

УДК 616.71



А. С. Нечипоренко

Харьковский национальный университет радиоэлектроники  
г. Харьков, Украина, alinanechiporenko@gmail.com

## ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ОБЪЕКТИВНОЙ ОЦЕНКИ НОСОВОГО ДЫХАНИЯ

Статья посвящена проблеме объективной оценки функции носового дыхания. Показано, что ограниченность частотного разрешения и точности оценки частоты отдельных гармонических компонентов классическими методами спектрального анализа делает целесообразным внедрение в диагностику параметрических методов частотного оценивания дыхательных сигналов. Среди них наиболее перспективным признан модифицированный ковариационный метод. Приведены результаты применения данного алгоритма к выборкам акустических сигналов.

НОСОВОЕ ДЫХАНИЕ, ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА, МОДИФИЦИРОВАННЫЙ КОВАРИАЦИОННЫЙ МЕТОД, СПЕКТРАЛЬНОЕ ОЦЕНИВАНИЕ

### Введение

У пациентов с заболеваниями носа и околоносовых пазух в 85% случаев наблюдается затруднение дыхания. Причиной этого могут быть острые и хронические воспалительные заболевания полости носа и околоносовых пазух, вазомоторный, аллергический и полипозный ринит, а также посттравматические искривления носовой перегородки. В современной ринологии для диагностики носового дыхания используются методы томографии, риноманометрии и акустической ринометрии, визуально-аналоговая шкала, синусо-назальный тест. Однако по анализу литературных источников у 24% [1], 26% [2] и 20% [3] пациентов в результате проведенного консервативного лечения и оперативных вмешательств не удаётся полностью восстановить нормальное дыхание. Такие данные свидетельствуют о недостаточной эффективности дифференциальной диагностики нарушений носового дыхания, а также необходимости её совершенствования.

### 1. Анализ литературы и постановка задачи

К объективным методам диагностики нарушений функции носового дыхания на сегодняшний день относят компьютерную и магнитно-резонансную томографию, исследования носового воздушного потока, а именно риноманометрию и акустическую ринометрию [4].

Однако в последнее время для оценки носового дыхания начал активно использоваться и спектральный анализ [5]. Одиософт Рино (Odiosoft Rhino) – неинвазивный метод объективной оценки функции носового дыхания, основанный на спектральном анализе звуковых сигналов воздушных потоков, протекающих через носовую полость (рис. 1).

По сравнению с риноманометрией такое исследование относительно легко выполнить, оно недорогое и не требует значительных усилий по сотрудничеству пациента [6]. Звуковые сигналы

записываются с помощью миниатюрного микрофона, размещенного на расстоянии 1 см от преддверия носа для каждой половины носа в отдельности. Затем при помощи соответствующего программного обеспечения осуществляется спектральный анализ. В основу программного средства «Odiosoft Rhino» положен алгоритм быстрого преобразования Фурье (БПФ), с помощью которого авторы вычисляют интенсивность и частоту сигналов носового дыхания. Длительность выборки согласно данному методу должна быть не менее 1 с. Выделяя в каждом из сигналов 3 диапазона: «Низкие частоты» (500...1000 Гц), «Средние частоты» (1...2 кГц), «Высокие частоты» (2...4 кГц и 4...6 кГц), проводят диагностику носового дыхания. К недостаткам данного метода можно отнести незначительную суммарную ширину вышеописанных диапазонов звукового сигнала 500 Гц ... 6 кГц. Такое ограничение частотного диапазона исследуемых звуковых сигналов существенно ограничивает диагностические возможности метода «Odiosoft Rhino». Следует отметить также ограниченность частотного разрешения и точности оценки частоты отдельных гармонических компонентов методом дискретного преобразования Фурье (ДПФ) [7]. В основном, вышеописанный метод используется для диагностики девиаций носовой перегородки и исследования функционирования носового клапана.

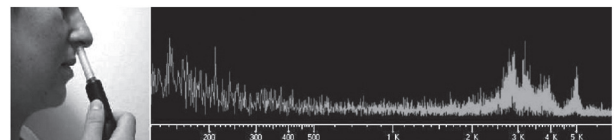


Рис. 1. Спектральная характеристика носового воздушного потока «Odiosoft Rhino»

Целью данной статьи является разработка способа объективной оценки носового дыхания на основе современных методов спектрального анализа для решения задач дифференциальной диагностики патологий носового дыхания.

## 2. Обоснование выбора метода спектрального анализа

Методы спектрального оценивания широко используются в задачах обработки и анализа биомедицинских сигналов. Выбор наиболее подходящего алгоритма производится в зависимости от специфических характеристик сигналов (например, наличия чётко выраженных пиков в амплитудном спектре и т.п.), а также необходимой скорости вычислений, робастности оценок, возможности обратного преобразования и др. В задачах биомедицинского характера преимущественно используются классические методы спектрального анализа. Это периодограммные и коррелограммные методы, которые основываются на непосредственном преобразовании Фурье и предварительном формировании корреляционных оценок соответственно [7]. Однако присущие указанным методам недостатки, такие как ограниченное частотное разрешение (т.е. невозможность различения двух спектральных составляющих с близкими частотами и ошибка в определении частоты обособленного гармонического компонента) при использовании выборок приемлемой длины, могут существенно уменьшить корректность дифференциального диагноза. Ещё одним свойством ДПФ является то, что выбор данного преобразования предполагает периодичность функции с периодом, равным длине исходной выборки  $\Delta T$ ; только в этом случае ДПФ даёт спектр, свободный от «утечки» (явления Гиббса). Частотное разрешение ДПФ не может быть выше, чем расстояние  $\Delta\omega$  между соседними гармониками ряда Фурье, зависящее от длины интервала  $\Delta T$  (т.е. предполагаемого периода анализируемой функции) и не зависящее от конкретного вида последней:

$$\Delta\omega = 2\pi/\Delta T. \quad (1)$$

Поскольку измеряемые сигналы изначально являются непериодичными, а длина временной выборки не равна периоду анализируемой функции, экстраполяция известных значений функции с периодичностью  $\Delta T$  в общем случае не соответствует реальному исходному сигналу. В результате нарушения непрерывности функции на границах временного интервала, возникает явление «утечки» [8], уменьшающее точность вычисления амплитуды отдельной гармонической составляющей сигнала. При этом точность оценки частоты снижается до величины порядка  $\Delta\omega$  (1). Частотное разрешение в общем случае также ухудшается, поскольку слабые сигналы, расположенные рядом с сильными, могут быть «замаскированы» боковыми лепестками сильных. Применение временных и спектральных окон [7] уменьшает «растекание» спектра, однако частотное разрешение при этом не увеличивается.

Таким образом, главной причиной вышеописанных недостатков классических методов спектрального оценивания является неоптимальный характер экстраполяции заданных на интервале  $\Delta T$  значений анализируемой функции за пределы этого интервала. Поэтому для анализа сигналов носового дыхания целесообразно использовать параметрические методы, когда на базе известных значений функции в интервале  $\Delta T$  строится некая модель анализируемого процесса. Точность спектрального оценивания и разрешающая способность метода зависят от степени соответствия выбранной модели анализируемому процессу. Построенная модель используется для экстраполяции сигнала за пределы исходного интервала. В результате устраняются искажения, связанные с ограниченностью длины выборки и улучшается частотное разрешение по сравнению с фундаментальным для классических методов соотношением Габора:

$$\Delta T \Delta\omega \geq 1/2. \quad (2)$$

Среди известных параметрических моделей [7] наиболее приемлемой для спектрального оценивания сигналов носового дыхания следует считать авторегрессионную (АР). Важнейшим преимуществом авторегрессионного анализа является способность выделять в спектре сигнала отдельные гармонические составляющие на фоне шума. В общем случае авторегрессионный алгоритм сводится к определению коэффициентов рекурсивного фильтра заданного порядка, оценке мощности возбуждающего белого шума и последующему аналитическому расчету спектральной плотности мощности [9]. Для определения коэффициентов модели производится минимизация ошибки линейного предсказания сигнала. При этом важно изначально правильно выбрать порядок авторегрессионной модели, от которого во многом зависит точность дальнейшей оценки спектра анализируемого сигнала.

Среди двух возможных реализаций алгоритма — блочной и последовательной — предпочтение следует отдать первой, поскольку в нашем случае имеются уже сформированные выборки (блоки) фиксированного размера. Из блочных методов наиболее подходящим для обработки сигналов носового дыхания является модифицированный ковариационный метод [7]. Данный метод даёт хорошие результаты при обработке широкополосных сигналов, спектр которых имеет четко выраженные пики. Метод основан на алгоритме минимизации методом наименьших квадратов одновременно всех коэффициентов линейного предсказания и имеет высокую чувствительность к форме анализируемой функции. Модифицированный ковариационный метод отличается от ковариационного метода тем, что объединяет линейное предсказание

вперед и назад. После определения оценок АР-параметров вычисляется авторегрессионная спектральная оценка согласно формуле:

$$\hat{P}(f) = \frac{T\hat{p}_\omega}{\left|1 + \sum_{n=1}^p \hat{a}[n] \exp(-j2\pi fnT)\right|^2}, \quad (3)$$

где  $\hat{a}[n]$  – коэффициенты линейного предсказания;  $\hat{p}_\omega$  – оценка дисперсии возбуждающего шума.

Как указывалось, при использовании авторегрессионных методов необходимо обратить особое внимание на выбор порядка модели. В модифицированном ковариационном методе максимально допустимый порядок модели составляет 2/3 длины выборки. Однако такие значения излишни, поскольку отсутствие сглаживания приводит к излишней зашумленности спектра и появлению ложных пиков. Практика показывает, что для большинства применений в качестве предполагаемого порядка целесообразно выбирать значение от одной трети до половины длины анализируемой последовательности данных [10].

### 3. Описание способа объективной оценки носового дыхания

Для проведения спектрального оценивания сигналов носового дыхания необходимо осуществить запись данных. Подготовка пациента к процедуре записи осуществляется в соответствии со стандартами риноманометрических исследований. Перед исследованием пациенту должен быть обеспечен отдых с целью адаптации в течение 20–30 минут, исследование проводится в положении сидя. Пациенту не переносицу надевается специальная скоба, к которой прикреплен миниатюрный микрофон. При этом неисследуемая половина носа обтурируется и не участвует в акте дыхания. Следует также отметить, что исследования проводятся в звукоизолированной комнате (например комнате для аудиометрических исследований). Несколько дыхательных циклов (обычно это 3...4 вдоха-выдоха, рис. 2) записываются на запоминающее устройство, после чего из них для обработки выбирается один дыхательный цикл.

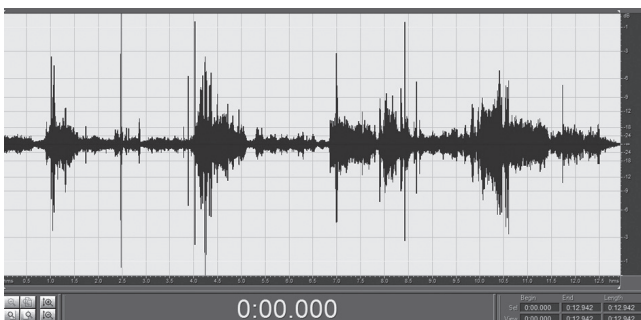


Рис. 2. Исходный сигнал носового дыхания для обработки

Затем с помощью специализированного программного обеспечения, реализующего вышеописанный модифицированный ковариационный метод с некоторыми усовершенствованиями [10], осуществляется спектральная оценка полученного звукового сигнала. Данная модификация алгоритма спектрального оценивания для комплексных и вещественных выборок устойчиво функционирует при отношении сигнал/шум до 120 дБ включительно, автоматически выбирая максимально возможный в данных условиях порядок модели [10]. Длительность выборки в среднем составляет 1 с. Указанная процедура проводится для обеих половин носа. Пример результатов обработки сигналов носового дыхания при отсутствии патологий приведен на рис. 3.

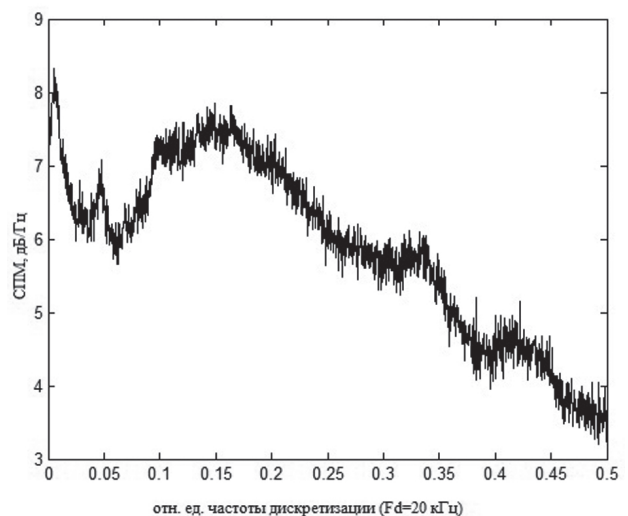


Рис. 3. Спектральная характеристика носового воздушного потока пациента с нормальным носовым дыханием

По оси  $x$  отложена частота гармоник (в единицах частоты дискретизации), по оси  $y$  – спектральная плотность мощности сигнала.

Для сравнения двух методов спектрального оценивания (классического и параметрического), один и тот же исходный сигнал обрабатывался с помощью БПФ и модифицированного ковариационного метода. Результаты обработки данных пациента с диагнозом аллергический ринит представлены на рис. 4, 5.

При анализе полученных характеристик исходного сигнала можно выделить одну и ту же частотную область с различным поведением спектра. Например в данном случае при частоте дискретизации 20 кГц при обработке с помощью модифицированного ковариационного метода (рис. 4) на частоте 4 кГц наблюдается спад СПМ сигнала, в то время как при обработке с помощью БПФ (рис. 5) СПМ сигнала остаётся практически неизменной. Эта информация играет важную роль для дифференциальной диагностики. Например в случаях,

когда сложно дифференцировать аллергический ринит от вазомоторного, целесообразно сделать спектральный анализ сигналов носового дыхания с помощью модифицированного ковариационного метода до и после применения деконгестантов. Это позволяет выявить структурные изменения слизистой оболочки носовой полости.

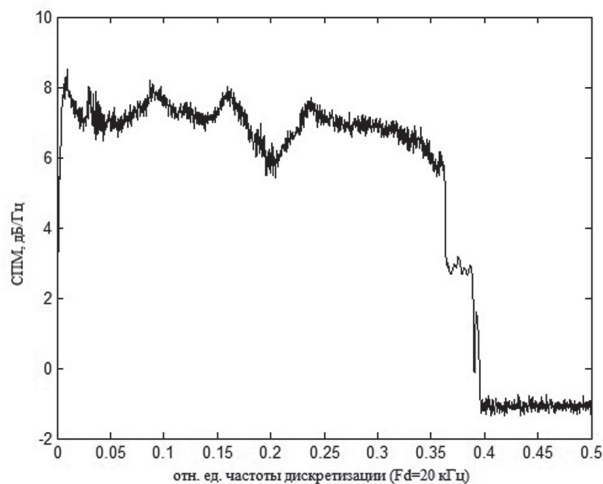


Рис. 4. Спектральная характеристика носового воздушного потока, полученная с помощью модифицированного ковариационного метода

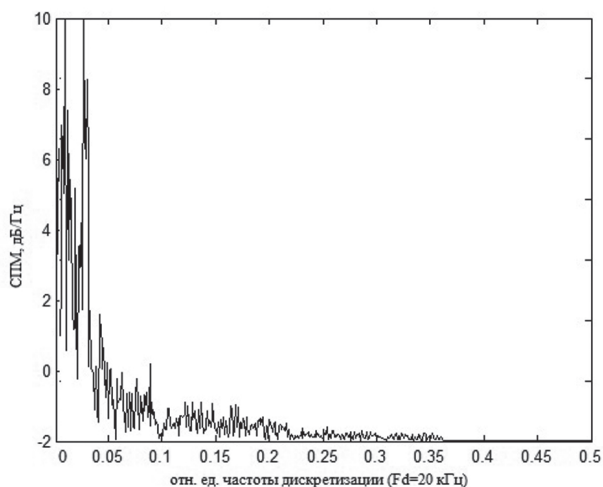


Рис. 5. Спектральная характеристика носового воздушного потока, полученная с помощью БПФ

Также имеет смысл сравнить спектральные характеристики акустических шумов правой и левой половин носа. На рис. 6 приведена спектральная характеристика левой, нормально дышащей, половины носа, на рис. 7 – правой, хуже дышащей с искривлением носовой перегородки по данным компьютерной томографии.

Из рисунков отчётливо видны различия в спектре, позволяющие подтвердить нарушение носового дыхания вследствие наличия соответствующей патологии (в данном случае – искривления носовой перегородки, затрудняющего нормальное дыхание).

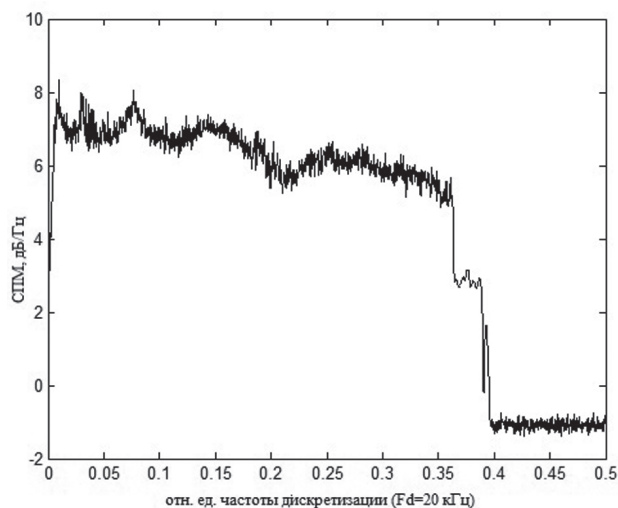


Рис. 6. Спектральная характеристика носового воздушного потока левой половины носа

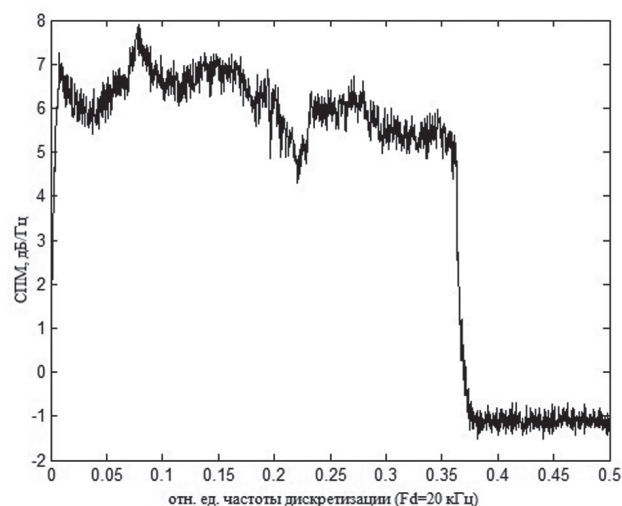


Рис. 7. Спектральная характеристика носового воздушного потока правой половины носа

Из приведенных примеров следует, что для постановки более точного диагноза рекомендуется внедрять во врачебную практику использование результатов спектрального оценивания временных выборок акустических сигналов дыхательной системы с помощью модифицированного ковариационного метода в комплексе с данными риноакустических исследований и акустической ринометрии, а также результатами КТ или МРТ.

### Выводы

В статье описан способ объективной оценки функции носового дыхания, который предлагается использовать в оториноларингологической практике. Данный способ основывается на спектральной оценке с помощью модифицированного ковариационного метода. Применение указанного метода позволяет повысить точность оценки частоты и частотное разрешение для амплитудных спектров выборок акустических сигналов.

Использование результатов обработки сигналов носового дыхания в научно-практическом центре уха горла и носа г. Харькова (на основе обследования 84 пациентов) позволило на 14 % повысить точность постановки дифференциального диагноза при нарушениях воздушной проходимости верхних дыхательных путей. Таким образом, с помощью данного способа объективной оценки можно проводить дифференциальную диагностику заложенности носа при структурных изменениях слизистой оболочки путем проведения тестов до и после применения деконгестантов; производить оценку эффективности пластики носовой перегородки, вазотомии или турбинопластики.

Для повышения эффективности дифференциальной диагностики целесообразно использовать комплексный подход, объединяющий основные методы объективной оценки носового дыхания, в том числе результаты спектрального оценивания с помощью модифицированного ковариационного метода.

**Список литературы:** 1. *Thulesius, H. L.*, Rhinomanometry in clinical use. A tool in the septoplasty decision making process.: Doctoral dissertation, clinical sciences / H.L. Thulesius. – 2012. – 67 p. 2. *Broms, P.* Rhinomanometry. IV. A pre and postoperative evaluation in functional septoplasty / P. Broms, B. Jonson, L. Malm // *Acta Otolaryngol* – 1982. – № 94 (5-6). – P. 523-529. 3. *Bohlin, L.* Nasal airway resistance and complications following functional septoplasty: a ten-year follow-up study / L. Bohlin, A. Dahlqvist // *Rhinology* – 1994. – № 32(4). – P. 195-197. 4. *Clement, P. A.* Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasal Airway. Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry / P.A. Clement, F. Gordts // *Rhinology* – 2005. – № 43. – P. 169–179.

5. *Seren, E.*, Frequency spectra of normal expiratory nasal sound *Am J Rhinol.* / E. Seren – 2005. – № 19. – P. 257–261. 6. *Tahamiler, R.*, Odiosoft-Rhino versus rhinomanometry in healthy subjects. / R. Tahamiler, D.T. Edizer, S. Canakcioglus, A. Dirican // *Acta Otolaryngol.* – 2008. – № 128. – P. 181–185. 7. *Марпл-мл. С.Л.* Цифровой спектральный анализ и его приложения / С.Л. Марпл-мл. – М.: Мир, 1990. – 584 с. 8. *Отнес Р.* Прикладной анализ временных рядов / Р. Отнес, Л. Эноксон – М.: Мир, 1982. – 428 с. 9. *Сергиенко, А.Б.*, Цифровая обработка сигналов / А.Б. Сергиенко – СПб.: Питер, 2002. – 608 с. 10. *Грицунов, А.В.* Выбор методов спектрального оценивания временных функций при моделировании СВЧ-приборов / А.В. Грицунов // *Радиотехника.* – 2003. – № 9. – С. 25-30.

*Поступила в редколлегию 12.06.2013*

УДК 616.71

**Особливості застосування спектрального аналізу для об'єктивної оцінки носового дихання** / А.С. Нечипоренко // *Біоніка інтелекту: наук.-техн. журнал.* – 2013. – № 2 (81). – С. 105-109.

Розглянуто об'єктивні методи дослідження функції носового дихання. Запропоновано застосування модифікованого коваріаційного методу для спеактрального оцінювання сигналів носового дихання. Наведено результати застосування розробленого способу до вибірок акустичних сигналів.

Лл. 7. Бібліогр.: 7 найм.

UDC 616.71

**Characteristics of spectral analysis usage for an objective assessment of nasal breathing** / A.S. Nechyporenko // *Bionics of Intelligense: Sci. Mag.* – 2013. – № 2 (81). – P. 105-109.

The present work is devoted to problem of objective evaluation of nasal breathing function. The method of spectral estimation of acoustic breathing signals was proposed. The procedure processing is based on the modified covariance method.

Fig. 7. Ref.: 10 items.