

## РЕКОНСТРУКТИВНАЯ ОБРАБОТКА УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ СДВИГОВЫХ ДЕФОРМАЦИЙ В НЕОДНОРОДНЫХ ТКАНЯХ

к.т.н. А.И. Поворознюк, М.С. Гирнык  
(представил д.т.н., проф. В.Д. Дмитриенко)

*Рассмотрен метод формирования методических изображений для визуализации вязкоупругих составляющих биологических тканей. Построение изображений базируется на измерении и обработке значений величины смещений, которые возникают в тканях под действием радиационной силы ультразвука. Исследованы способы обработки первичных данных для отображения пространственной структуры упругих неоднородностей. Приведены результаты обработки изображений, полученных на образцах тканей, при помощи разработанного алгоритма.*

**Постановка проблемы.** Одними из эффективных методов визуализации состояния внутренних органов являются методы ультразвуковой диагностики. Традиционное ультразвуковое изображение содержит информацию о коэффициенте отражения ультразвуковой волны в тканях, однако в настоящее время большое внимание уделяется разработке методов отображения упругих свойств биологических тканей. Причиной интереса является наблюдаемое различие между упругостью ткани в нормальном и патологически измененном состоянии при одинаковом коэффициенте отражения (не выявляется традиционной ультразвуковой диагностикой), причем указанное различие наблюдается на ранней стадии патологии. Эффективная визуализация упругих свойств биологических тканей позволяет повысить качество ультразвуковой диагностики.

**Анализ литературы.** Одним из эффективных методов отображения упругих свойств биологических тканей является метод формирования SWEI (Shear Wave Elasticity Imaging) изображений [1 – 3]. В методе SWEI изображений локальное первичное сдвиговое смещение индуцируется, используя акустическую радиационную силу фокусированного ультразвукового источника. Вследствие релаксации сдвиговых напряжений в ткани возникает сдвиговая волна, распространение которой приводит к появлению вторичных деформаций в точках, удаленных от фокальной области. Определение смещений основано на регистрации из-

менения фазы доплеровского сигнала [2]. Визуализация вязкоупругих характеристик среды основывается на формировании изображения, которое отражает распределение максимумов смещений ткани в плоскости сканирования.

В отличие от традиционного ультразвукового изображения, содержащего информацию о коэффициенте отражения ультразвуковой волны в тканях, изображение, полученное при непосредственном отображении амплитуд смещений ткани, неудобно для зрительного восприятия и мало информативно. Причина состоит в том, что смещения под действием радиационной силы возникают также и в однородной ткани. Амплитуда смещений максимальна в фокусе и постепенно убывает по мере удаления от него. По существу, задача визуализации состоит в том, чтобы отобразить изменение картины распределения смещений, обусловленное неоднородностями.

Другой проблемой, возникающей в любых методах медицинской визуализации, которые используют когерентное излучение, является наличие спекл-шумов изображений. Основой возникновения таких шумов является физическая причина, состоящая в том, что элементарные отражатели, попадающие в измерительный объем зондирующего импульса, дают отраженные сигналы с различной фазой. Из-за большого количества отражателей в пределах измерительного объема, ультразвуковые медицинские изображения характеризуются развитой структурой спекл-шумов. В результате сложения множества сигналов со случайной фазой отклик от заданной точки зондирования может иметь амплитуду, сильно отличающуюся от истинной средней отражающей способности среды в данном месте исследуемого объекта.

В работах [3, 4] исследована возможность применения для сглаживания спекл-шумов обычных ультразвуковых изображений различных нелинейных фильтров, и, в частности, медианного фильтра, который находит применение в обработке одномерных и двумерных сигналов для улучшения качества изображений. В этих работах подчеркивается, что при выявлении мелкомасштабных объектов со сложной структурой одной из наиболее эффективных процедур является медианная фильтрация в качестве составной части адаптивных методов фильтрации.

**Целью работы** является исследование возможности применения известных методов обработки и фильтрации ультразвуковых изображений для обработки SWEI-изображений.

**Реконструктивная обработка изображений.** Для диагностических ультразвуковых систем линейного сканирования удобным является

представление входного сигнала в виде матрицы данных  $A_{mn}$ ,  $0 \leq m \leq M-1, 0 \leq n \leq N-1$ . Числа  $M$  и  $N$  соответствуют количеству дискретных выборок сигнала в плоскости сканирования с шагом, равным  $\Delta x$  и  $\Delta y$  соответственно в поперечном и продольном направлении. Преобразование исходных сигналов заключается в выполнении некоторого преобразования исходной матрицы, в результате которого формируется новая матрица в общем случае другой размерности:  $B_{kj}$ ,  $0 \leq k \leq K-1, 0 \leq l \leq L-1$ .

Пространственное распределение амплитуд смещений SWEI-изображений в однородной ткани представимо в виде матрицы  $D_{kj}$  и определяется как упругими свойствами ткани, так и формой области воздействия радиационной силы в фокусе преобразователя. В неоднородной ткани соответствующая матрица смещений среды –  $D'_{kj}$  содержит информацию, как о распределении радиационной силы ультразвукового пучка, так и о характере распределения неоднородностей в исследуемой ткани.

Необходимо выделить из исходного сигнала неоднородной ткани (матрицы  $D'_{kj}$ ) составляющую сигнала, обусловленную неоднородностями. Для решения этой задачи была проведена обработка исходного изображения с использованием нормировки значений смещений в неоднородном объекте на значения смещений в однородной ткани. Такая обработка представляет собой поэлементное преобразование исходного сигнала. В результате получается матрица  $N_{kj}$ , элементы которой получают из элементов матриц  $D_{kj}$  и  $D'_{kj}$  следующим образом:

$$n_{kj} = \frac{d_{kj}}{k d'_{kj}}, \quad (1)$$

где параметр  $k$ , учитывая то, что амплитуды смещений для неоднородных тканей могут значительно отличаться, определяется из соотношения:

$$k = \sqrt{\sum_{j=0}^N \left( \sum_{k=0}^M d_{kj}^2 \right)} / \sqrt{\sum_{j=0}^N \left( \sum_{k=0}^M d'_{kj}{}^2 \right)}. \quad (2)$$

Этим нормированным значениям можно поставить в соответствие матрицу интенсивностей с элементами  $q_{kj}$  – значением интенсивности пикселей монитора в точке, соответствующей точке в ткани с координатами  $(j, k)$ . Фоновое SWEI-изображение и исходное неоднородной ткани показаны на рис. 1 и 2 соответственно.

Следующим этапом обработки SWEI-изображения является фильтрация спекл-шумов.

В данной работе исследовалось применение различных процедур

фильтрации SWEI-изображения. В частности, применялась линейная фильтрация

$$X'_{ij} = \frac{1}{9} \sum_{k=-1}^1 \sum_{v=-1}^1 X_{i+k, j+v}, \quad (3)$$

и медианная:  $X'_{ij} = X_{med}$ , где  $X_{med}$  – является средним по индексу в отсортированном массиве данных в пределах выбранной апертуры.

Были рассмотрены различные последовательности применения процедур нормировки (рис. 3) и фильтрации данных. Наиболее оптимальным оказалось применение процедуры фильтрации к фоновому изображению до процедуры нормировки данных. Изображение, полученное в результате применения указанных процедур фильтрации, приведено на рис. 4.

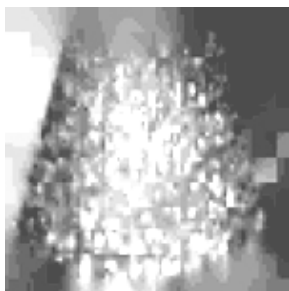


Рис. 1. Фоновое SWEI-изображение



Рис. 2. Исходное SWEI-изображение

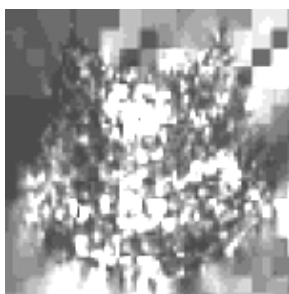


Рис. 3. Нормированное изображение

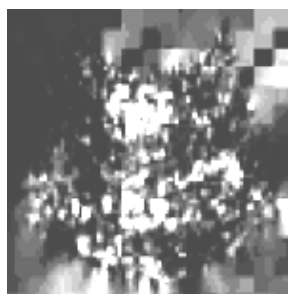


Рис. 4. Изображение после нормировки и фильтрации

Полученное SWEI-изображение на образце печени теленка отображает структуры ткани, отличающиеся по своим упругим свойствам. Как видно из рис. 4, границы областей ткани, которые отличаются по своим вязкоупругим свойствам, выделены более четко по сравнению с исходным изображением (рис. 2).

Подчеркнем, что полученное новое изображение принципиально отличается от традиционного ультразвукового изображения. В данном случае различимость границ неоднородности определяется не разницей амплитуды эхо-сигнала, а отличием амплитуд смещений среды в области включения, и смещений в остальной области печени, вызванных распространением индуцированных сдвиговых волн. Данное изображение может эффективно дополнять традиционные ультразвуковые «В» – изображения ткани при анализе различных патологий.

**Выводы и рекомендации.** В работе предложена процедура обработки ультразвуковых изображений, полученных SWEI-методом. Планируется разработка программной реализации с целью проверки работоспособности на реальных данных.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Swanson S.D., Fowlkes J.B., Emelianov S.Y. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics, *ultrasound med // Biol.* 24(9) (1998) – P. 1419.
2. Barannik E.A., Girnyk S.A., Tovstiyak V.V., Sarvazyan A.P. Doppler ultrasound detection of shear wave remotely induced in tissue phantoms by focused ultrasound // *Joint 140th Meeting ASA/NOISE-CON 2000 / J. Acoust. Soc. Am.* – 2000. – V108(2). – P. 2549.
3. Баранник Е.А., Волохов Ю.В., Марусенко А.И. Нелинейная адаптивная фильтрация в реальном масштабе времени изображений ультразвукового эхотомоскопа ТИ628А // *Мед. техника.* – 1997. – № 5. – С. 5.
4. Баранник Е.А., Толстолужеский Д.А. Адаптивная фильтрация спекл-шумов изображений диагностических ультразвуковых систем: компьютерное моделирование // *Техн. диагностика и неразруш. контроль.* – 1999. – № 2. – С. 15.

Поступила 21.10.2003

**ПОВОРОЗНЮК Анатолий Иванович**, канд. техн. наук, доцент, проф. кафедры вычислительной техники и программирования НТУ «ХПИ». В 1977 году окончил Харьковский политехнический институт. Область научных интересов – разработка методов и алгоритмов построения компьютерных систем медицинской диагностики.

**ГИРНЫК Мария Сергеевна**, аспирантка кафедры вычислительной техники и программирования НТУ «ХПИ». В 2003 году окончила НТУ «ХПИ». Область научных интересов – обработка ультразвуковых изображений.