H., Arisawa T, Tomita Y. Potential use of point shear wave elastography for the pancreas: a single center prospective study. *Eur J Radiol.* 2014 ;83: 620-624.
44. Kaun-Chih Chen, Tien-Yu Huang, Cheng-Kuan Lin, Tzong-Hsi Lee, Chien-Chu Lin, Meng-Tzu Weng, Hsiu-Po Wang, Chen-Shuan Chung. Use of Acoustic Radiation Force Impulse Elastography to Predict Acute Pancreatitis: A Case-Control Study <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.08.1254>
45. Kuwahara T., Hirooka Y., Kawashima H., Ohno E., Sugimoto H., Hayashi D., Morishima T., Kawai M., Suhara H., Takeyama T., Yamamura T., Funasaka K., Nakamura M., Miyahara R., Watanabe O., Ishigami M., Shimoyama Y., Nakamura S., Hashimoto S., Goto H. Quantitative evaluation of pancreatic tumor fibrosis using shear wave elastography *Pancreatol.* 2016;16: 1063-1068.
46. Kyriakidou G., Friedrich-Rust M., Bon D., Sircar I., Schrecker C., Bogdanou D., Herrmann E., Bojunga J. Comparison of strain elastography, point shear wave elastography using acoustic radiation force impulse imaging and 2D-shear wave elastography for the differentiation of thyroid nodules. *PLoS One.* 2018;13(9): e0204095.
47. Lee Hi Endoscopic Ultrasound Elastography for the Pancreas in Korea: A Preliminary Single Center Study *Clinical Endoscopy* 2013; 46: 172-177
48. Lee T.K., Kang C.M., Park M.S., Choi S.H., Chung Y.E., Choi J.Y., Kim M.J. Prediction of postoperative pancreatic fistulas after pancreatectomy: assessment with acoustic radiation force impulse elastography. *J Ultrasound Med.* 2014;33: 781-786.
49. Li X., Xu W., Shi J., Lin Y., Zeng X. Endoscopic ultrasound elastography for differentiating between pancreatic adenocarcinoma and inflammatory masses: a meta-analysis. *World J Gastroenterol.* 2013;19: 6284-6291.
50. Li G.Y., Cao Y. Mechanics of ultrasound elastography. *Proc Math Phys Eng Sci.* 2017;473: 20160841.
51. Llamaza-Torres C.J., Fuentes-Pardo M., Álvarez-Higueras F.J., Alberca-de-Las-Parras F., Carballo-Álvarez F. Usefulness of percutaneous elastography by acoustic radiation force impulse for the non-invasive diagnosis of chronic pancreatitis. *Send to Rev Esp Enferm Dig.* 2016 ;108: 450-456.
52. Lucarotti M.E., Virjee J., Alderson D. Patient selection and timing of dynamic computed tomography in acute pancreatitis. *Br J Surg.* 1993;80(11): 1393-1395.
53. Luo Y., Yuan C.X., Peng Y.L., Wei P.L., Zhang Z.D., Jiang J.M., Dai L., Hu Y.K. Can ultrasound predict the severity of acute pancreatitis early by observing acute fluid collection? *World J Gastroenterol.* 2001;7(2): 293-295.

54. Lyshchik A., Higashi T., Asato R., et al. Thyroid gland tumor diagnosis at US elastography. *Radiology*. 2005;237: 202–211.
55. Mateen M.A., Muheet K.A., Mohan R.J., et al. Evaluation of ultrasound based acoustic radiation force impulse (ARFI) and eSie touch sonoelastography for diagnosis of inflammatory pancreatic diseases. *JOP*. 2012;13: 36–44.
56. Mostbeck G. Elastography – and Nobody Will Come!. *Ultraschall in Med* 2013; 34: 211–213.
57. Motosugi U., Ichikawa T., Niitsuma Y., Araki T. Acoustic radiation force impulse elastography of the liver: can fat deposition in the liver affect the measurement of liver stiffness? *Jpn J Radiol*. 2011 Nov;29(9): 639–643.
58. Moynihan B. Acute pancreatitis. *Ann Surg*. 1925;81: 132–142.
59. Mulabecirovic A., Vesterhus M., Gilja O.H., Havre R.F. In Vitro Comparison of Five Different Elastography Systems for Clinical Applications, Using Strain and Shear Wave Technology. *Ultrasound Med Biol*. 2016;42: 2572–2588.
60. Ohno E., Kawashima H., Hashimoto S., Goto H., Hirooka Y. Current status of tissue harmonic imaging in endoscopic ultrasonography (EUS) and EUS-elastography in pancreatobiliary diseases. *Dig Endosc*. 2015 ;27: 68–73
61. Ophir J., Alam S.K., Garra B., Kallel F., Konofagou E., Krouskop T., Varghese T. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. *Proc Inst Mech Eng H*. 1999;213: 203–233.
62. Park M.K., Jo J., Kwon H., Cho J.H., Oh J.Y., Noh M.H., Nam K.J. Usefulness of acoustic radiation force impulse elastography in the differential diagnosis of benign and malignant solid pancreatic lesions. *Ultrasonography*. 2014 Jan;33(1): 26–33
63. Piscaglia F., Salvatore V., Mulazzani L., Cantisani V., Schiavone C. Ultrasound Shear Wave Elastography for Liver Disease. A Critical Appraisal of the Many Actors on the Stage» *Ultraschall Med*. 2016 ; 37(1): 1–5.
64. Popescu A., Sporea I., Sirli R., Bota S., Focşa M., Dănilă M., Nicolită D., Martie A., Sendroiu M., Juchiş A. The mean values of liver stiffness assessed by acoustic radiation force impulse elastography in normal subjects. *Med Ultrason*. 2011;13: 33–37.
65. Portelli M., Jones C.D. Severe acute pancreatitis: pathogenesis, diagnosis and surgical management. *Hepatobiliary Pancreat Dis Int*. 2017 ;16(2): 155–159.
66. Papachristou G.I. Prediction of severe acute pancreatitis: current knowledge and novel insights *World J Gastroenterol*. 2008;14(41): 6273–6275.
67. Pozzi R., Parzanese I., Baccarin A., Giunta M., Conti C.B., Cantù P., Casazza G., Tenca A., Rosa R., Gridavilla D., Casella G., Conte D., Fraquelli M. Point shear-wave elastography in chronic pancreatitis: A promising tool for staging disease severity. *Pancreatology*. 2017;17: 905–910.
68. Rana S.S., Bhasin D.K., Rao C., Sharma R., Gupta R. Comparative evaluation of structural and functional changes in pancreas after endoscopic and surgical management of pancreatic necrosis. *Ann Gastroenterol*. 2014;27: 162–166.
69. Ranson J.H., Spencer F.C. The role of peritoneal lavage in severe acute pancreatitis. *Ann Surg*. 1978;187: 565–575.
70. Rodriguez J.R., Razo A.O., Targarona J., Thayer S.P., Rattner D.W., Warshaw A.L., Fernández-del Castillo C. Debridement and closed packing for sterile or infected necrotizing pancreatitis: insights into indications and outcomes in 167 patients. *Ann Surg*. 2008;247: 294–299.
71. Samani A., Zubovits J., Plewes D. Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples. *Phys Med Biol*. 2007;52: 1565–1576.
72. Sekimoto M., Takada T., Kawarada Y., Hirata K., Mayumi T., Yoshida M., Hirota M., Kimura Y., Takeda K., Isaji S., Koizumi M., Otsuki M., Matsuno S. JPN Guidelines for the management of acute pancreatitis: epidemiology, etiology, natural history, and outcome predictors in acute pancreatitis. *J Hepatobiliary Pancreat Surg*. 2006;13(1): 10–24.
73. Shiina T., Nightingale K.R., Palmeri M.L., Hall T.J., Bamber J.C., Barr R.G., Castera L., Choi B.I., Chou Y.H., Cosgrove D., Dietrich C.F., Ding H., Amy D., Farrokh A., Ferraioli G., Filice C., Friedrich-Rust M., Nakashima K., Schafer F., Sporea I., Suzuki S., Wilson S., Kudo M. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol*. 2015;41: 1126–1147.
74. Sigrist R.M.S, Liau J., Kaffas A.E., Chammas M.C., Willmann J.K. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics*. 2017; 7: 1303–1329.
75. Sigrist R.M.S, Gomes S.I.M, Possagnolo D.T, Martines B.M.R. Unusual tomographic findings of complicated necrotizing pancreatitis. *Autops Case Rep*. 2013 ;3: 63–68
76. Stumpf S., Jaeger H., Graeter T., Oeztuerk S., Schmidberger J., Haenle M.M., Kratzer W. Elasto-Study Group Ulm. Influence of age, sex, body mass index, alcohol, and smoking on shear wave velocity (p-SWE) of the pancreas. *Abdom Radiol (NY)*. 2016;41: 1310–1316.
77. Tang A., Cloutier G., Szeverenji N.M., Sirlin C.B. Ultrasound Elastography and MR Elastography for Assessing Liver Fibrosis: Part 1, Principles and Techniques. *AJR Am J Roentgenol*. 2015 ;205: 22–32.
78. Teshima C.W., Sandha G.S. Endoscopic ultrasound in the diagnosis and treatment of pancreatic disease *World J Gastroenterol*. 2014; 20: 9976–9989
79. Tsutsumi M., Miyagawa T., Matsumura T., Kawazoe N., Ishikawa S., Shimokama T., Shiina T., Miyanaga N., Akaza H. The impact of real-time tissue elasticity imaging (elastography) on the detection of prostate cancer: clinicopathological analysis. *Int J Clin Oncol*. 2007;12: 250–255.
80. Ueno E., Tohno E., Soeda S., et al. Dynamic tests in real-time breast echography. *Ultrasound Med Biol*. 1998;14: 53–57.
81. Uemoto T., Ueno E., Matsumura T., Yamakawa M., Bando H., Mitake T., Shiina T. Ex vivo and in vivo assessment of the non-linearity of elasticity properties of breast tissues for quantitative strain elastography *Send to Ultrasound Med Biol*. 2014 ;40: 1755–1768.
82. van Baal M.C., van Santvoort H.C., Bollen T.L., Bakker O.J., Besselink M.G., Gooszen H.G. Systematic review of percutaneous catheter drainage as primary treatment for necrotizing pancreatitis. *Br J Surg*. 2011;98: 18–27
83. Wu X.N. «Current concept of pathogenesis of severe acute pancreatitis». *World J Gastroenterol*. 2000;6: 32–36
84. Xie J., Zou L., Yao M., Xu G., Zhao L., Xu H., Wu R. A Preliminary Investigation of Normal Pancreas and Acute Pancreatitis Elasticity Using Virtual Touch Tissue Quantification (VTQ) Imaging. *Med Sci Monit*. 2015;21: 1693–1699.
85. Yamakawa M., Nitta N., Shiina T., et al. High-speed free-hand tissue elasticity imaging for breast diagnosis. *Jpn J Appl*

Phys. 2003;42: 3265–3270.

86. Yashima Y., Sasahira N., Isayama H., Kogure H., Ikeda H., Hirano K., Mizuno S., Yagioka H., Kawakubo K., Sasaki T. Acoustic radiation force impulse elastography for noninvasive assessment of chronic pancreatitis. *J Gastroenterol.* 2012;47:

427-432

87. Zaro R., Lupsor-Platon M., Cheviet A., Badea R. The pursuit of normal reference values of pancreas stiffness by using Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) elastography. *Med Ultrason.* 2016;18: 425-430.