

Применение сдвиговолновой эластографии для оценки механических изменений мягких тканей при термоабляции: экспериментальное исследование

А.Н. Кориченский,
Т.М. Бабкина, В.Е. Медведев

Национальная медицинская академия
последипломного образования
им. П.Л. Шупика

Введение

Ультразвуковая (УЗ) диагностика широко используется для контроля хода малоинвазивных вмешательств. Основным ультразвуковым феноменом при термоабляции является повышение эхогенности очага и перинодальных тканей, связанное с появлением пузырьков газа в тканях [2, 14]. Стандартный В-режим, тканевая гармоника, доплеровские методики, УЗ контрасты не дают полной картины хода и результатов процедуры абляции [22]. Даже опытные радиологи в 10-15 % случаев не обнаруживают никаких изменений после абляции, в 60-65 % описываемые изменения не соответствуют морфологическим и только в 20-25 % случаев оценка оказывается достаточно точной [20]. Кроме того, считается, что для достижения максимального эффекта лечения размер гипертермированного участка должен быть на 5-10 мм больше, чем первоначальный размер опухоли. Этот дополнительный периферийный слой абляции позволяет элиминировать микроскопические сателлитные опухолевые повреждения и снижает вероятность местных рецидивов [3]. Но больший объем термического воздействия не желателен, т.к. может вести к осложнениям [8].

Появление сдвиговолновой эластографии (СВЭ) расширило возможности диагностического ультразвука и позволило измерять жесткость (модуль Юнга) тканей [1, 18]. Эффективность сдвиговолновых технологий для визуализации термальных и химически индуцированных поражений мягких тканей, отслеживания границ и размеров поражения была

показана экспериментально на фантомах [17, 19] и животных [12, 16, 20].

На макро- и микропрепаратах после термоабляции выделяют ряд зон термического повреждения (рис. 1): ближайшая к электроду зона полной коагуляции и обугливания тканей, зона сублетального поражения тканей возникает при температурах 43-50°C, зона полностью обратимых изменений при нагреве до 42°C [2, 8].

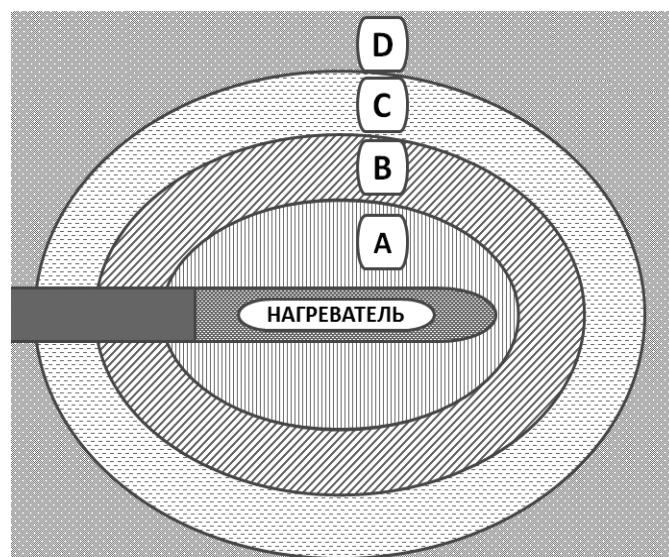


Рис.1. Схематическое изображение зон термической нагрузки на ткани при термоабляции (по [8]): А - центральная зона высокой температуры (более 60° С, в зависимости от методики может превышать 100° С), возникает в тканях непосредственно вокруг электрода, В - зона сублетального поражения тканей (нагрев до 43-50° С), С - зона полностью обратимых изменений (нагрев не более 42°С), D – неизмененные ткани.

Тем не менее, остаются неясными вопросы динамики развития ультразвуковых визуальных признаков термических повреждений, возможности их оценки с помощью эластографии и эластометрии.

Цель - выявить и проследить температурные зависимости и флуктуации модуля Юнга (МЮ) некоторых биологических тканей в эксперименте. Определить возможности СВЭ как метода ультразвукового контроля процесса термоабляции тканей.

Материалы и методы исследования

Исследование было проведено на фрагментах замороженных тканей животных (печени свиньи и вымени коровы). Данное исследование не является конфликтным с руководствами и принципами работы с лабораторными животными.

Образцы биологических тканей. В качестве моделей использовались фрагменты печени свиньи и вымени коровы размером 50x40x30 мм. Исследования проводились после размораживания объектов при комнатной температуре. Перед исследованием оценивались органолептические свойства размороженных образцов. Образцы хорошего качества исследовались на предмет появления воздуха и других артефактов, которые могли бы быть признаком некачественного хранения и деградации материала.

Дизайн исследования. Нагрев тканей осуществлялся с помощью бытового термостата Orion-OB06 (Китай). Нагреватель позволяет равномерно нагревать и поддерживать постоянную заданную температуру в диапазоне от 0 до 100° С. Для эксперимента была выбрана температура 90° С. Точность нагрева $\pm 1^\circ$ С. Для более равномерного нагрева и создания твердой горизонтальной поверхности, на которой в дальнейшем фиксировался объект, в нагревательную камеру устанавливался герметичный стеклянный сосуд, заполненный водой, который также выполнял функцию накопителя тепла. Перед установкой объекта температура системы нагрева была «комнатной» в пределах 20-22° С. Образцы опускались в термокамеру так, чтобы над поверхностью выступал слой тканей 10-15 мм.

Контроль температуры объекта осуществлялся с помощью электронного термометра

с термодатчиком в виде металлического заостренного щупа диаметром 4 мм. Термодатчик вводился в тело объекта на расстоянии 15 мм от наружного края на глубине 10-20 мм горизонтально или под небольшим углом так, чтобы острие датчика было не ближе 15 мм от наружного края объекта. Навигация установки термодатчика в объекте по глубине и расстоянию от краёв определялась в В-режиме УЗ сканирования. Точность измерения 1°С. Фиксировали температуру и время нагрева объекта.

Определение величины МЮ осуществляли с помощью УЗ системы Ultima RAExpert (Радмир, Украина) с функцией СВЭ. Использовался стандартный линейный датчик L5-12МГц.

В В-режиме определяли расположение термодатчика и фиксировали так, чтобы он был по латеральному краю изображения. Неподвижность датчика и постоянство прекомпрессии или ее полное отсутствие обеспечивали лабораторным штативом с зажимом. Датчик фиксировали таким образом, чтобы сканирующая поверхность была строго горизонтальна и равномерно прилежала к поверхности объекта. Основным критерием было качественное серошкальное изображение и минимальная прекомпрессия (методика аналогична предложенной R.Varg [10]).

Область интереса (ОИ) СВЭ изображение термодатчика не попадало в область анализа, для исключения артефактов отражения сдвиговых волн от твердой металлической поверхности. Центр контрольного объема (КО) СВЭ располагался на одном уровне с центром термодатчика. Схема эксперимента представлена на рис. 2.

Обоснование корректности результатов. Так как нагрев объекта осуществляется в основном снизу и в меньшей степени с боков путем конвекции тепла, проводился плавный нагрев тканей. Температура объекта повышалась со скоростью 1°С в 1.5-2.5 мин (в зависимости от размеров объекта). Такое медленное повышение температуры позволяет предположить, что ткани прогревались достаточно равномерно. Специфика оценки жесткости тканей подразумевает измерение целого комплекса значений МЮ, к ним относятся среднее, максимальное, минимальное значения и стандартное отклонение (СО), полученные в пределах КО СВЭ. Размер КО СВЭ выбирается оператором во многом интуитивно. Мы не нашли в работах

по физическим принципам и методике применения эластографии четких указаний по выбору размера КО СВЭ [1, 9, 18].

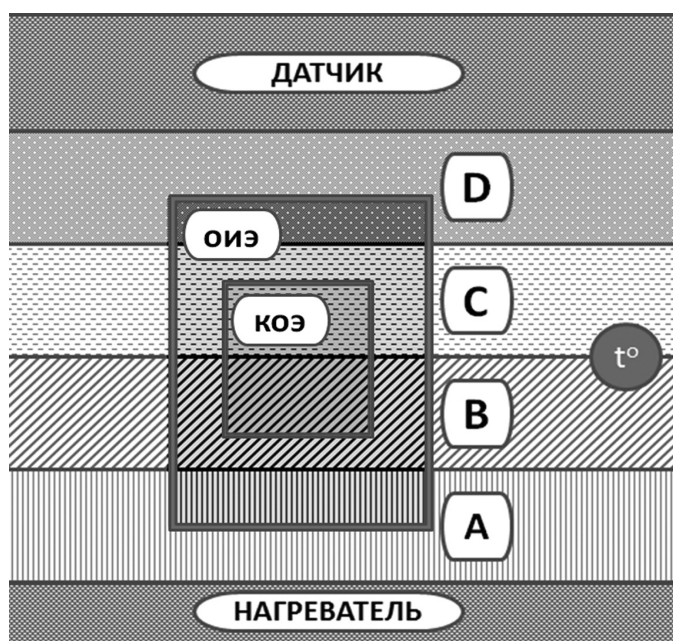


Рис. 2. Схема эксперимента с контрольным объемом эластометрии размером 6 мм. А – зона высокой температуры (температура 70°-90° С задаётся нагревателем), возникает непосредственно над нагревателем; В-С – зона контрольных измерений, условно соответствует зонам сублетальных и обратимых изменений тканей; D – неизменённые ткани; t° – термодатчик контроля температуры; ОИ СВЭ – область интереса сдвиговой эластографии; КО СВЭ – контрольный объем эластометрии.

Следует отметить, что в работах по клиническому применению СВЭ в качестве ключевого диагностического параметра разные авторы применяли как средние значения МЮ, так и максимальные и стандартное отклонение. Минимальные значения в основном не учитываются [11, 15]. Расположение центра КО СВЭ на одном уровне с термодатчиком, размер КО СВЭ 6 мм, учет всех параметров МЮ, позволяют достаточно точно в заданном

объёме оценивать изменение механических свойств образцов тканей.

Результаты и их обсуждение

Вымя. Было исследовано пять образцов вымени различных коров. Изменения МЮ отслеживались в диапазоне температур от 14°С до 53°С, среднее время нагрева 102,8±12,8 мин. Исходные значения параметров МЮ при температуре 20°С: среднее = 6,95±0,74 кПа, СО = 0,81±0,57 кПа, мин = 4,19±2,50 кПа, макс = 8,37±1,83 кПа. Можно выделить три фазы термической зависимости МЮ для вымени коровы. В первую фазу отмечается равномерное снижение значений МЮ, которое наблюдается до температуры около 37°С. Вторая фаза в диапазоне температур от 37°С до 44°С – «плато» на уровне минимальных значений МЮ. И третья фаза повышения значений МЮ после 45°С. Результаты измерений МЮ проб вымени представлены в табл. 1 и на рис. 3.

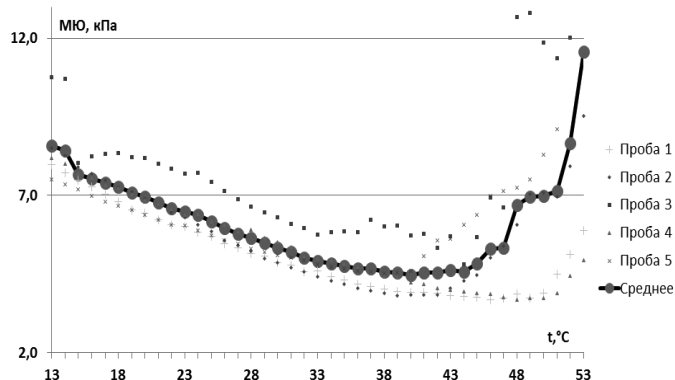


Рис. 3. Термическая зависимость средних значений МЮ образцов вымени коровы.

Печень. Было исследованы пять образцов печени различных свиней. Один образец был исключен из группы для усреднения в связи с тем, что была выявлена исходно чрезмерно высокая жесткость. При температуре 20°С среднее значение МЮ было 45,3 кПа, при нагреве

Таблица 1.

Динамика значений параметров МЮ вымени коровы в процессе повышения температуры.

Температура	среднее, кПа	СО, кПа	мин, кПа	макс, кПа
20° С	6,95±0,74	0,81±0,57	4,19±2,50	8,37±1,83
37° С	4,68±0,90	0,91±0,91	2,71±1,26	6,74±3,40
50° С	6,97±3,37	5,32±8,50	4,68±2,60	36,50±61,30

Таблица 2.

Динамика значений параметров МЮ печени свиньи в процессе повышения температуры

Температура	среднее, кПа	СО, кПа	мин, кПа	макс, кПа
20°C	6,47±1,98	1,95±0,83	2,58±0,78	9,75±5,36
37°C	7,09±3,23	1,53±1,23	2,11±0,75	10,40±7,21
50°C	17,90±7,22	10,20±11,64	4,74±2,81	82,30±96,11

отмечались незначительные температурные флуктуации МЮ в пределах 0,5-4,5 %. Вероятно, такие высокие значения жесткости печени свиньи связаны с развитием фиброза печени.

Изменения МЮ в четырех образцах отслеживались в диапазоне от 14°C до 53°C, среднее время нагрева 76±9 мин. Исходные значения параметров МЮ при температуре 20°C: среднее = 6,47±1,98 кПа, СО = 1,95±0,83 кПа, мин = 2,58±0,78 кПа, макс = 9,75±5,36 кПа. Можно выделить три фазы термической зависимости МЮ для печени свиньи. В первую фазу отмечается стабильное «плато» значений МЮ, которое наблюдается до температуры 37°C. Вторая фаза в диапазоне температур от 37 до 49°C имеет пологий подъем значений МЮ. И третья фаза резкого повышения МЮ наблюдается после 49°C (табл. 2, рис. 4).

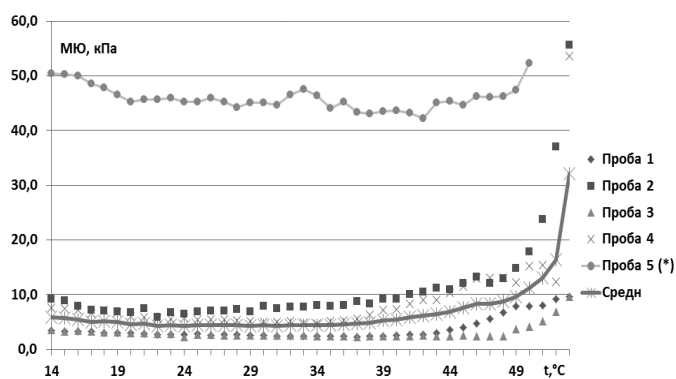


Рис. 4. Термическая зависимость средних значений МЮ образцов свиной печени.

Термическая абляция основана на нагреве тканей выше 43°C, но в зависимости от методики может достигать более высоких температур за очень короткие временные промежутки. Так, например, при радиочастотной абляции (РЧА) в течении 10 сек температура достигает 130° С, а за 20 сек при той же мощности – 168° С [4]. При этом механические изменения в тканях при нагреве обусловлены рядом факторов, главными из которых являются изменение надмолекулярной организация матрикса и иммобилизация коллаген-

новых волокон и фибрилл. На молекулярном уровне денатурация коллагена представляет собой последовательное раскручивание тройной спирали белка с образованием случайного клубка полипептидных цепей. Разрушаются водородные и внутримолекулярные связи, молекула белка сжимается, снижается гидратация межклеточной ткани. Все это в результате приводит к разрушению структуры межклеточного матрикса и его аморфизации [5, 7]. Высокая температура приводит к расплавлению клеточных мембран с последующим развитием некроза и замещению пораженного участка соединительной тканью. Необратимые повреждения возникают уже при температуре 50-54° С в течении 4-6 минут [3, 8].

Прямое использование стандартного УЗИ и доплеровских режимов для мониторинга термических изменений тканей ограничено. Это связано с тем, что объёмный модуль упругости и (его производное) импеданс тканей мало зависят от температуры и повышение последней практически не влияет на построение серошкального УЗ изображения (до появления артефактов из-за образования пузырьков газа). Поэтому обычная сонография не способна представить диагностически важную информацию о степени разрушения клеток, изменении структуры белка при термической нагрузке [6, 19, 23]. Визуализация механических свойств тканей с помощью СВЭ основана на измерении скорости распространения волн сдвига и на последующем вычислении МЮ [1, 18], при чем термическая зависимость МЮ показана в ряде работ *in vitro* и *in vivo* [12, 16, 17, 18, 20]. И, что особенно важно, в режимах, которые не вызывают чрезмерный перегрев тканей с появлением микропузырьков, являющихся причиной артефактов при стандартном УЗИ в В-режиме [20].

В нашем эксперименте КО СВЭ намеренно выбран большим – 6 мм, таким образом, в область его измерений попадают участки тканей на разной удаленности от нагревателя. Поэто-

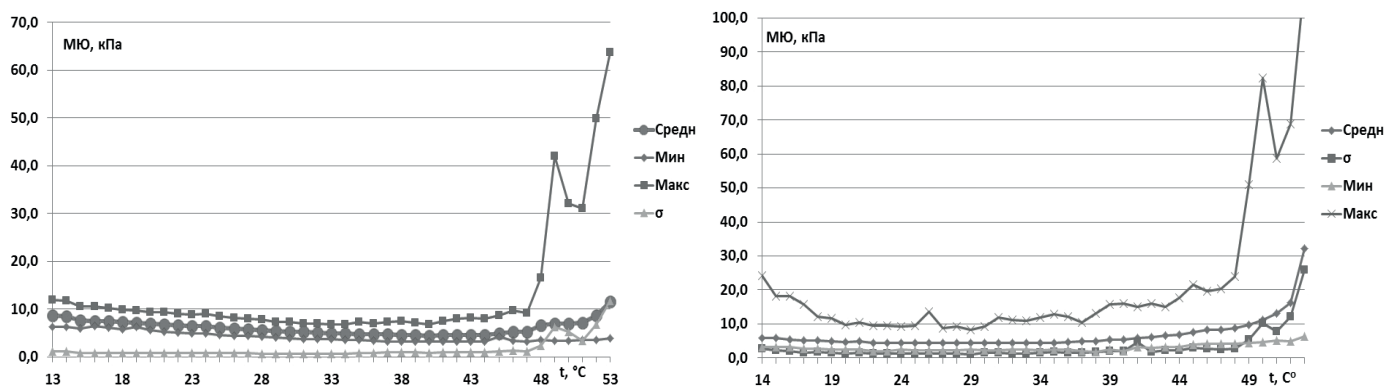


Рис. 5, 6. Термическая зависимость усредненных минимальных, максимальных, средних значений и стандартного отклонения МЮ всех образцов вымени (5) и печени свиньи (6).

му, когда более глубокие слои прогреваются больше 42°C, в них активизируются и нарастают процессы денатурации белка, но в верхних, удаленных от нагревателя слоях, таких изменений еще нет. Таким образом, в величину средних значений МЮ минимальные и максимальные значения делают разный вклад, при этом существенно меняется величина стандартного отклонения.

Как видно на рис. 5, 6 при нагреве разных тканей отмечается различная динамика изменения основных эластографических параметров – среднего, минимального, максималь-

ного значений и стандартного отклонения. До 40°C все параметры МЮ находятся в узком диапазоне значений. После 40°C первыми реагируют максимальные значения. Это является начальным признаком изменения структуры тканей и нарастания их структурной и механической анизотропности. С повышением температуры эти изменения становятся более явными. СВЭ позволяет четко визуализировать эти изменения жесткости, а в стандартном серошкальном В-режиме ультразвукового исследования при этом какие-либо существенные изменения не возникают (рис. 7).

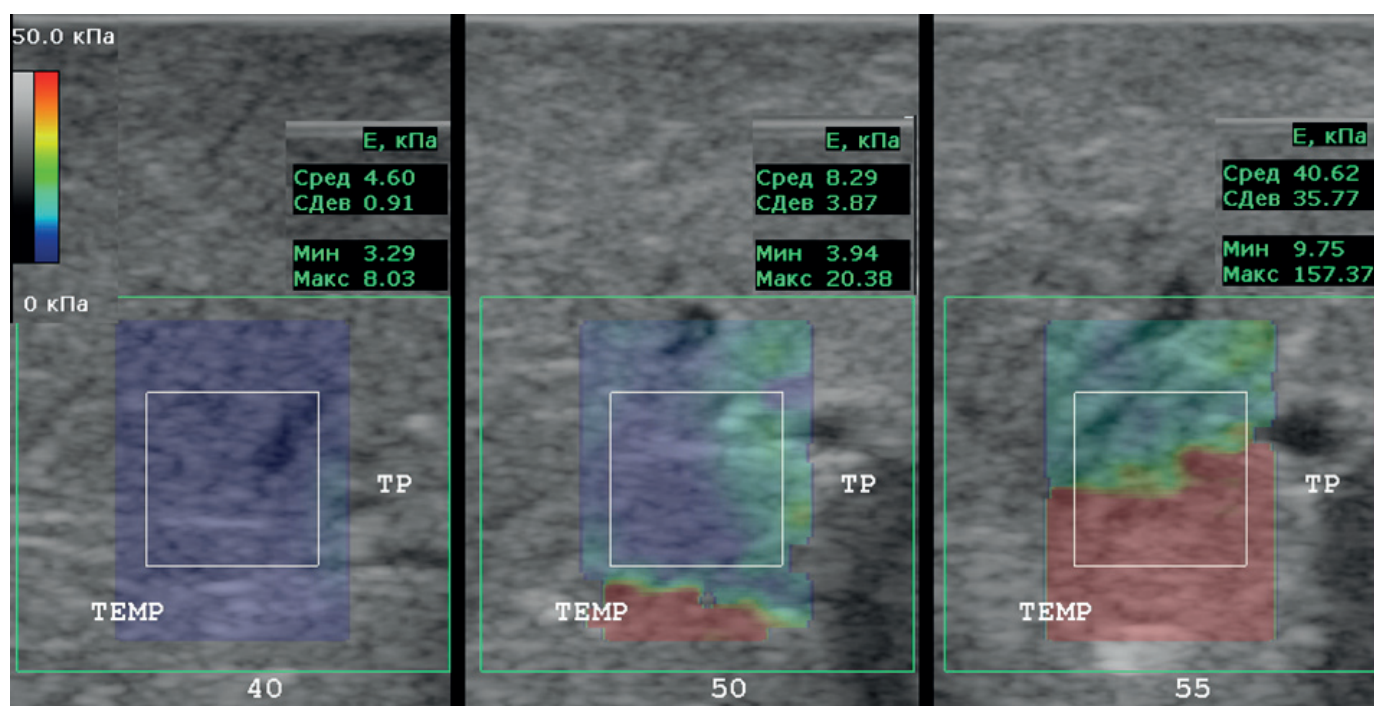


Рис. 7. СВЭ позволяет визуализировать в реальном времени нарастание анизотропности МЮ вымени при термической нагрузке.

Как известно, каждая ткань имеет свой фенотип жесткости [13], поэтому сравнение значений жесткости различных биологических образцов требует учета этих особенностей. Для сравнения разных типов тканей мы предложили определять коэффициент изменения МЮ относительно значений, полученных при 20°С (рис.8). Механические свойства тканей вымени и печени отличаются не только исходно, но и по-разному реагируют на термическую нагрузку. Существенные изменения МЮ в печени регистрируются при температуре около 40° С, тогда как вымени около 48° С.

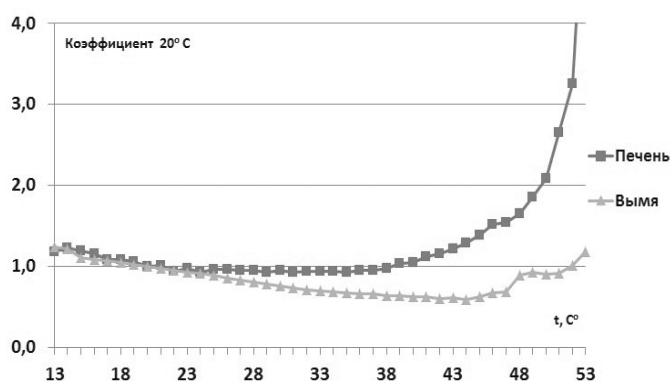


Рис. 8. Термическая зависимость относительного коэффициента средних значения МЮ проб печени, вымени и тестикул. Расчет относительно значений, полученных при 20° С.

Выводы

СВЭ позволяет в режиме реального времени визуализировать и количественно оценить динамику значений МЮ различных мягких тканей при нагреве; в различных типах тканей (вымя, печень) по-разному изменяется жесткость при термической нагрузке; контроль в реальном времени динамики изменений МЮ при нагреве мягких тканей с помощью СВЭ является перспективным при планировании и мониторинге хода процедуры термоабляции.

Тем не менее, известно, что предварительная заморозка так же в какой-то мере изменяет механические свойства тканей в связи с формированием кристаллов льда, которые могут разрывать внутримолекулярные связи в молекулах белка, снижением гидратации матрикса и клеток, нарушением целостности клеточных мембран и т.п., причем степень повреждения точно не определена. Поэтому прямо экстрапо-

лировать полученные данные на живую ткань нужно осторожно.

Литература

1. Баранник Е. А. Ультразвуковая эластография: вчера, сегодня, завтра / Е. А. Баранник, О. Б. Дынник, А. В. Линская, А. И. Марусенко // Пром. диагностика, пром. терапия. – 2012. – №1. – С.72-77.
2. Долгушин Б. И. Радиочастотная термоабляция опухолей / Долгушин Б. И., Косырев В. Ю.; (под ред.) М. И. Давыдов. – М.: Практическая медицина, 2015. – 192 стр.
3. Егоренков В. В. Лечение злокачественных опухолей печени с применением методов локальной деструкции (химическая абляция, радиочастотная абляция, криодеструкция) / В. В. Егоренков // Практическая онкология. – 2008. – Т. 9. – № 4. – С. 202-208.
4. Недзведь О. В. Моделирование параметров радиочастотной абляции щитовидной железы / О. В. Недзведь, И. О. Жерко, М. В. Фридман // Военная медицина. – 2014. – №4. – С. 89-92.
5. Стойко Ю. М. Экспериментальное обоснование режимов радиочастотной термоабляции / Ю. М. Стойко, Н. Ю. Игнатъева, О. Л. Захаркина [и др.] // Флебология. – 2015. – № 2. – С. 12-17. Режим доступа до ресурсу: doi: 10.17116/flebo20159212-17.
6. Хилл К. Применение ультразвука в медицине: Физические основы / [Миллер Э., Хилл К., Бэмбер Дж. и др.]. – М. : Мир, 1989. – 568 с.
7. Яшкин М. Н. Экспериментальная оценка параметров радиочастотной абляции в лечении варикозной болезни / Яшкин М. Н., Стойко Ю. М., Цыплящук А. В. [и др.] // Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева “Сердечно-сосудистые заболевания”. Тезисы докладов и сообщений XX Всероссийского съезда сердечно-сосудистых хирургов г. Москва, 23-26 ноября 2014 г. – Т. 15, №6. – С. 166. Режим доступа до ресурсу: <http://racvs.ru/>
8. Ahmed M. Principles of and Advances in Percutaneous Ablation / Muneeb Ahmed, Christopher L. Brace, Fred T. Lee , Jr, S. Nahum Goldberg // Radiology. –2011. – V. 258, N 2. – P. 351-369 .
9. Barr R. G. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of Ultrasound

elastography: part 2: breast / Richard G. Barr, Kazutaka Nakashima, Dominique Amy [et al.] // *Ultrasound in Med. & Biol.* – 2015. – V. 41, N. 5. – P. 1148-1160.

10. Barr R. G. Effects of Precompression on Elasticity Imaging of the Breast / Richard G. Barr, Zheng Zhang // *J Ultrasound Med.* – 2012. – V.31. – P.895-902.

11. Berg W. A. Shear-wave elastography improves the specificity of breast US the BE1 multinational study of 939 masses / W. A. Berg, D. O. Cosgrove, C. J. Doré [et al.] // *Radiology.* – 2012. – N. 262. – P. 435-449.

12. Bharat S. Monitoring stiffness changes in lesions after radiofrequency ablation at different temperatures and durations of ablation / S. Bharat, U. Techavipoo, M. Z. Kiss [et al.] // *Ultrasound in Med. & Biol.* – 2005. – V.31, N.3. – P. 415-422.

13. Butcher D. T. A tense situation: forcing tumour progression / Darci T. Butcher, Tamara Alliston, Valerie M. Weaver // *Nat Rev Cancer.* – 2009. – V. 9, N.2. – P. 108-122. Режим доступу до ресурсу: doi:10.1038/nrc2544.

14. Cha C. H. CT versus Sonography for monitoring radiofrequency ablation in a porcine liver / Cha CH, Lee FT, Gurney JM [et al.] // *AJR.* – 2000. – N. 175. – P. 705.

15. Chang J. M. Clinical application of shear wave elastography (SWE) in the diagnosis of benign and malignant breast diseases / Chang JM, Moon WK, Cho N [et al.] // *Breast Cancer Res Treat.* – 2011. – N. 129. – P. 89-97.

16. Curiel L. Elastography for the follow-up High-Intensity Focused Ultrasound prostate cancer treatment: Initial comparison with MRI / L. Curiel, R. Souchon, O. Rouviere [et al.] // *Ultrasound in Med. & Biol.* – 2005. – V.31, N 11. – P. 1461-1468.

17. Fahey BJ. Acoustic radiation force impulse imaging of thermally- and chemically-induced lesions in soft tissues: Preliminary ex vivo results / BJ Fahey, KR Nightingale, DL Stutz [et al.] // *Ultrasound Med Biol.* – 2004. – N. 30. – P. 321-328.

18. Gennisson J. L. Ultrasound elastography: principles and techniques / JL Gennisson, T Deffieux, M Fink [et al.] // *Diagn Interv Imaging.* – 2013. –V. 94, N. 5. – P. 487-495.

19. Girnyk S.A. Ultrasound Doppler Monitoring Of Soft Tissues In Vitro And Tissue Phantoms Heating And Thermal Destruction Induced By Acoustic Remote Palpation / S. A. Girnyk, A. E. Barannik, V. V. Tovstiyak [et al.]

// *Ultrasound in Med. & Biol.* – 2009. – Vol. 35, N. 5. – P. 764-772. Режим доступу до ресурсу: doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2008.11.008.

20. Mariani A. Real time shear waves elastography monitoring of thermal ablation: in vivo evaluation in pig livers / A. Mariani, W. Kwiecinski, M. Pernot [et al.] // *J Surg Res.* – 2014. – V. 188. – N. 1. – P. 37-43. Режим доступу до ресурсу: doi: 10.1016/j.jss.2013.12.024.

21. McCarley J. R. Percutaneous Ablation of Hepatic Tumors / James R. McCarley, Michael C. Soulen // *Seminars In Interventional Radiology.* – 2010. – V. 27, N. 3. – P.255-260.

22. Minami Y. Contrast-enhanced harmonic ultrasound imaging in ablation therapy for primary hepatocellular carcinoma / Yasunori Minami, Masatoshi Kudo // *World J Radiol.* – 2009. – V. 31, N. 1. – P. 86-91. Режим доступу до ресурсу: doi:10.4329/wjr.v1.i1.86

23. Wilhjelm J. E. Medical diagnostic ultrasound - physical principles and imaging / Jens E. Wilhjelm, Andreas Illum, Martin Kristensson [et al.] // *Biomedical Engineering, DTU Elektro Technical University of Denmark (Ver. 3.1, 2 October 2013).* Режим доступу до ресурсу: <http://me.elektro.dtu.dk/jw/.../Ultrasound/main.pdf>

ПРИМЕНЕНИЕ СДВИГОВОЛНОВОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ МЕХАНИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ МЯГКИХ ТКАНЕЙ ПРИ ТЕРМОАБЛЯЦИИ: ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

*А.Н. Кориченский, Т.М. Бабкина,
В.Е. Медведев*

Введение. УЗД широко применяется для контроля хода малоинвазивных вмешательств, в т.ч. термической абляции. Сдвиговолновая эластография (СВЭ) позволяет оценивать изменение жесткости тканей, которые возникают при нагреве.

Цель – выявить и проследить температурные зависимости и флуктуации модуля Юнга (МЮ) некоторых биологических тканей в эксперименте.

Материалы и методы. Проведена серия исследований с определением термической зависимости МЮ при нагреве вымени коровы и печени свиньи с помощью СВЭ.

Результаты. Показано, что существенные изменения МЮ в печени возникают при температуре около 40° С, тогда как вымени около 48° С.

Выводы. СВЭ позволяет в режиме реального времени визуализировать и количественно оценить динамику значений МЮ различных мягких тканей при нагреве. Эластографический контроль изменений МЮ при нагреве мягких тканей является перспективным при планировании и мониторинге хода процедуры термоабляции.

ЗАСТОСУВАННЯ ЗСУВОХВИЛЬОВОЇ ЕЛАСТОГРАФІЇ ДЛЯ ОЦІНКИ МЕХАНІЧНИХ ЗМІН М'ЯКИХ ТКАНИН ПРИ ТЕРМОАБЛЯЦІЇ: ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

*О.М. Кориченський, Т.М. Бабкіна,
В.Є. Медведєв*

Вступ. УЗД широко застосовується для контролю ходу малоінвазивних втручань, в т.ч. термічної абляції. Зсувохвильова еластографія (ЗХЕ) дозволяє оцінювати зміну жорсткості тканин, які виникають при нагріванні.

Мета - виявити і простежити температурні залежності і флуктуації модуля Юнга (МЮ) деяких біологічних тканин в експерименті.

Матеріали та методи. Проведена серія досліджень з визначенням термічної залежності МЮ при нагріванні вим'я корови та печінки свині за допомогою ЗХЕ.

Результати. Показано, що суттєві зміни МЮ в печінці виникають при температурі біля 40° С, тоді як у вим'ї біля 48° С.

Висновки. ЗХЕ дозволяє в режимі реального часу візуалізувати і кількісно оцінити дина-

міку значень МЮ різних м'яких тканин при нагріванні. Еластографічний контроль змін МЮ при нагріванні м'яких тканин є перспективним при плануванні та моніторингу ходу процедури термоабляції.

THE SHAREWAVE ELASTOGRAPHY APPLICATION IN THE ASSESSMENT OF THE MECHANICAL SOFT TISSUE CHANGES DURING THERMOABLATION: AN EXPERIMENTAL STUDY

*A.N. Korichensky, T.M. Babkina,
V.E. Medvedev*

Introduction. Ultrasound is widely used to monitor the progress of minimally invasive interventions, including thermal ablation. Share wave elastography (SWE) allows to evaluate changes in tissue stiffness that occur during heating.

Purpose - to identify and track temperature dependence and fluctuations of the Young's modulus (MY) of certain biological tissues in the experiment.

Material and methods. A series of studies with the definition of the thermal dependence of MY on heating udder cow and pig liver by SWE was carried out.

Results. It has been shown that significant changes in liver MY occur at about 40°C, while the udder about 48° С.

Conclusions. SWE enables real-time visualize and quantify the dynamic values MY various soft tissue during heating. Monitoring changes in MY soft tissue heating using SWE is perspective in the planning and monitoring of progress thermoablation procedures.

Патенти

СПОСІБ НЕІНВАЗИВНОЇ СКРИНІНГОВОЇ ДІАГНОСТИКИ КІСТОЗНИХ ПУХЛИННИХ НОВОУТВОРЕНЬ НИРОК

106169; Ухаль О.М., Кваша О.М.

Спосіб неінвазивної скринінгової діагностики кістозних пухлинних новоутворень нирок шляхом ультразвукового дослідження органів черевної порожнини, який **відрізняється** тим, що пацієнтам, в яких знайдено кістозні пухлинні новоутворення нирок, дають випити протягом 15-20 хвилин 500 мл питної води, далі внутрішньовенно вводять 2 мл лазиксу і 2 мл актовегіна, після чого через 8-10 хвилин виконують ультразвукове дослідження та доплерографію нирок, і при появі посилення артеріального ниркового кровообігу у стовщеній стінці кісти і венозностазу по периферії кісти та в мозковому шарі нирки судять про наявність кістозного пухлинного новоутворення у кісти нирки.