

ПОВЫШЕНИЕ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ ПСЕВДОЭЛЛИПСОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ АНАЛИТИЧЕСКИХ ИМПУЛЬСНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК

Ахметшин А.М., Степаненко А.А.

Постановка проблемы. Ультразвуковая медицинская диагностика широко распространена из-за её относительной физиологической безопасности и удобства практического использования [1]. При этом, практически повсеместно, используются лишь некогерентно-импульсные измерительные системы, ориентированные на использование амплитудных информативных характеристик, что обусловлено, в первую очередь, технической целесообразностью из-за их относительной простоты. Вместе с тем, наблюдается тенденция к внедрению когерентно-импульсной ультразвуковой диагностики (КИУД), позволяющая одновременно измерять как амплитудно-временные, так и фазо-временные характеристики. С принципиальной точки зрения понятно, что использование дополнительных информативных характеристик должно, в какой-либо степени, повысить возможности ультразвуковой диагностики. Однако однозначного ответа о целесообразности практического использования КИУД, в техническом отношении намного более сложной по сравнению некогерентной диагностикой, нет до настоящего времени из-за неопределенности их информативных возможностей в ультразвуковой диагностике.

Анализ последних достижений. Основные исследования в области КИУД были связаны с анализом временной разрешающей способности [2], возможностями использования спектрально-временных представлений на основе преобразования Вигнера-Вилля и фазо-временных отображений [3]. Однако, как это будет показано ниже, эти характеристики не обеспечивают требуемой степени чувствительности, достоверности и стабильности результатов КИУД.

Постановка задачи. Целью работы является демонстрация возможности повышения чувствительности метода КИУД на основе компьютерного синтеза новых информативных характеристик.

Основная часть. Наиболее распространенной и общепринятой моделью биофизической структуры, является модель слоистой среды. В качестве зондирующего сигнала $s(t)$ рассматривается полосовой импульс, несущая частота которого определяется резонансной частотой используемого пьезопреобразователя. Поэтому импульсную характеристику биоструктуры $h(t)$ в произвольной точке поверхности можно представить в виде

$$h(t) = s(t) \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^{\infty} r_{nm} \delta(t - t_n - t_m) , \quad (1)$$

где r_{nm} – коэффициент Френеля границы раздела n -го и m -го слоев; N – количество слоев структуры; t_n – временная задержка соответствующая физической последовательности слоев; t_m – задержки соответствующие переотражениям зондирующего импульса внутри слоев. Поскольку сигнал $s(t)$ полосовой и переотраженные внутри слоев импульсы образуют (как показывает практический опыт) весьма плотную суперпозицию, то выражение (1) можно представить в эквивалентном представлении вида

$$h(t) = a(t) \cos[2\pi f_c t + \vartheta(t)] , \quad (2)$$

где f_c – аналог несущей (резонансной) частоты; $a(t)$ амплитудно-временная характеристика (оггибающая); $\vartheta(t)$ – фазовременная-характеристика. Таким образом, в рамках модели (2), импульсная характеристика $h(t)$ рассматривается как полосовой амплитудно-

амплитудно–фазо-модулированный сигнал. Именно в рамках модели (2) и оказывается возможным введение понятия "комплексного сигнала"

$$z(t) = u(t)\exp[j2\pi f_c t], \quad (3)$$

связанного с действительной импульсной характеристикой $h(t)$ соотношением $z(t) = \text{Re}\{z(t)\}$. В выражении (3) функция $\exp(j2\pi f_c t)$ рассматривается как комплексная несущая частота, а $u(t)$ является комплексным модулирующим параметром или "аналитическим сигналом" [4] или аналитической импульсной характеристикой (АИХ)

$$u(t) = u_r(t) + ju_i(t) = a(t) \cos \vartheta(t) + ja(t) \sin \vartheta(t). \quad (4)$$

Составляющие $u_r(t)$ и $u_i(t)$ называются "квадратурными компонентами" и информационные характеристики аналитической импульсной характеристики можно выразить через эти компоненты как

$$a(t) = \sqrt{u_r^2 + u_i^2}; \quad \vartheta(t) = \arctg[u_i(t)/u_r(t)]. \quad (5)$$

Модуль аналитического сигнала $a(t)$ это огибающая действительного полосового сигнала, выделяемая в виде низкочастотного колебания на выходе амплитудного детектора в некогерентных ультразвуковых диагностических системах. Фазовая характеристика $\vartheta(t)$ аналитического сигнала совпадает с фазой действительного сигнала и, в техническом отношении, реализуется как выходной сигнал фазового детектора работающего на частоте f_c , что и реализуется в системах КИУД.

Поскольку фазовая характеристика $\vartheta(t)$ определена только в пределах ее главного значения $[-\pi \div \pi]$, т.е. является разрывной, то часто используется частотно–временная характеристика $f_c(t)$, вычисляемая на основе выражения

$$f_c(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\vartheta_{un}(t)}{dt}, \quad (6)$$

где $\vartheta_{un}(t)$ – "развернутая" фазо–временная характеристика, не имеющая разрывов.

На рис.1а, б представлены КИУД эхо–импульсные изображения участка аорты для квадратурных компонент $u_r(t)$ и $u_i(t)$ соответственно, а на рис.1в, г – амплитудно–временная $a(t)$ и фазо–временная $\vartheta(t)$ характеристики для реальной квадратурной компоненты $u_r(t)$. При непосредственном визуальном анализе представленных результатов можно сделать следующие выводы.

1) Визуальный анализ квадратурных компонент $u_r(t)$ и $u_i(t)$ не дает каких–либо преимуществ по сравнению с анализом амплитудно–временной характеристики $a(t)$ поскольку последняя является более чувствительной с точки зрения психофизиологического восприятия изображения. В этом смысле неизмеримо более широкое распространение некогерентной ультразвуковой диагностики по сравнению с КИУД, представляется оправданным.

2) Непосредственный визуальный анализ фазо–временной характеристики $\vartheta(t)$ ничего не дает с практической точки зрения, из–за влияния многочисленных разрывов в зависимости $\vartheta(t)$ на границах $-\pi$ и $+\pi$. Здесь необходимо отметить, что синтез характеристики $f_c(t)$ (рис.1д) так же не дал позитивных результатов.

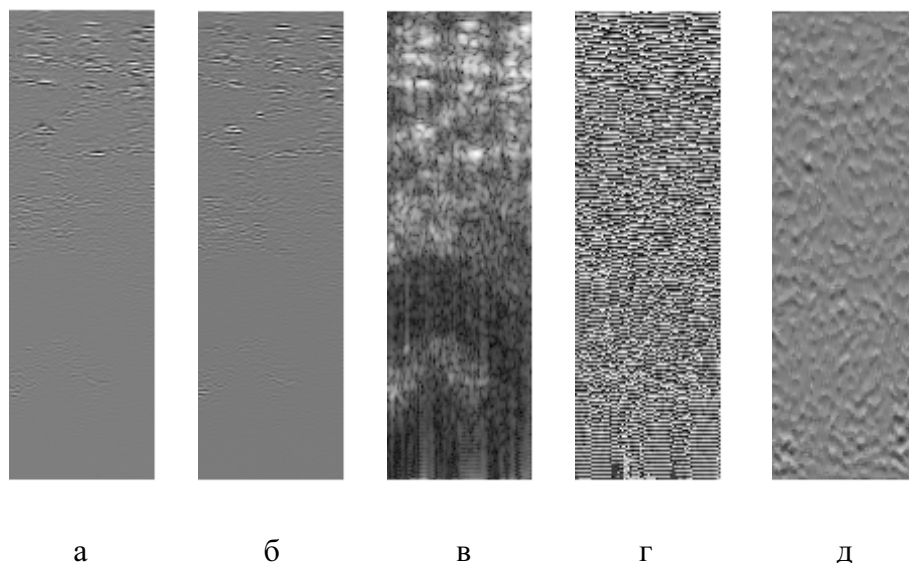


Рис.1. Характеристики КИУД участка аорты

3) Единственным преимуществом КИУД по сравнению с $a(t)$ (в рамках анализа рис.1) является лишь более высокая (приблизительно, двукратная) временная разрешающая способность.

Последнее наглядно вытекает из рассмотрения графиков срезов 20–го столбца изображений $u_T(t)$ и $a(t)$ на рис.2 (это так же легко показать и теоретически).

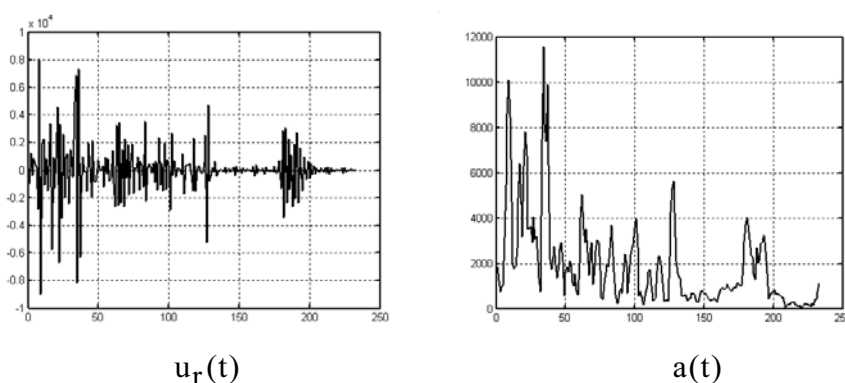


Рис.2. Амплитудные срезы 20–ых столбцов изображений $u_T(t)$ и $a(t)$ на рис.1

Вместе с тем, как это следует из рассмотрения рис.1в, на ультразвуковом изображении присутствуют значительные затемненные участки, соответствующие небольшим амплитудам эхо–импульсных отражений, что непосредственно свидетельствует о необходимости повышения чувствительности анализа.

Может показаться, что представленные экспериментальные результаты свидетельствуют о бесперспективности практического использования КИУД. Однако здесь необходимо отметить, что, как это хорошо известно, наиболее чувствительными (хотя и наиболее сложными) являются фазовые измерения. Поэтому тот факт, что "прямая атака" не дала результатов, еще не свидетельствует о "полном поражении", а говорит лишь о необходимости поиска новых подходов к решению задачи повышения чувствительности КИУД на основе использования фазовых характеристик.

В этой связи, как нам это представляется, весьма перспективным является проведение аналогии между КИУД и методами эллипсометрии [5]. В эллипсометрии (очень чувствительном методе) измерения модуля и фазы коэффициентов отражения производятся

на двух ортогональных поляризациях. В ультразвуковой диагностике физические поляризационные измерения невозможны, но тот факт, что в рамках КИУД измеряются две ортогональные компоненты, позволяет провести формальную аналогию с реальной эллипсометрией, что и обусловило введение термина "псевдоэллипсометрия" в заглавии статьи.

Тогда азимутальный угол θ и угол эллиптичности ε АИХ в каждый момент времени можно определить на основе использования выражений

$$\operatorname{tg} 2\theta(t) = \frac{2u_r(t)}{1 - |u(t)|^2} ; \quad \sin 2\varepsilon(t) = \frac{2u_i(t)}{1 + |u(t)|^2} . \quad (7)$$

Выражение (7) позволяет определить псевдоэллипсометрические координаты через декартовую комплексную аналитическую импульсную характеристику. Выражения (7) совпадают с известными уравнениями оптической эллипсометрии, однако это совпадение является чисто формальным, поскольку физический смысл исходных параметров здесь совершенно иной.

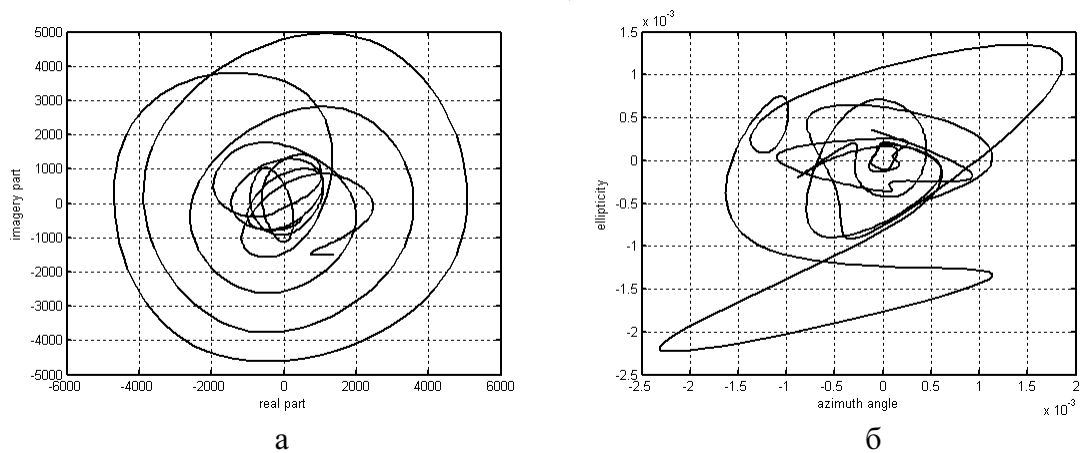


Рис.3. Изображение первых сорока точек АИХ в фазовой системе координат (использована сплайн-аппроксимация): а – $(u_r \div u_i)$; б – $(\theta \div \varepsilon)$

То, что подобный эллипсометрический подход не лишен практического смысла, следует из рассмотрения рис.3а. где АИХ вполне допускает эллипсометрическую аппроксимацию. Динамика АИХ в плоскости псевдоэллипсометрических параметров (рис.3б) отражает их существенно нелинейный характер, что и открывает возможность повышения чувствительности КИУД (рис.4).

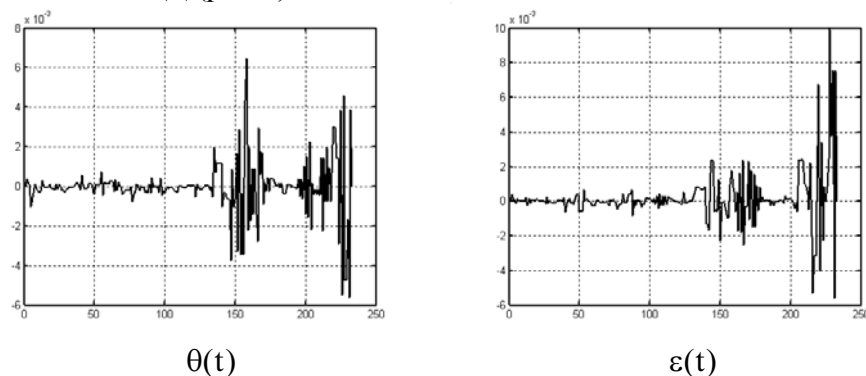
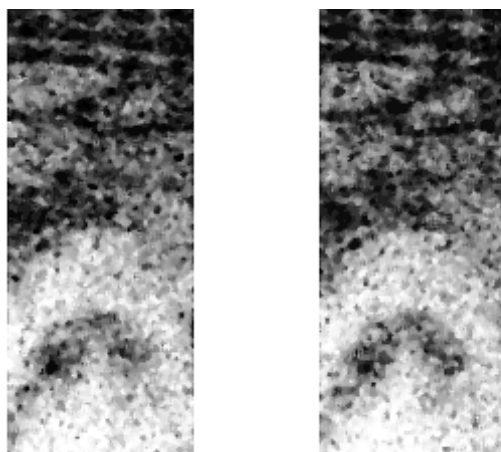


Рис.4. Эллипсометрические срезы 20-го столбца новых изображений на рис.5

Последнее следует и из рассмотрения синтезированных эллипсометрических изображений на рис.5. При их сопоставлении с рис.1в видно, что наибольшая детализация происходит как раз в затемненной области амплитудно временной характеристики $a(t)$, что непосредственно указывает на повышение чувствительности КИУД. Более того, и в верхней области анализируемого изображения, где амплитуда зондирующего сигнала достато-

чно велика, появились дополнительные детали, неразличимые в исходных изображениях на рис.1.



$\theta(t)$

$\varepsilon(t)$

Рис.5 Синтезированные изображения

Вопрос о соотношении возможностей зависимостей $\theta(t)$ и $\varepsilon(t)$ с точки зрения практической диагностики, в настоящее время находится в стадии дальнейшего рассмотрения, хотя их сильная корреляция и представляется достаточно очевидной.

Выводы. 1. На основании проведенного теоретического рассмотрения и результатов проведенных экспериментов можно заключить, что отображение результатов в псевдоэллипсометрической системе координат позволяет повысить чувствительность метода КИУД.

2. Описанный метод анализа данных КИУД является принципиально новым и обладающий значительным потенциалом дальнейшего развития.

Information possibilities of a new method of ultrasound medical image analysis are considered. Experimental results of the method testing are presented.

1. Применение ультразвука в медицине. / Под ред К. Хилла. – М.: Мир, 1989.
2. Chen C.H., Sin S. On effective spectrum-based ultrasonic deconvolution techniques for hidden flaw characterization.// J. Acoust. Soc. Amer. – 1990. - Vol.87. - P.976–987.
3. Unser M., Aldroubi A. A review of wavelets in biomedical applications.// Proc. IEEE. - 1996. - Vol.84. - P.626–638.
4. Баскаков С.И. Радиотехнические цепи и сигналы. – М.: Высшая школа, 1988.
5. Аззам Р., Башара Н. Эллипсометрия и поляризованный свет. – М.: Мир, 1981.