

МЕДИЦИНСКАЯ АКУСТИКА

МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕАКЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ НЕЙРОНОВ СЛУХОВОЙ СИСТЕМЫ НА АМПЛИТУДНО-МОДУЛИРОВАННЫЕ ОТРЕЗКИ

Н.Г.Бибииков, С.В. Низамов, А.М. Соловьев

ФГУП ГНЦ Акустический институт имени акад. Н.Н. Андреева

Хорошо известны несомненные преимущества слуховой системы человека и животных при анализе сложных акустических сигналов. После фильтрации во внутреннем ухе основная обработка сигнала нейронными структурами мозга сводится к анализу временных изменений сигнала в отдельных частотных каналах. Она ведется с использованием существенно нелинейных, пороговых элементов, которыми являются отдельные нервные клетки. Для эффективной передачи малых изменений аналогового сигнала при помощи пороговой схемы система должна знать, в каком месте установить порог, что, в свою очередь, предполагает априорные знания параметров сигнала и шума. Представляет собой интерес рассмотреть вопрос о том, как решаются эти вопросы в реальной слуховой системе.

На выходе из улитки внутреннего уха информация о сигнале сохраняется в виде аналоговых временных изменений потенциала, поступающего на пороговое устройство. Экспериментальные данные показывают, что информация о малых изменениях амплитуды существенно надпороговых сигналов все же сохраняется в импульсации одиночных нейронов первого и второго порядков. В наших работах мы исследовали ответы одиночных нейронов дорсального ядра продолговатого мозга (кохлеарного ядра) иммобилизированной травяной лягушки на отрезки чистого тона и отрезки тона синусоидально модулированного по амплитуде с частотой 20 Гц при малых глубинах модуляции (5 - 10%). Частота несущей соответствовала характеристической (оптимальной) частоте клетки, среднее значение интенсивности составляло 20-30 дБ над порогом. Такие сигналы полностью соответствуют указанным выше условиям, поскольку даже наименьшее значение сигнала существенно превышало порог.

Тональные сигналы с оптимальной для исследуемой клетки частотой несущей предъявлялись в виде отдельных отрезков длительностью 512,5 мс. Каждый из отрезков включал начальный участок длиной 12,5 мс и 10 полных периодов модуляции, начинающихся с амплитудного минимума.

Распределение импульсов на каждом из этих периодов рассматривалось как круговое векторное распределение. После векторной суммации и нормировки получали значения коэффициентов синхронизации для каждого периода (нормированная амплитуда суммарного вектора) и фазу реакции (направление суммарного

вектора). Пример полученной постстимульной гистограммы реакции типичного нейрона второго порядка приведен на рис 1а. На рис 1б приведены зависимости коэффициентов синхронизации и фаз реакции от номера периода. Можно заметить, что, уже начиная со второго периода, в импульсации нейрона присутствует информация о слабых изменениях огибающей. Об этом свидетельствуют ненулевые значения коэффициента синхронизации (рис 1б, кружки). Дополнительным свидетельством сохранения информации о форме огибающей служит относительное постоянство фазы реакции на отдельные периоды модуляции. (рис 1б, ромбы). Кроме того можно отметить, что способность нейронов к воспроизведению малых изменений амплитуды сигнала постепенно повышается от начальных к последующим периодам модуляции.

Дополнительным свидетельством сохранения информации о форме огибающей служит относительное постоянство фаз реакции на отдельные периоды модуляции. (рис 1б, ромбы)

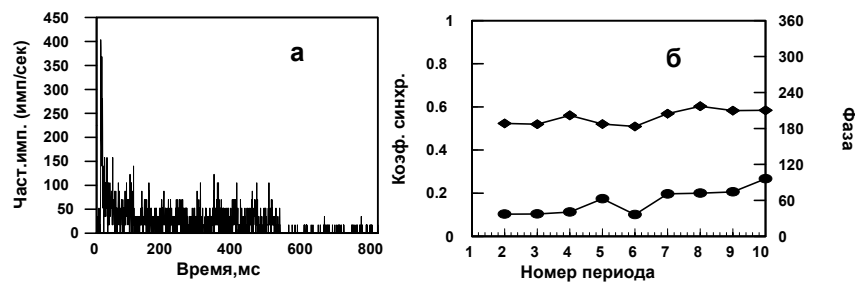


Рис.1.

В задачу настоящей работы входила попытка промоделировать основные особенности воспроизведения малых изменений амплитуды сигнала периферическими нейронами слуховой системы. Модель слухового нейрона, реализованная на РС, являлась пороговым устройством, на вход которого поступал сигнал, представляющий собой протектированную огибающую входного воздействия. Важной составляющей модели являлось добавление к сигналу независимого Гауссова шума, воспроизводящего случайные колебания порога и (или) входного воздействия на нейрон. Такой шум также проходил низкочастотную фильтрацию (без детектирования) и суммировался с входным воздействием. Результирующий сигнал с шумом (или без него) поступал на пороговое устройство, генерирующее короткие импульсы при достижении порогового значения.

Основной особенностью нашей модели являлось введение в нее динамического изменения порога после генерации импульса (спайка). Мы выделяли три стадии изменения порога после генерации спайка. Первая стадия имеет небольшую длительность и соответствует абсолютной рефрактерности, то есть бесконечному повышению порога. Вторая стадия, называемая не накапливающейся относительной рефрактерностью, состояла в том, что непосредственно после абсолютной рефрактерности порог поднимался до фиксированного уровня, после чего по экспоненте воз-

вращался к исходному значению. Наконец, третья стадия состояла в существовании накапливающейся рефрактерности, в результате которой порог после абсолютной рефрактерности поднимался на определенную фиксированную величину. Это значение добавлялось к исходному повышенному порогу независимо от значения последнего.

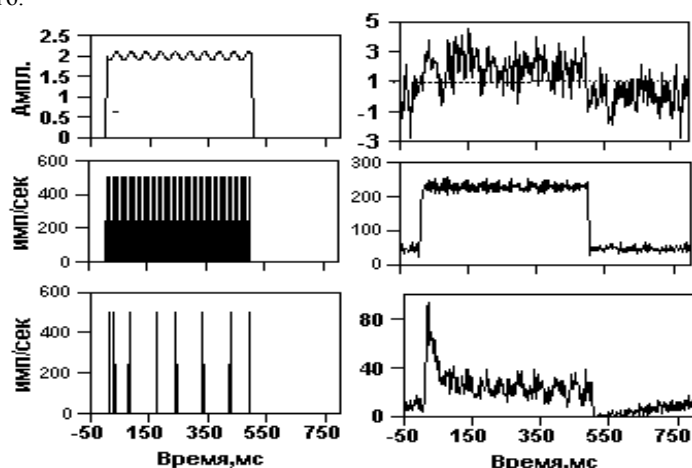


Рис.2

На рис 2 сверху приведены формы внешнего сигнала, поступающего на модель без шума (слева) и с добавлением шума (справа, приведена одна реализация сигнала). Предполагается, что такого рода сигнал поступает на нейрон после предварительной узкополосной фильтрации во внутреннем ухе, низкочастотной фильтрации в волосковой клетке и однополупериодного детектирования. Пунктиром указан пороговый уровень. В среднем ряду приведены постстимульные гистограммы реакции на такие сигналы у модели, в которой присутствуют все компоненты за исключением медленной накапливающейся рефрактерности. Очевидно, что модель не воспроизводит особенности реакции реальных нейронов. Гистограммы нижнего ряда получены после введения такой рефрактерности с постоянной времени 100 мс и величиной подъема порога 0,5 от исходного значения. В отсутствие шума (слева) импульсы возникают только в определенные моменты времени, прямо не связанные с периодом модуляции. При наличии шума реакция удовлетворительно описывает ответ реальных нейронов, сохраняя информацию о частоте модуляции и демонстрируя эффект усиления синхронизации от начала к концу отрезка.

Работа поддержана грантом РФФИ 02-04 - 48236.

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГЛУБИННОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ БИОЛОГИЧЕСКИХ
ОБЪЕКТОВ МЕТОДОМ ПАССИВНОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ
ТЕРМОТОМОГРАФИИ**

В.И.Пасечник, А.А.Аносов^{1,2)}, Ю.Н. Барабаненков¹⁾,

К.М. Бограчев¹⁾, А.Г. Сельский¹⁾

¹⁾ИРЭ РАН, НИЦ «Элдис» ИРЭ РАН, ²⁾ММА им. И.М.Сеченова

Предлагаемая для доклада тема - пассивная акустическая термотомография – в значительной степени развивалась в работах скоропостижно скончавшегося Виктора Ивановича Пасечника, который предполагал представить доклад на конференции. Результаты работы получены лично В.И.Пасечником или при его активном участии.

Использование собственного теплового акустического излучения объектов для контроля глубинного распределения температуры T в теле человека при гипертермии в онкологии [1,2], а также при термоабляции [3] - актуальное направление в современной акустике. В работе рассматривается задача восстановления распределения термодинамической температуры $T(x,y)$ в квадратной области размером $10*10 \text{ см}^2$. Подробно постановка задачи описана в [1].

Исследованные ранее методы регуляризации по А.Н.Тихонову [2,5] позволяют достаточно точно определить координаты источника тепла. К сожалению, одной из особенностей этих методов является существенное искажение высоты и формы температурного пика. По мере удаления от поверхности пик сплющивается тем сильнее, чем глубже он расположен, причем занижение величины максимального значения восстановленной температуры T_{MAX} может составлять ~50%.

В работах [4, 6] для более точного определения максимальной температуры предложен метод “стандартного источника”. В данной работе выполнены сравнительные статистические исследования точности измерения максимального значения температуры при восстановлении методом стандартного источника и методом локальной регуляризации. В таблице 1 приведены соответствующие результаты при наличии источника, глубоко (7 см) погруженного в объект (приведены средние значения и стандартные ошибки для 10 численных экспериментов). Видно, что максимальное значение температуры хорошо, с малой систематической погрешностью, восстанавливается методом стандартного источника. При этом случайный разброс температуры составляет ~0,6 К. В то же время метод локальной регуляризации дает очень большую систематическую ошибку (~60%) в определении максимального значения температуры. Приведены также восстановленные параметры источника тепла. Заметим, эти параметры также близки к исходным: хорошо восстанавливаются координаты источника, несколько хуже его интенсивность и ширина.

Исследован также случай восстановления распределения, созданного источником с двумя максимумами, то есть пространственная плотность источника представляла собой сумму двух слагаемых вида

$$Q_S = \varepsilon_1 K(\varepsilon_2) \exp\{-(x - \varepsilon_3)^2 + (y - \varepsilon_4)^2\} / \varepsilon_2^2\}, \quad (1)$$

который характеризовали 4-мя параметрами: интенсивностью \mathcal{E}_1 , шириной (характерным пространственным размером) \mathcal{E}_2 и двумя координатами: латеральным положением \mathcal{E}_3 (ось x) и глубиной \mathcal{E}_4 (ось y). Поправочный множитель $K(\mathcal{E}_2) = K_0 / \mathcal{E}_2^2$, где K_0 - константа.

Таблица 1

Распределение температуры исходное $T(x,y)$, и восстановленное $T_R(x,y)$		T_{MAX} , К	Параметры стандартного источника			
			Интенсивность \mathcal{E}_1 , отн. ед.	Ширина, \mathcal{E}_2 , см	Латеральное положение, \mathcal{E}_3 , см	Глубина, \mathcal{E}_4 , см
$T(x,y)$	Метод восстановления	5	1	0.8	4	7
$T_R(x,y)$	Стандартный источник	5.32 ± 0.59	0.86 ± 0.16	0.6 ± 0.22	4.1 ± 0.21	6.69 ± 0.24
	Локальная регуляризация	1.83 ± 0.24				

Пример восстановления приведен на рис.1. Источники тепла расположены на глубинах 3 см и 7 см от поверхности тела (рис.1,А). На рис.1,В показана зависимость “измеряемых” акустических температур от номера измерений. (сплошная линия – зависимость в случае отсутствия шума; точки - зависимость с наложенным шумом). При восстановлении методом локальной регуляризации два температурных пика не разделяются (рис.1,С). В тоже время метод стандартного источника восстанавливает оба пика, причем с правильными высотами (рис.1,Д).

Метод стандартного источника был также опробован при моделировании различных ситуаций, возникающих при восстановлении температурных распределений при гипертермии и термоабляции. Оказалось, что удается успешно восстановить температурные распределения, созданные асимметричным источником, размеры которого отличаются по осям x и y . Хорошо также восстанавливаются большие температурные пики, соответствующие перепаду температур ~ 70 К, что соответствует типичному нагреву при термоабляции. Качество восстановления получается приемлемым даже при увеличении погрешности измерений до $\delta T = 0.4$ К (зна-

чительное возможное увеличение δT обусловлено необходимостью существенно уменьшить время измерений при динамическом процессе термоабляции).

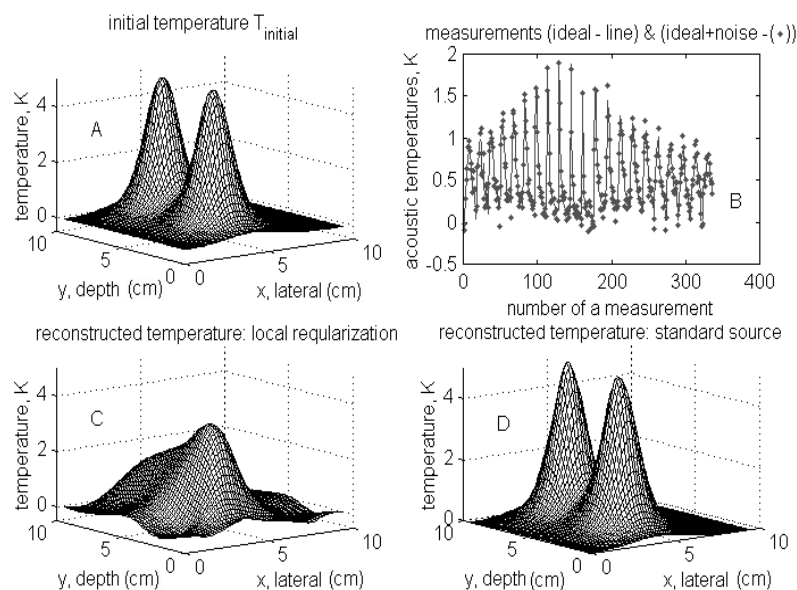


Рис. 1

Таким образом, использование метода стандартного источника в качестве алгоритма восстановления изображений позволяет хорошо определять форму любого температурного распределения с одним или двумя максимумами. Кроме того, удастся достаточно точно вычислить значение температуры в максимуме, в том числе и на больших расстояниях источника тепла от поверхности объекта (~ 7 см). Поэтому данный метод открывает возможности для получения хорошего пространственного разрешения. Полученные результаты позволяют надеяться на эффективность метода стандартного источника для точного измерения максимального значения глубинной температуры при гипертермии и термоабляции. Следует, однако, отметить, что вопрос о том, насколько удастся повысить разрешающую способность пассивной акустической томографии за счет использования этого более совершенного метода восстановления по сравнению с известными оценками [7], требует специального изучения.

Исследовано также применение для сканирования исследуемого объекта корреляционного приема с помощью фазированной решетки, с использованием временных сдвигов друг относительно друга получаемых сигналов. Экспериментально

измерена пространственная корреляционная функция теплового акустического излучения с помощью двух приемников. Теоретически показано, что в условиях эксперимента измеряемый корреляционный сигнал пропорционален не абсолютной температуре исследуемого объекта (как при некорреляционном приеме), а вариации температуры в пространстве, что подтверждается экспериментальными результатами. Эти исследования были представлены на акустических конференциях в 2000 и 2001 г.

Работа поддержана грантами РФФИ №00-01-00361 и №02-02-17371.

Литература

1. Пасечник В.И., Аносов А.А., Бограчев К.М. Основы и перспективы пассивной термоакустической томографии // Биомедицинская радиоэлектроника, 1999. №2. С.3-26
2. Гуляев Ю.В., Бограчев К.М., Боровиков И.П., Обухов Ю.В., Пасечник В.И. Пассивная термоакустическая томография - методы и подходы // Радиотехника и электроника, 1998. Т.43 №9. С.1140-1146
3. Gazelle G.S., Goldberg S.N., Solbiati L., and Livraghi T. Tumor ablation with radio-frequency energy // Radiology. Dec; V. 217(3). P. 633-46, review, 2000.
4. Бограчев К.М., Пасечник В.И. Метод стандартного источника в пассивной акустической термотомографии // Акуст. журн. (послано в печать)
5. Бограчев К.М., Пасечник В.И. Оценки точности восстановления температуры в пассивной термоакустической томографии // Акуст. журн. 1999. Т. 45. №6. С. 742-752
6. Бограчев К.М., Боровиков И.П., Босняков М.С., Обухов Ю.В., Пасечник В.И. О решении обратной задачи пассивной акустической термотомографии с учетом априорной информации в виде уравнения теплопроводности // XI сессия Российского акустического общества, 19-23 ноября 2001 г., сборник трудов, Геос, Москва, 2001, С.169-172.
7. Бограчев К.М., Пасечник В.И. Оценки пространственной разрешающей способности в пассивной термоакустической томографии // Акуст. журн. 2002. Т. 45. №6. С. 742-752

ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Е.В.Еремин, Е.М.Тиманин

Институт прикладной физики РАН

Введение

В последнее время активно разрабатываются различные методы визуализации сдвиговых упругих характеристик биологических мягких тканей – так называемые методы эластографии [1-6]. Они дополняют традиционные методы визуализации неоднородностей тканей и считаются перспективными для медицинской диагностики различных патологий. Методы эластографии основываются на задании в тканях сдвиговых деформаций и на их дистанционном измерении тем или иным образом. Для визуализации сдвиговых деформаций используются ультразвуковые методы [1-4], в том числе доплеровские [1, 2], оптические методы [5] и ЯМР-методы [6]. В качестве тестовых сдвиговых деформаций в тканях (волновых или статических) используются вынужденные деформации, создаваемые с помощью поверхностного источника [1-3], низкочастотные пульсации, создаваемые сердцем и сосудами [4] или сдвиговые волны, излучаемые фокусированным ультразвуковым пучком за счет радиационного давления [5]. Разрабатываются методы визуализации упругих параметров тканей, основанные на корреляционной обработке традиционных эхографических изображений деформируемых тканей [3, 4], на измерении амплитудных [1] и фазовых [2] характеристик распространения возбуждаемых сдвиговых волн и др.

Целью данной работы являлась верификация измерительной системы программно-аппаратного комплекса для эластографии биотканей и их фантомов, основанного на регистрации амплитуд и фаз вынужденных низкочастотных вибраций в них модифицированным импульсным доплеровским методом [2].

Экспериментальная установка

Основу комплекса (рис.1) составляют макет ультразвукового импульсного доплеровского локатора *1*, разработанный на основе эхокардиографа УЗКАР-Д [7], плата интерфейса (*L-154* фирмы *L-card*) и специализированная управляющая программа (приложение *Windows 95/98*). Локатор *1* имеет следующие характеристики: несущая частота 3 МГц, длительности излучаемого импульса и строб-импульса – 1 мкс (соответствуют длине измерительного объема в биотканях 1.5 мм), частота повторения – 4 кГц (соответствует максимальной глубине локации более 18 см). Управляющая программа позволяет: – задавать гармонические вибрации в исследуемом объекте; – осуществлять его электронное сканирование вдоль оси ультразвукового пучка в заданном интервале положений измерительного объема; – производить ввод в память компьютера квадратурных доплеровских сигналов с локатора и их обработку в реальном времени для каждого положения измерительного объема; – отображать на экране монитора распределения амплитуд и фаз вибраций в объекте вдоль оси сканирования; – сохранять в файле зарегистрированные одно-

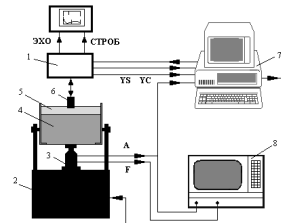


Рис. 1

мерные распределения и накапливать их для построения двумерной картины. Электронное управление положением измерительного объема внутри исследуемого объекта осуществляется изменением задержки строб-импульса относительно момента излучения путем подачи в локатор импульсов с TTL-выхода платы интерфейса. Задающий вибрации сигнал подается на вибростенд 2 (11075, *Robotron*) через ЦАП платы интерфейса и усилитель мощности (*LV-103*, *Robotron*). На колебательной платформе вибростенда установлена импедансная головка 3 (8001, *Bruel & Kjer*). Она обеспечивает измерение ускорения A источника вибраций (круглого диска диаметром 20 мм, закрепленного на опорной площадке датчика силы импедансной головки) и силы F сопротивления движению со стороны образца 4. Квадратурные доплеровские сигналы (YS и YC) и сигнал ускорения A поступают на входы АЦП для регистрации в компьютере 7. Сигналы ускорения A и силы F поступают также на анализатор спектров 8 (2034, *Bruel & Kjer*), который обеспечивает измерение динамических механических характеристик образца при задании шумоподобных колебаний диска. Это производится для проверки стабильности состояния образца и для выбора характерных частот вибраций, на которых снимаются распределения.

В качестве фантома биоткани изготовлен образец из желатина с добавлением мела в цилиндрическом стакане из органического стекла. Дно стакана выполнено из полиэтиленовой пленки, что обеспечивает возможность задания вибраций в образце снизу. Диаметр образца 90 мм, высота – 30 мм при высоте стакана 50 мм. Имеется возможность наращивания высоты стенок стакана трубкой из поливинилхлорида до 100 мм и более. Сверху образца в стакан наливается слой воды 5, в который опускается ультразвуковой датчик 6. Слой воды обеспечивает стабильный акустический контакт датчика с образцом при возможности свободного перемещения датчика по горизонтали. Кроме того, он обеспечивает отодвигание датчика от поверхности образца и вынос ближней зоны за его пределы, что позволяет снимать распределения вибраций по всей толщине образца.

Определение амплитуд и фаз вибраций в измерительном объеме по доплеровским сигналам осуществляется путем восстановления сигнала вибрационной скорости (V) и его спектральной обработки

$$V(t) = \frac{C}{2\omega} \frac{YS'YC - YC'YS}{YS^2 + YC^2}, \quad (1)$$

где ω и C – частота и скорость ультразвука, штрих обозначает дифференцирование. Этот алгоритм является модификацией алгоритма, предложенного в работе [2], основанного на спектральной обработке непосредственно доплеровских сигналов. Специальной экспериментальной проверкой показано, что использование (1) позволяет получать распределения с существенно меньшим уровнем шумов.

Результаты экспериментов и обсуждение

На рис.2 приведены распределения амплитуд (U) и фаз (Fi) смещений в образце вдоль его оси при задании колебаний диска на частоте 20 Гц амплитудой 20 и 60 мкм. По горизонтали отложены координаты измерительного объема относительно

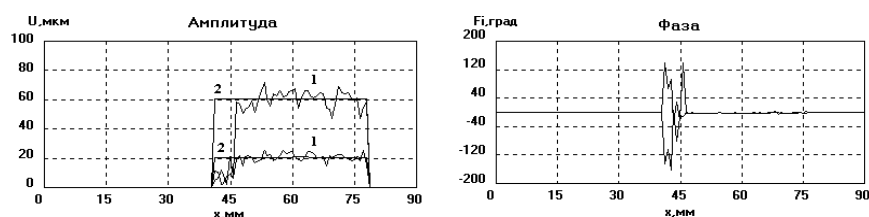


Рис.2.

поверхности ультразвукового датчика. Координаты $x = 46 \div 76$ мм соответствуют точкам внутри образца. Фазы измерены относительно фазы смещений диска.

При частоте основного резонанса 52 Гц частота 20 Гц оказывается в области квазистатики. Здесь образец колеблется как единое целое по толщине вместе с диском с уменьшением амплитуды вблизи боковых стенок. На правильность работы измерительной системы комплекса указывает совпадение определяемых по доплеровским сигналам амплитуд и фаз колебаний в образце (кривые 1) с результатами прямых измерений смещения диска по сигналу акселерометра (кривые 2).

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ и Минпромнауки РФ (Госконтракт № 40.020.1.1.1171).

Литература

1. Gao L., Parker K.J., Lerner R.M., Levinson S.F. // *Ultrasound Med. Biol.*, 1996, v.22, N 8, p.959.
2. Yamakoshi Y., Sato J., Sato T. // *IEEE Trans. Ultrason. Ferr.*, 1990, v.37, N 2, p.45.
3. Ophir J., Alam S.K., Garra B., Kallel F., Konofagou E., Krouskop T., Varghese T. // *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, 1999, v.213, N 3, p.203.
4. de Korte C.L., Woutman H.A., van der Steen A.F.W., Pasterkamp G., Cespedes E.I. // *Ultrasonics*, 2000, v.38, N 1-8, p.387.
5. Андреев В.Г., Дмитриев В.Н., Пищальников Ю.А., Руденко О.В., Сапожников О.А., Сарвазян А.П. // *Акустический журнал*, 1997, т.43, № 2, с.149.
6. Muthupilli R., Lomas D., Rossman P., Greenleaf J., Manduca A., Ehman R. // *Science*, 1995, v.269, p.1854.
7. Мансфельд А.Д., Зимнович А.И., Таратенкова О.Н., Шишков А.В. // В кн.: *Ультразвуковая диагностика*. – Горький: ИПФ АН СССР, 1983, с.5.

ВИБРАЦИОННАЯ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЭЛАСТОГРАФИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Е.М.Тиманин, Е.В.Еремин

Институт прикладной физики РАН

Механические свойства биологических мягких тканей давно служат медикам важным источником информации о состоянии этих тканей и связанных с ними физиологических систем. Оценка этих свойств используется в онкологии, в неврологии, в травматологии, в трансплантологии, в дерматологии, в анестезиологии, в спортивной и космической медицине и т.д. Уже достаточно давно появились различные устройства для измерения механических параметров тканей [1], но и на настоящий момент они не могут обеспечить полноценной замены субъективной оценке этих параметров врачом. В последние годы наблюдается новый всплеск интереса к разработке способов диагностики, основанных на измерениях механических величин. В частности, развиваются различные механомиографические способы оценки нервно-мышечного взаимодействия [2], способы визуализации неоднородностей мягких тканей по их сдвиговым упругим характеристикам [3, 3] (способы “эластографии”), а также способы оценки состояния тканей на основе контактных измерений их вязкоупругих характеристик методом вдавливания колеблющегося штампа [5-7]. Эти последние способы и обозначены в названии данного доклада термином “вибрационная эластография”. Целью доклада является систематизация результатов работ, выполненных в рамках этого направления авторами.

Общая структура проведенных работ приведена на рис.1. В области экспериментальных исследований развивались два основных подхода. Первый связан с изучением частотных зависимостей (спектров) механических импедансных характеристик (импеданса, жесткости и инерционности), наблюдающихся при вдавливании в ткани колеблющегося штампа. Подобные эксперименты известны со времен классических исследований начала 50-х годов, когда они проводились в связи с задачей согласования с телом человека различных контактных датчиков. Позднее, в том числе и достаточно недавно [5-7], они проводились в связи с задачей объективного измерения механических параметров тканей и их использования в интересах диагностики и контроля лечения. Новым в современном подходе к измерениям механических параметров тканей через посредство спектров их импедансных характеристик является разработка методов автоматизированной реконструкции реологических и геометрических характеристик отдельных слоев многослойных тканей [6]. В этом направлении ведется работа и авторами [8, 9] на основе разработки специализированных программно-аппаратных комплексов (ПАК) для получения экспериментальных данных (ПАК “Спектрограф”, рис.1) и решения обратных задач в оригинальных моделях формирования импедансных характеристик (см. ниже).

Второй развиваемый экспериментальный подход связан с одночастотными измерениями импедансных характеристик и с мониторингом на этой основе их изменений с временным разрешением порядка 0.1 сек и выше [10]. Для этих целей разработано несколько специализированных устройств (см. рис.1), в том числе последнее – ПАК реального времени “Вискоэластограф” [11]. Регистрация изменений



Рис. 1.

параметров, представляющих собой эффективные модули сдвиговой упругости и вязкости тканей, в ходе различных физиологических процессов и при развитии реакции на различные тестовые воздействия открывает новые возможности для проведения биомеханических и медико-диагностических исследований.

Третий экспериментальный подход, приведенный на схеме рис.1, относится к направлению “ультразвуковая эластография”. Он реализован на основе нового ПАК “Дистанционный эластограф” и речь о нем подробнее пойдет в другом докладе.

Отдельным направлением работы, связанным с импедансными характеристиками биологических тканей являлось моделирование их физической природы. Для интерпретации спектров импедансных характеристик до последнего времени [5, 7] продолжают применяться модели, основанные на соотношениях для механического импеданса сферы, колеблющейся внутри безграничной однородной изотропной вязкоупругой среды [12]. Более корректными являются подходы, связанные с решением задачи о колебаниях штампа на поверхности слоя или многослойной среды. Может быть выделен подход, связанный с принятием строгих граничных условий в области контакта штампа с тканями, и подход “силовой источник”, связанный с принятием здесь приближенных граничных условий. В рамках первого подхода импедансные характеристики интерпретируются в моделях тканей в виде нескольких слоев (от одного до трех), сцепленных друг с другом и с недеформируемым основанием [6, 13]. Второй подход был разработан в динамической теории упругости и в сейсмологии в 40-х, 50-х годах [14]. В рамках этого подхода применительно к биотканям построена модель колебаний штампа на слое, сцепленном с твердым (но деформируемым) основанием [15], в которой проведена интерпретация дисперсионных характеристик поверхностных волн и, впоследствии, ряд других расчетов [16, 17]. В рамках этого же подхода авторами построены модели [8, 9], где ткани представлены в виде нескольких мягких слоев (аналогично [6]), в которых проведе-

на аппроксимация экспериментальных импедансных характеристик. В рамках “строгого подхода” расчет импедансных характеристик сводится к решению системы интегральных уравнений, а в рамках подхода “силовой источник” – к взятию интеграла от известной функции. За счет этого второй подход оказывается существенно менее ресурсоемким и может получить преимущество в задачах реконструкции параметров тканей, при условии, что он позволит достичь высокой точности воспроизведения экспериментальных спектров импедансных характеристик.

Модели взаимодействия колеблющегося штампа со слоистыми тканями оказываются полезными для расчетов полей вибрационных смещений применительно к задачам “ультразвуковой эластографии”. Такие расчеты проведены в [17] в рамках модели “слой на твердом основании” и в работе [18] в рамках моделей “трехслойное полупространство” со сцепленными и с проскальзывающими слоями.

Литература

1. Уфлянд Ю.М. Физиология двигательного аппарата человека. – Л.: Медицина, 1965, с.96.
2. Weir J.P., Ayers K.A., Luce J.F., Walsh K.L. // *Eur. J. Appl. Physiol.*, 2000, v.81, p.352.
3. Gao L., Parker K.J., Lerner R.M., Levinson S.F. // *Ultrasound Med. Biol.*, 1996, v.22, N 8, p.959.
4. Ophir J., Alam S.K., Garra B., Kallel F., Konofagou E., Krouskop T., Varghese T. // *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, 1999, v.213, N 3, p.203.
5. Oka H., Nakamura T. // *Electrical Engineering in Japan*, 1998, v.125, N 3, p.31.
6. Сковорода А.Р., Аглямков С.Р. // *Биофизика*, 1998, т.43, N 2, с.348.
7. Zhang X., Royston T.J., Mansy H.A., Sandler R.H. // *J. Acoust. Soc. Am.*, 2001, v.109, N 2, p.795.
8. Тиманин Е.М. // Препринт ИПФ РАН № 488, Н.Новгород, 1999, 32с.
9. Еремин Е.В., Тиманин Е.М. // *Акустический журнал*, 2000, т.46, N 4, с.490.
10. Тиманин Е.М. // *Медицинская техника*, 1998, N 2, с.39.
11. Тиманин Е.М., Еремин Е.В. Препринт ИПФ РАН № 554, Н.Новгород, 2001, 21с.
12. Oestraeicher H. // *J. Acoust. Soc. Am.*, 1951, v.23, N 6, p.707.
13. Глушков Е.В., Глушкова Н.В., Тиманин Е.М. // *Акустический журнал*, 1993, т.39, N 6, с.1043.
14. Развитие теории контактных задач в СССР. – М.: Наука, 1976, с.326.
15. Клочков Б.Н., Соколов А.В. // *Акустический журнал*, 1994, т.40, N 2, с.270.
16. Клочков Б.Н., Соколов А.В. // *Акустический журнал*, 1995, т.41, № 3, с.512.
17. Клочков Б.Н. // *Акустический журнал*, 2002, т.48, № 1, с.70.
18. Тиманин Е.М. // *Акустический журнал*, 2002, Т. 48, N 1, с.98.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ ДОРЕЧЕВОГО РАЗВИТИЯ МЛАДЕНЦЕВ

А.П.Самокищук, О.В.Русакова

Санкт-Петербургский государственный университет

Введение

В рамках исследования доречевого развития детей активно обсуждаются такие вопросы как значимость ранних вокализаций младенцев для дальнейшего становления речи, сопоставимость доречевых звуков со звуками речи взрослых, возможность проведения диагностики психомоторного состояния малыша по особенностям его звукопродукции. Для нахождения ответов на вышеперечисленные вопросы необходимы данные по становлению вокализаций нормально развивающихся детей. В настоящей работе представлены данные по фонетическому и инструментальному анализу вокализаций детей первого года жизни и сопоставлению их со звуками взрослой речи.

Теоретический анализ

Многочисленные исследования позволяют с уверенностью утверждать о врожденной способности к речи, которая, в первую очередь, проявляется в сходном характере доречевого развития детей принадлежащих к разным языковым культурам, в том числе и детей с нарушенным слухом. Ближе к году отмечается влияние языковой среды на развитие звукопродукции младенцев. Это проявляется с начала второго полугодия в виде способности ребенка имитировать звуки речи [1], а, позднее, к концу года, в возрастании звуков родного языка [2]. Согласно многочисленным зарубежным [3] и отечественным [4] исследованиям наиболее рано в вокализациях младенцев регистрируются *a-* и *э-*подобные звуки. С возрастом звуковой словарь пополняется *y-*, *ы-*, *и-*, *о-*гласноподобными, а также рядом согласноподобных звуков. И, несмотря на то, что взрослые аудиторы способны относить гласноподобные к определенным фонетическим категориям, по ряду характеристик данные младенческие звуки отличаются от соответствующих гласных взрослой речи [5]. Это выражается как в более высоких значениях частоты основного тона и формант детских вокализаций по сравнению со взрослыми, так и в невозможности категоризации гласноподобных звуков младенцев на основе первых двух формант, как это характерно для гласных взрослой речи. Последнее вызывает ряд вопросов. Во-первых, на основании каких физических характеристик происходит сопоставление ребенком собственных звуков с теми, которые требуются языковой средой, как это возможно при имитации? Во-вторых, какие объективные критерии позволяют аудиторам фонетически классифицировать гласноподобные звуки?

Эксперимент

Запись звуков четырех младенцев проходила один раз в две недели в домашних условиях и длилась в течение первого года жизни. Для сравнения с образцами взрослой речи был составлен специальный перечень звукосочетаний, который про-

износился взрослыми дикторами (тремя мужчинами и тремя женщинами), а также мамами, наблюдаемых нами детей. Инструментальный анализ проводился на основе быстрого преобразования Фурье, данные взвешивались с помощью окна Хемминга. Оценивались частоты основного тона, формант и других спектральных составляющих, а также их относительные амплитуды.

Фонетический анализ вокализаций младенцев первого года жизни показал наличие значительного числа трудно транскрибируемых звуков, отнесенных нами в категорию «неопределенных». Вместе с тем, регистрируются фонетически определенные гласноподобные, которые, зачастую, являются преобладающими. Последние, произнесенные в спокойном состоянии, подвергались дальнейшему инструментальному анализу. Результаты исследования показали, что доречевые звуки детей характеризуются более высокими значениями частоты основного тона по сравнению со взрослыми. При этом, в течение первого года не отмечается достоверного снижения частоты основного тона вокализаций. Отметим, что и в наших исследованиях, подобно обнаруженному ранее [6], речь матери, адресованная ребенку, характеризуется значительным изменением частоты основного тона по сравнению с ненаправленной к ребенку речью. Регистрируется как ее повышение, так и понижение, при этом наиболее высокочастотными в побудительных материнских фразах являются ударные интонационно подчеркнутые звуки. Та же особенность – изменение частоты основного тона – отмечается и в звуках, имитируемых младенцем. Вместе с тем, и в случае имитации значения соответствующих формант у различных гласноподобных звуков оказывается сходным, как это показано и для гласноподобных вокализаций.

Для выявления стабильных физических признаков, присутствующих в гласноподобных, были исследованы другие спектральные характеристики звуков. Оказалось, что при сходных значениях формант разных гласноподобных, расположение и амплитудные отношения их спектральных максимумов достоверно отличаются. Подобная особенность отмечается как для гласноподобных ранних вокализаций, так и содержащихся в лепете. Эти результаты являются подтверждением данных, полученных ранее для гласноподобных звуков детей первого полугодия жизни [7]. Аналогичный анализ гласных взрослой речи, позволил выявить те же закономерности: для различных звуков отмечается специфическое расположение и амплитудные отношения спектральных максимумов, подобное соответствующим гласноподобным. Полученные данные представлены на рисунке 1 (по горизонтали – частота спектральных

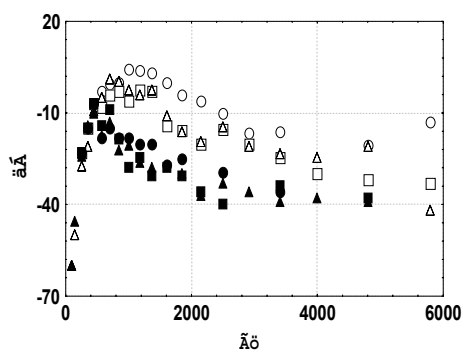


Рис. 1

полученные данные представлены на рисунке 1 (по горизонтали – частота спектральных

максимумов, Гц; по вертикали – их относительная амплитуда (относительно амплитуды частоты основного тона), дБ; светлые значки – данные для гласного *a*, темные – для *y*; кружки – данные для детей первого полугодия, квадратики – для второго, треугольники – для взрослых; введена поправка на аудиограмму).

Можно было бы предположить, что формирование формантных различительных признаков гласных происходит с появлением первых слов. Однако настоящее исследование показывает невозможность разделения гласноподобных звуков, содержащихся в первых словах, на основе формантной характеристики. При этом, в первых словах, так же как и в звуках лепета, сохраняется специфическое распределение относительных амплитуд спектральных составляющих. Последнее может выступать дополнительным аргументом в пользу существующей точки зрения о взаимодействии и преемственности доречевой стадии и периода освоения первых слов [8].

Полученные данные позволяют высказать предположение о том, что выявленные признаки, а именно особенности расположения и амплитудные отношения спектральных максимумов являются стабильными физическими признаками гласных звуков независимо от возраста человека.

Работа выполнена при поддержке грантов Минобразования РФ (N Г00-1.7-130), РГНФ (N 01-06-00185a) и РФФИ (N 02-06-80275).

Литература

1. Kuhl P.K., Meltzoff A.N. //J. of the Acoustical Society of America, 1996, v.100, №4, Pt. 1. p.2425.
2. de Boysson-Bardies B., Halle P., Sagart L., Durand C. //Child Language, 1989. v.16, №1, p.1.
3. Sedlackova E. Development of the Acoustic Pattern of the Voice and Speech in the Newborn and Infant. – Praha: Academia Nakladatelstvi, 1967, p.32.
4. Куликов Г.А., Андреева Н.Г., Ляско Е.Е., Павликова М.И. //Сенсорные системы, 1998, т.13, №1, с.62.
5. Kuhl P. K. //Current Opinion in Neurobiology, 1994, v.4, p.812.
6. Fernald A. //In book: Nonverbal vocal communication. /Editer H.Papousek. –New York: Cambridge University Press, 1997, p.262.
7. Куликов Г.А., Андреева Н.Г., Павликова М.И., Самокишук А.П. //Доклады Академии Наук, 1999, т.368, №6, с.843.
8. McCathern R.B., Yoder P.J., Warren S.F. //J. of Speech, Language, and Hearing Research, 1999, v.42, №4, p.915.