

УДК 534.7

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ДИХОТОМИИ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ В УСЛОВИЯХ ЧАСТИЧНОЙ АПРИОРНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ

В. В. КРИЖАНОВСКИЙ, В. В. КРИЖАНОВСКИЙ (мл.), В. А. ЧЕРНЕЦ

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 26.11.2006

Рассмотрена задача дихотомии звуков дыхания на норму и патологию по данным их спектральной плотности мощности в условиях ограниченной априорной информации. Сформулированы основные принципы системного подхода и определены эффективные классификационные признаки для решения этой задачи. Предложены согласованные с заданными признаками алгоритмы классификации и определены их информативные характеристики. Определена адаптивная байесовская процедура настройки алгоритмов классификации в соответствующем информативном пространстве признаков. Предложена процедура выделения информативной полосы частот звуков дыхания по паузам. Определены ее характеристики, важные для решения задачи дихотомии. Проведена экспериментальная проверка эффективности процедур классификации и выполнен анализ полученных результатов. Показана возможность повышения эффективности дихотомии за счет совместного использования результатов работы разных алгоритмов.

Розглянуто задачу дихотомії звуків дихання на норму та патологію за даними їхньої спектральної щільності потужності в умовах обмеженої априорної інформації. Сформульовані основні принципи системного підходу та визначені ефективні класифікаційні ознаки для розв'язання цієї задачі. Запропоновані узгоджені з заданими ознаками алгоритми класифікації та визначені їхні информативні характеристики. Визначено адаптивну байєсівську процедуру налаштування алгоритмів класифікації у відповідному інформаційному просторі ознак. Запропоновано процедуру виділення информативної смуги частот звуків дихання за паузами. Визначено її характеристики, важливі для розв'язання задачі дихотомії. Проведено експериментальну перевірку ефективності процедур класифікації та виконано аналіз одержаних результатів. Показано можливість підвищення ефективності дихотомії за рахунок сумісного використання результатів роботи різних алгоритмів.

The paper deals with the problem of the respiratory sounds dichotomy to the norm and pathology according to their power spectral density in the conditions of limited a priori information. The main principles of the system approach are formulated and classification attributes, efficient for solving this problem are determined. The classification algorithms coordinated with preset attributes are offered and their informative characteristics are determined. The adaptive Bayesian procedure of the classification algorithm adjustment in the corresponding informative space of attributes is determined. The procedure is proposed for allocating the informative frequency band of the respiratory sounds according to pauses. Its characteristics, important for solving the dichotomy problem, are determined. The efficiency of the suggested classification procedures has been experimentally tested and the obtained results have been analyzed. The opportunity of increasing the dichotomy efficiency was shown, when simultaneously using the results of operation of different algorithms.

ВВЕДЕНИЕ

Многолетний практический опыт диагностики заболеваний респираторного тракта человека показал высокую информативность метода аускультации [1–4]. С развитием современных инновационных технологий выслушивание акустических сигналов получило дальнейшее развитие за счет использования высокопроизводительных средств компьютерной техники и реализации на ее основе эффективных алгоритмов обработки и классификации звуков дыхания. В ряде работ [5–8] показано, что важной информативной характеристикой звуков дыхания является спектральная плотность мощности (СПМ).

Алгоритмы классификации звуков дыхания по их СПМ рассматривались в публикациях [9–13] и ряде других исследований, список которых можно найти в обширной библиографии к монографии [12]. Некоторые из предложенных в них алгоритмов [9, 10] могут использоваться только в усло-

виях так называемой “рафинированной” (т. е. содержащей только специфические для рассматриваемой конкретной ситуации сигналы) выборки данных, что на практике является скорее исключением, чем правилом. Другая группа алгоритмов требует для классификации наличия эталонов того или иного класса СПМ [9, 11], что не всегда возможно. В ряде работ [12, 13] алгоритмы классификации не учитывают наличие реальных границ области частот, где СПМ звуков дыхания преобладает над фоном. Последнее обстоятельство заметно снижает их эффективность.

Описанные проблемы являются типичными при решении задач дифференциальной диагностики заболеваний респираторного тракта человека по виду СПМ звуков дыхания. Сложность поиска путей преодоления этих трудностей связана с отсутствием на данном этапе исследований эталонов СПМ звуков дыхания для разных типов заболеваний респираторного тракта. В перспективе также трудно ожидать прогресса в этом направлении,

так как многие типы заболеваний обладают сходными наборами признаков, определяющих структуру СПМ. Поэтому возникает проблема поиска критериев взаимно однозначного соответствия между ними.

Даже в более простой ситуации, когда нужно решить задачу дихотомии, т.е. разделить СПМ звуков дыхания всего на два класса – норму и патологию – возникает ряд трудностей, связанных с проявлением специфических особенностей звуков дыхания, регистрируемых в тех или иных точках поверхности грудной клетки. Кроме того, на структуру СПМ оказывают влияние интенсивность дыхания, сердцебиение, тремор, динамические и фоновые помехи, аппаратурные погрешности, а также различия в конституции пациентов, их поле и возрасте. Поэтому даже в норме невозможен однозначный выбор единого эталона СПМ звуков дыхания. Наконец, при оценке состояния нормы или патологии существенную роль играет субъективный фактор, так как на адекватность заключения влияют опыт и квалификация врача, а также физиологические возможности его слуха и аппаратные характеристики персонального стетоскопа [14, 15].

С целью снижения влияния указанных факторов на результаты дихотомии звуков дыхания в данной работе предлагаются процедуры классификации, в которых вместо единого эталона СПМ нормы используется определенная система последовательно учитываемых ее признаков. Это позволяет, с одной стороны, снизить требования к информационному обеспечению на каждом отдельном этапе классификации, а с другой – повысить эффективность алгоритмов классификации за счет лучшего согласования их с уровнем информационной обеспеченности на соответствующих этапах.

1. МЕТОДОЛОГИЯ И ПРИНЦИПЫ КЛАССИФИКАЦИИ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ

В основу предлагаемого системного подхода к классификации звуков дыхания положены три принципа. Первый из них состоит в последовательном снижении уровня общности учитываемых признаков. Второй предполагает согласование используемого алгоритма классификации с соответствующей заданному уровню информацией о признаках классифицируемых объектов. Согласно третьему принципу, дополнительно учитываемые признаки должны подчиняться определенной иерархии, т.е. каждый последующий из них не должен противоречить предыдущим, а значит, не

должен выводить исследуемый объект из класса, определенного по предыдущей группе признаков. Фактически такая процедура позволяет получить сужающиеся по числу элементов иерархические, хорошо разделяемые классы объектов, каждый из которых будет определяться своим, индивидуальным набором характерных черт. Такой подход позволяет, во-первых, автоматизировать процедуру выявления патологий респираторного тракта по заданному набору признаков. Во-вторых, появляется возможность метризации тех или иных признаков патологий. В-третьих, по выделенному набору признаков возможно установить связь с характерными для этого набора типами заболеваний. Это является важным шагом на пути к дифференциальной диагностике заболеваний, а также к выработке конкретных рекомендаций по мониторингу состояния и лечению пациентов.

Перейдем к описанию методологии исследований. В качестве первичного объекта классификации в работе использованы оценки СПМ сигналов дыхания, регистрируемых на поверхности грудной клетки в заданной системе точек. При изложении результатов экспериментальных исследований будем следовать следующей схеме. Сначала опишем характерный признак нормы или патологии СПМ, затем укажем согласованный с ним алгоритм классификации, а после этого рассмотрим соответствующие результаты классификации.

Для формирования оценок СПМ использовалась база данных, полученная в клинических условиях сотрудниками Института гидромеханики НАН Украины совместно с группой специалистов-медиков отделения торакальной хирургии проф. А. В. Макарова. База данных содержала двухканальные магнитные записи звуков нормального по интенсивности дыхания в полосе частот $20 \div 1000$ Гц. Предварительно была выполнена оцифровка записей с частотой дискретизации $F_d = 3495$ Гц и верификация полученных данных, т.е. отбор только качественных записей, которые не содержали сильных фоновых помех и не имели искажений полезных сигналов. В результате было отобрано 69 пар записей, соответствовавших симметричным относительно сагиттальной плоскости точкам аускультации на поверхности грудной клетки. Положение и номера точек регистрации данных представлены на рис. 1.

Селекция записей была необходима из-за того, что вместе с полезными сигналами в отдельных из них обнаруживались интенсивные фоновые помехи. Их наличие связано с большим динамическим диапазоном регистрируемых сигналов, который обусловлен спецификой спектральной плот-

ности мощности звуков дыхания, характеризующейся быстрым спадом ее уровня с ростом частоты. Присутствие помех в ряде случаев оказывает существенное влияние на результаты решения задачи классификации звуков дыхания. Анализ и отбор данных проводились с помощью оригинального программного обеспечения [16]. На этом этапе для выявления бракованных записей достаточно было использовать такие возможности как аудиоанализ записей и визуальный анализ двумерных спектров мощности (респиросонограмм). В результате были исключены фонограммы, содержащие сетевые и радиопомехи. Кроме того, в группу отбракованных попали данные, содержащие типичные для клинических условий посторонние звуки типа речевых сигналов, транспортных шумов, хлопанья дверей, перемещения мебели, стука шагов и т.п. Наконец, в ряде случаев проявлялись помехи, связанные с некачественной приклейкой датчиков на грудной клетке пациентов, а также помехи, которые передавались по кабелю при касании им тела пациента или формировались за счет колебаний кабеля и датчиков при движениях грудной клетки пациентов, обусловленных дыханием или сердцебиением. В тех случаях, когда действие помех было кратковременным (не более одной–двух секунд, что на порядок меньше полной длительности записей), проводилось цензурирование пораженных помехой временных участков с помощью специальных программных средств пакета [16], после чего указанные фонограммы использовались при последующих исследованиях.

Каждая запись сопровождалась заполненной врачом карточкой, в которой были отмечены характерные особенности выслушиваемых звуков дыхания в отмеченных точках регистрации данных. Важно отметить, что осмотр больных и заполнение карточек проводились до непосредственной записи звуков дыхания с интервалом, который иногда достигал нескольких дней. Это обстоятельство в ряде случаев приводило к расхождению зафиксированных в карточке сведений и данных, полученных в процессе обработки фонограмм. Наличие заметной суточной динамики в состоянии органов дыхания при проведении эффективной терапии больных было показано нами ранее в работе [17]. В связи с этим было проведено уточнение сведений, зафиксированных в карточках по всем отобраным записям звуков дыхания.

Объективная оценка эффективности решения задачи дихотомии заданного набора записей звуков дыхания с помощью некоторого алгоритма классификации предполагает сравнение результа-

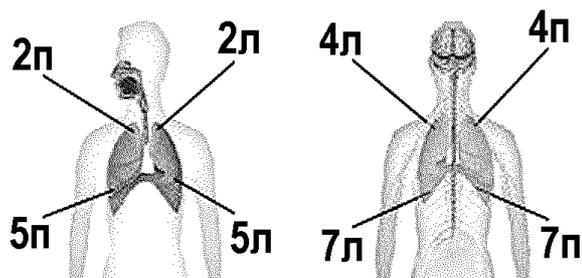


Рис. 1. Схема размещения точек регистрации звуков дыхания на поверхности грудной клетки

тов разделения этого набора на группы, соответствующие норме и патологии, с верифицированным разбиением данных. Для этого предлагалось использовать хорошо подтвержденный практикой признак патологии, а именно, присутствие в записях дополнительных звуков дыхания (например, хрипов, крепитаций или шумов трения плевры). Выявить интенсивные дополнительные звуки дыхания можно путем прослушивания записей. Эффективность такой процедуры слабо зависит от опыта и квалификации врача, так как не требует точной идентификации типа патологических звуков. Кроме того, для ее реализации не нужны специальные алгоритмы обработки записей.

На основе указанного признака в работе были сформированы две группы записей. В первую группу, которую будем называть группой условной нормы (УН), включены записи, не содержавшие дополнительных звуков дыхания. Определение “условная” добавлено потому, что отсутствие дополнительных звуков дыхания является необходимым, но не достаточным условием нормы. Вторую группу записей, которые содержат дополнительные звуки дыхания, по аналогии, будем называть группой условной патологии (УП). Ключевым моментом предложенного подхода является то, что указанное разбиение может быть в последующем использовано не только для оценки эффективности алгоритмов классификации, но и для настройки этих алгоритмов.

Как известно, в медицинской практике диагностируются три основных типа дыхания: трахеальное (выслушивается в области трахеи), бронхиальное (выслушивается в центральной области больших бронхов на передней части грудной клетки) и везикулярное – выслушивается в остальных зонах грудной клетки [1–4]. Для первых двух типов характерна неравномерность спада СПМ с ростом частоты, причем это справедливо как в норме, так и при патологии. В то же время, для третьего типа дыхания наличие неравномерности спада

СПМ является достаточно типичным признаком патологии и, как правило, связано с появлением дополнительных звуков дыхания [18]. Из-за многообразия видов кривых СПМ разных типов дыхания для классификации необходимо использовать признак, который был бы нечувствителен к конкретной форме кривой. Кроме того, он должен реагировать на изменение СПМ при наличии патологических респираторных звуков. Количественную оценку этих изменений можно провести с помощью разработанного в работе [19] алгоритма адаптивной классификации.

2. ЭФФЕКТИВНОСТЬ ДИХОТОМИИ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ АДАПТИВНЫМ АЛГОРИТМОМ КЛАССИФИКАЦИИ

В “рафинированном” случае реализация процедуры адаптивной классификации предполагает оценку дистанции между тестируемой СПМ звуков дыхания и эталонной СПМ, соответствующей звукам дыхания в норме. Поскольку, как отмечалось выше, выбор единого эталона нормы СПМ практически невозможен, целесообразно воспользоваться известным из врачебной практики приемом сравнения сигналов в симметричных точках относительно сагиттальной плоскости грудной клетки. Для состояния нормы характеристики звуков дыхания в симметричных точках, как правило, имеют близкую структуру, а значит, дистанция между оценками СПМ сигналов в этих точках должна быть мала. В то же время, патологии гораздо реже по одинаковому проявляются в симметричных точках. Следовательно, дистанции между СПМ звуков дыхания в симметричных точках при наличии патологии должны заметно отличаться. Таким образом, характерным признаком патологии может быть увеличение дистанции между СПМ звуков дыхания в симметричных точках.

Здесь необходимо отметить, что возможны две схемы регистрации данных. Первая из них, совпадающая с традиционной методикой обследования пациентов врачом, характеризуется последовательной асинхронной записью сигналов в симметричных точках. При этом достаточно одного входного канала. Эффективность использования этого подхода оправдывается медицинской практикой, но при этом возрастает время записи и усложняется процедура сравнительного анализа данных в симметричных точках, так как нарушается однородность условий регистрации данных. Вторая схема свободна от указанных недостатков, поскольку предполагает синхронную многоканальную запись сигналов в симметричных то-

чках. Вместе с тем она требует идентичности параметров каналов. В анализируемой ниже базе данных все парные фонограммы были получены по второй схеме. Для спектрального анализа отобранных записей и обработки их адаптивным алгоритмом классификации было разработано соответствующее программное обеспечение, описанное в [16].

Таким образом, в данном случае для решения задачи дихотомии достаточно с помощью адаптивного алгоритма классификации вычислить дистанцию между СПМ в симметричных точках и сравнить ее с пороговым уровнем, разделяющим области дистанций, характерных для нормы и патологии. Основной проблемой в этом случае является определение величины указанного порога. Один из вариантов статистического оценивания порогового уровня рассмотрен в работе [19]. Однако предложенный алгоритм оценивания порога эффективен при проведении классификации на основе сравнения тестируемой СПМ с эталоном нормы СПМ, полученным в аналогичных условиях и на том же оборудовании. В рассматриваемом случае на величину искомого уровня будут оказывать влияние не только статистические ошибки оценивания СПМ, но и систематические ошибки, связанные с неидентичностью акустических каналов распространения звуков дыхания и каналов синхронной регистрации сигналов, а также погрешности в симметрии расстановки датчиков.

Исходя из этого, в данной работе предлагается другой подход, позволяющий при оценивании порога учитывать влияние всех указанных факторов. Для его реализации достаточно воспользоваться обучающей выборкой, сформированной на основе части данных из верифицированного набора записей. В рассматриваемом случае обучающая выборка должна включать оценки дистанций D между СПМ звуков дыхания в симметричных точках по каждой из групп УН и УП. Эта информация, а также экспериментально установленный по критерию согласия χ -квадрат [20] факт достаточно хорошего соответствия выборочных оценок дистанций по каждой из групп записей УН и УП гауссовской плотности распределения вероятности позволяют построить байесовское решающее правило для разделения пространства дистанций на области нормы и патологии [21]. Согласно ему, величина порога Π , разделяющего указанные области, определяется из уравнения

$$\Pi = (m_1\sigma_2)^2 - (m_2\sigma_1)^2 + (\sigma_1\sigma_2)^2 \ln \left[\left(\frac{\sigma_1}{\sigma_2} \right)^2 \right], \quad (1)$$

где m_1 , m_2 и σ_1 , σ_2 – числовые характеристики (средние значения и среднеквадратичные отклонения) распределений плотностей вероятности дистанций D между СПМ в группах УН и УП соответственно.

На рис. 2 приведен график, на котором отображены результаты расчетов дистанций между оценками СПМ сигналов в симметричных точках для всего массива верифицированных данных, в который было включено 69 пар точек. Оценка дистанций была проведена в диапазоне частот $70 \div 405$ Гц. Границы диапазона заданы таким образом, чтобы снизить влияние на результаты классификации низкочастотных сердечных сигналов и ограничить область анализа сверху участком, в пределах которого сигналы нормального дыхания с высокой вероятностью превышают фоновую помеху. На оси абсцисс указаны номера N_p пар записей сигналов в симметричных точках регистрации данных на грудной клетке пациентов, а по оси ординат – соответствующие значения дистанций между СПМ в этих точках. При этом для удобства визуального анализа по оси ординат задан логарифмический масштаб. Кружочками на графике обозначены данные для группы УН, а темными треугольниками – данные для группы УП. Штриховой линией нанесен вычисленный по алгоритму (1) порог Π_D , разделяющий области нормы (ниже порога) и патологии (выше него). Количественные оценки показывают, что предложенная процедура обеспечивает правильную классификацию для 78 % пар точек, причем, в группе УН правильная классификация имеет место в 97 % случаев, а в группе УП – в 60 % случаев.

Детальный анализ причин появления ошибок классификации будет проведен ниже. Отметим только один существенный для рассматриваемого случая фактор. При формировании обучающей выборки для группы УН мы учитывали только факт отсутствия в записях дополнительных звуков дыхания. Однако принятая процедура классификации предполагает выполнение еще одного условия – это идентичность характеристик акустических каналов, по которым распространялись звуки дыхания в симметричные точки регистрации данных. Более детальный анализ сведений о пациентах, зафиксированных в карточках, показал, что в группу УН попал пациент с патологией органов дыхания, обусловленной оперированием одной из половин легких, что противоречит указанному требованию симметричности. Поэтому для обучающей группы УН было проведено цензурирование соответствующего этому пациенту значения дистанции. В результате этой корре-

кции был вычислен новый порог разделения классов Π_{D_0} , который на рис. 2 изображен штрихпунктиром.

После коррекции правильная классификация по всему массиву данных возросла до 90 %, причем, для группы УН правильная классификация обеспечивалась в 97 %, а для группы УП – в 83 % случаев. При оценке порога использовалась вся выборка данных. Однако, как отмечалось выше, оценку порога можно проводить, используя только обучающую часть выборки. На рис. 3 показана динамика изменения оцениваемых значений уровня порога Π_{D_0} (откладываемых по оси ординат) в зависимости от размера обучающей выборки N_p (отложенного на оси абсцисс).

Как видно, при корректном формировании обучающей выборки стабилизация уровня порога наступает уже для 20 пар точек по каждой из обучающих групп записей. При этом для оставшейся выборки данных получаем 89.7 % правильно классифицированных записей, а по группам УН и УП имеем 92.9 % и 86.7 % правильных решений соответственно. Таким образом, при использовании для настройки алгоритма только части данных сохраняется высокая эффективность классификации.

Вместе с тем, следует отметить ряд общих недостатков, свойственных алгоритму адаптивной классификации. Во-первых, это необходимость синхронной регистрации данных в симметричных точках, которая предполагает использование двухканального тракта регистрации с идентичными каналами. Во-вторых, даже при полной идентичности каналов регистрации данных могут иметь место ошибки смещения оценок дистанций между СПМ в симметричных точках, обусловленные отсутствием информации о границах полосы частот, где СПМ звуков дыхания преобладает над СПМ фоновых помех. В-третьих, эта процедура не дает однозначного ответа на вопрос об области локализации патологии. Фактически, решение принимается сразу для двух точек, что всегда будет давать ошибки классификации в случаях, когда патология имеет место только в одной из них.

Для устранения указанных недостатков целесообразно использовать такой признак, который позволил бы классифицировать сигналы по данным, регистрируемому в одной точке. В этом качестве в работе [19] предложено использовать характерное для везикулярного дыхания в норме свойство монотонности спада СПМ с ростом частоты. Для разделения звуков дыхания по этому признаку был разработан алгоритм ранговой классификации [19].

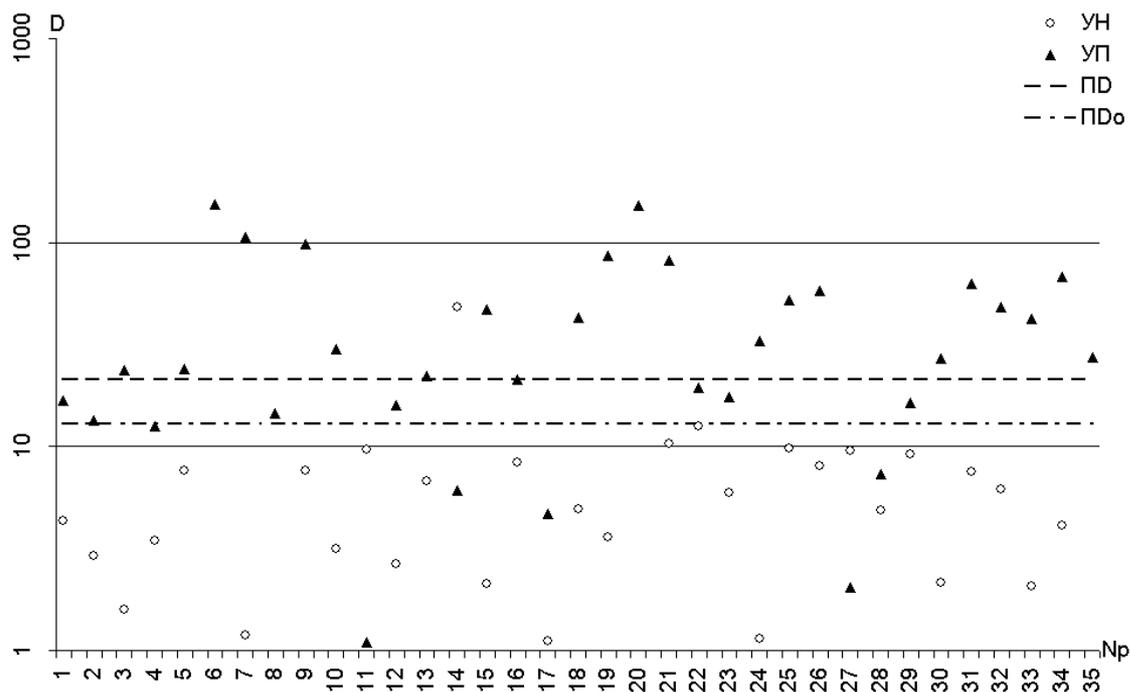


Рис. 2. Оценки дистанций между СПМ записей звуков дыхания в симметричных точках, вычисленные по адаптивному алгоритму классификации

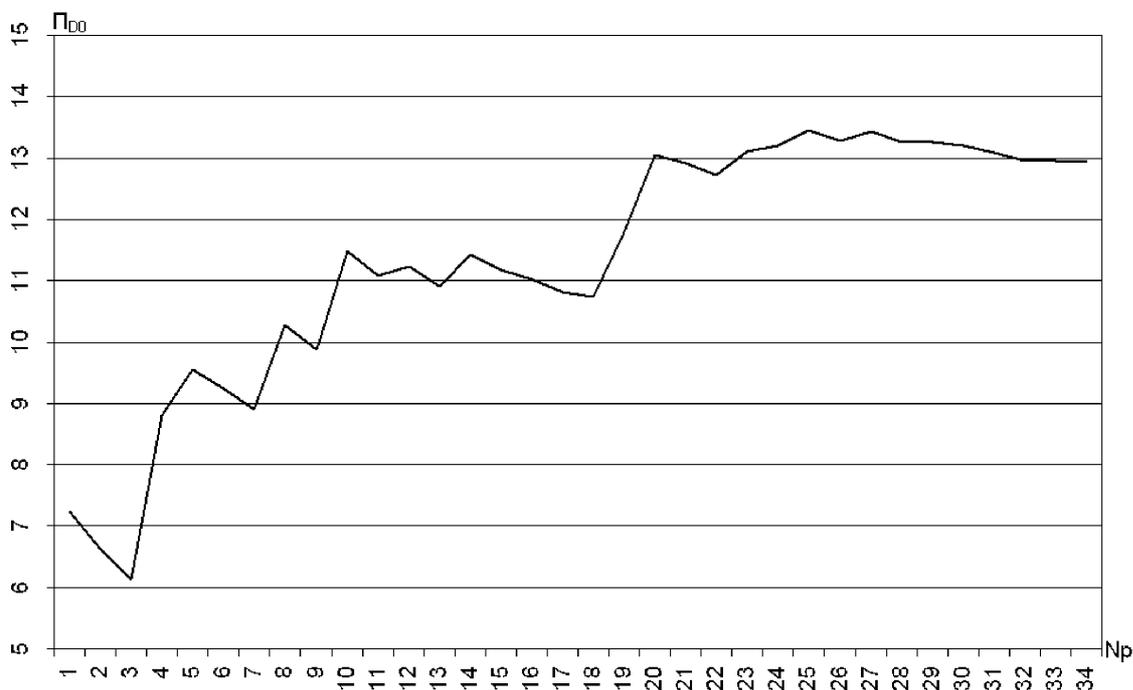


Рис. 3. Зависимость порогового уровня PD_0 от размера обучающей выборки

3. ЭФФЕКТИВНОСТЬ ДИХОТОМИИ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ РАНГОВЫМ АЛГОРИТМОМ КЛАССИФИКАЦИИ

Данный алгоритм позволяет проводить классификацию звуков дыхания, регистрируемых в любой заданной точке грудной клетки, для которой в состоянии нормы характерны везикулярные звуки дыхания. При этом достаточно использовать оценку СПМ звуков дыхания, записанных только в одной указанной точке. Это существенно снижает требования к тракту регистрации сигналов, а также позволяет повысить точность локализации области патологии. Кроме того, для монотонно спадающих СПМ этот алгоритм позволяет оценить верхнюю границу диапазона частот, где СПМ звуков дыхания преобладает над фоном.

Действительно, как показано в работе [22], чувствительность рангового алгоритма к неравномерности изменения СПМ в заданной области частот зависит от скорости спадания среднего значения оценки СПМ в ней. При обычном дыхании для состояния нормы можно выделить две характерных области частот с разными скоростями изменения СПМ. Первая из них, где наблюдается быстрое спадание уровня с ростом частоты [6], ограничена сверху значениями около 400 Гц. В этой области, которую будем называть информативной, СПМ звуков дыхания преобладает над СПМ фона. Для состояния нормы ранговая статистика в этих пределах должна быть мала. На более высоких частотах средний уровень СПМ приближается к некоторой фоновой константе, а его флуктуации приводят к резкому росту ранговой статистики. Следовательно, для состояния нормы частота, на которой наблюдается резкий рост ранговой статистики, характеризует верхнюю границу информативной области частот. При наличии дополнительных звуков дыхания, приводящих к неравномерности спада СПМ сигнала, возрастание ранговой статистики происходит на частотах, соответствующих этой патологии. Как известно, нижняя граница частотного диапазона большинства типичных дополнительных звуков дыхания располагается заметно ниже границы выхода СПМ на уровень фона [7]. Этот признак можно использовать для решения рассматриваемой задачи дихотомии звуков дыхания.

Оценка граничной частоты, разделяющей области нормы и патологии, представляет самостоятельную задачу, пути решения которой зависят от уровня информационной обеспеченности. Один из подходов состоит в оценке пограничной частоты по оценкам СПМ для контрольной группы паци-

ентов с нормальным состоянием респираторного тракта. Однако на практике это требует дополнительных затрат времени на подбор пациентов в контрольной группе, создание идентичных условий регистрации данных и получение статистически достоверных оценок, что существенно усложняет процедуру диагностики. Как было показано при анализе эффективности адаптивного алгоритма классификации, более простой путь состоит в формировании необходимых оценок на основе уже имеющихся записей, сделанных на разных этапах лечения или профилактики органов дыхания. С одной стороны, это обеспечивает однородность условий получения данных, а с другой – позволяет по мере наращивания базы данных повысить статистическую достоверность оценок.

Исходя из сказанного, последующий анализ будем проводить на основе описанного ранее набора записей, состоящего из групп данных УН и УП. По оценкам СПМ каждой из этих групп записей на основе рангового алгоритма были определены частоты F_r , на которых ранговая статистика превышала заданный порог. Величина порога оценивалась в соответствии с рекомендациями работы [19] и учитывала только влияние статистической ошибки оценивания СПМ. Все оценки выполнялись с помощью программного обеспечения [16].

На рис. 4 представлены оценки указанных частот F_r , определенные по каждой отдельной записи данных, полученные для диапазона 70 ÷ 700 Гц. В данном случае область анализа была расширена в направлении высоких частот, так как ранговый алгоритм автоматически ограничивает верхнюю границу диапазона частотой, выше которой начинает преобладать СПМ фоновой помехи. По оси абсцисс отложены номера N записей звуков дыхания для пациентов в группах УН и УП, а по оси ординат – значения частот в точке пересечения ранговой статистики с заданным порогом. Оценки частот F_r записей из группы УП на графике обозначены темными треугольниками, а данные для записей из группы УН – кружочками. Как и следовало ожидать, область отметок, соответствующих записям группы УП, смещена вниз относительно группы УН. Чтобы оценить границу раздела указанных областей, воспользуемся гауссовской аппроксимацией плотности распределения отметок каждой из рассматриваемых групп по частоте. Тогда, в соответствии со стратегией принятия решений Байеса, значение пограничной частоты Π_{F_r} можно вычислить по алгоритму (1), где m_1 , m_2 и σ_1 , σ_2 – числовые характеристики распределений плотностей вероятности пороговых частот F_r ранговой статистики в группах УН и УП соответ-

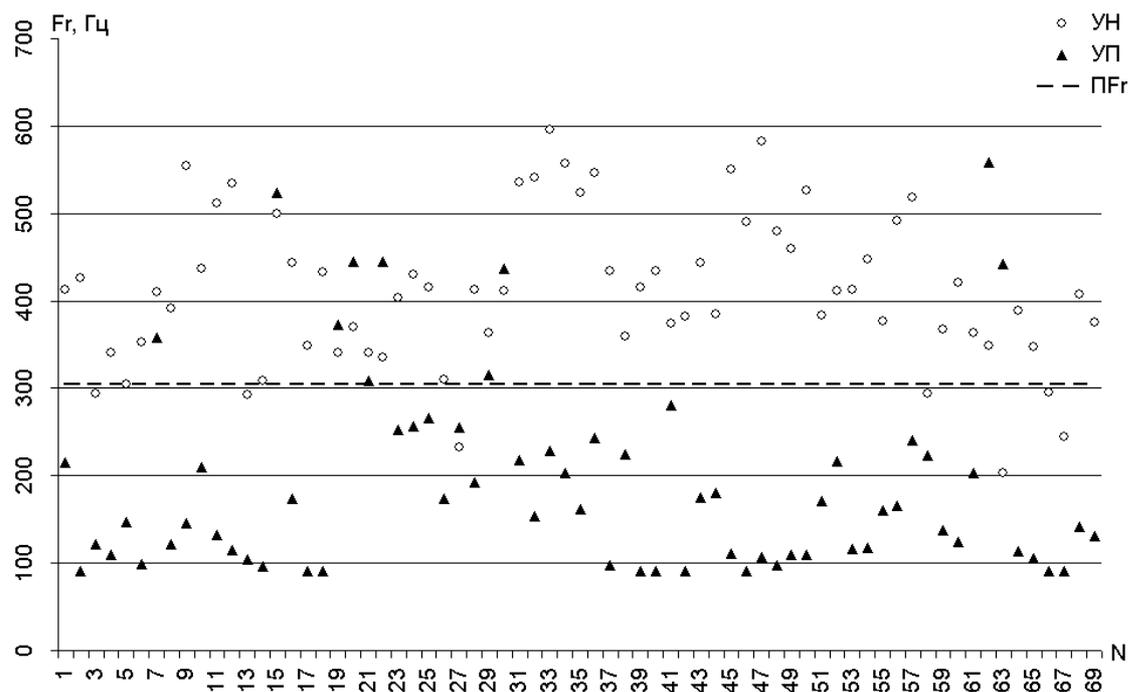


Рис. 4. Оценки значений частот, соответствующих пороговому уровню дисперсии рангов, вычисленные по СПМ звуков дыхания ранговым алгоритмом классификации

ственно.

На рис. 4 граница раздела P_{Fr} нанесена штриховой линией. Анализ показывает, что при таком положении границы ранговый алгоритм правильно классифицирует норму и патологию для 87.7 % случаев тестируемых записей сигналов. При этом для группы УН правильная классификация имеет место в 90 %, а для группы УП – в 85.5 % случаев при настройке алгоритма классификации по всем данным. Если же использовать для настройки обучающую выборку из 20 записей по каждой группе данных, то правильная классификация оставшихся записей имеет место в 88.8 % случаев, причем для групп УН и УП – в 90 % и 87.8 % случаев соответственно. Таким образом, и в этой ситуации наблюдается высокая эффективность дихотомии записей по звукам дыхания с помощью рангового алгоритма.

Анализ результатов классификации по ранговому и адаптивному алгоритмам показывает, что в ряде случаев имеет место несовпадение полученных по ним решений для отдельных записей. Одной из наиболее существенных причин этого расхождения является игнорирование сведений об информативной полосе частот – полное в случае применения адаптивного алгоритма и частичное при использовании рангового алгоритма.

4. ЭФФЕКТИВНОСТЬ ДИХОТОМИИ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ ПО ХАРАКТЕРИСТИКАМ ИНФОРМАТИВНОЙ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ

Под информативной полосой частот (ИПЧ) будем понимать полосу, в пределах которой уровень СПМ звуков дыхания превышает уровень фоновой СПМ на заданную величину. Следует заметить, что в реальных условиях могут действовать как кратковременные, так и длительные помехи. Как правило, основное влияние на информативную область частот оказывают постоянно действующие фоновые сигналы – сердцебиение, тремор, вибрационные помехи и т. п. Поэтому оценка информативной полосы частот должна проводиться с учетом влияния указанных процессов. Поскольку длительность записи звуков дыхания, как правило, не превышает нескольких десятков секунд, можно считать, что характеристики большинства мешающих сигналов в пределах указанных интервалов времени изменяются мало. Это позволяет проводить эффективную статистическую оценку СПМ фоновых помех в пределах того же временного интервала, что и оценки СПМ звуков дыхания. При этом для исключения влияния на эти оценки сигналов дыхания в данной работе предлагается проводить оценки СПМ фоновых помех во

время пауз дыхания.

Следуя этой процедуре, с помощью программно-обеспечения [16] путем сравнения оценок СПМ, полученных по полному сигналу и по сигналу в паузах, было проведено выделение ИПЧ полезных сигналов дыхания для каждой записи данных. На рис. 5 и 6 приведены границы F_{\max} и F_{\min} зоны информативности для СПМ рассмотренных выше групп записей сигналов УН и УП соответственно.

По оси абсцисс отложены номера N записей данных, а по оси ординат – границы F_{\max} (сплошная кривая) и F_{\min} (штриховая кривая) информативной области, определенные по превышению не менее чем на 3 дБ уровня СПМ полного сигнала над уровнем СПМ сигнала в паузах дыхания. Как видно, границы информативной области для записей из группы УП существенно шире, чем для группы УН. Кроме того, надо обратить внимание на заметную изменчивость границ информативной полосы частот. Особенно сильным изменениям подвержена верхняя граница. Это существенно влияет на результаты классификации с помощью адаптивного алгоритма, так как его информативная характеристика (дистанция между СПМ в симметричных точках) зависит от верхней частоты анализа. Если эта частота лежит ниже верхней границы ИПЧ, то возникают ошибки классификации из-за пропуска патологии звуков дыхания, СПМ которых сосредоточена выше частоты анализа. В то же время, если верхняя частота анализа задана выше верхней границы ИПЧ, то возникают ошибки классификации, связанные с попаданием в зону анализа участка СПМ с преобладанием фоновой помехи. Как отмечалось выше, ранговый алгоритм более устойчив к указанному фактору, так как его информативная характеристика (частота, на которой ранговый алгоритм превышает заданный порог) практически всегда ниже верхней границы ИПЧ.

Вместе с тем, более полный учет данных об ИПЧ позволяет определить ряд дополнительных признаков, которые могут быть использованы при классификации записей звуков дыхания. Для выявления этих признаков полезно исследовать эффективность классификации записей из групп УН и УП по ряду важных характеристик ИПЧ. В их качестве нами были использованы значения частот верхней F_{\max} и нижней F_{\min} границ ИПЧ, ширина $dF = F_{\max} - F_{\min}$ и среднее значение частоты $F_0 = (F_{\max} + F_{\min})/2$ ИПЧ. Дополнительно вводились отношение ширины ИПЧ к ее средней частоте $S_F = dF/F_0$ и корень из произведения этих величин $Y_F = \sqrt{dF F_0}$. Для перечисленных информативных характеристик были построены графики, представленные на рис. 7–12. Здесь на оси

абсцисс указаны номера N записей сигналов. Соответствующие условные обозначения для групп УН и УП – те же, что и ранее. Штриховыми линиями на графиках представлены пороги Π разделения групп УН и УП, вычисленные на основе байесовской стратегии по алгоритму (1). При этом числовые характеристики определялись по усредненным данным соответствующих информативных характеристик ИПЧ для каждой из групп.

На рис. 7 и 8 приведены массивы отметок, определяющие области распределения групп УН и УП по значениям верхней F_{\min} и нижней F_{\max} границ информативной полосы частот соответственно. Как видно, разделение групп УН и УП по верхней граничной частоте информативной полосы существенно эффективнее, чем по нижней. В частности, для параметра верхней граничной частоты информативной полосы правильная классификация имеет место в 75 % случаев. При этом правильная классификация записей из группы УН наблюдается в 77 %, из группы УП – в 73 % случаев. В то же время, из-за практически полного перекрытия областей, соответствующим группам УН и УП для нижней границы информативной полосы частот, правильная классификация наблюдается всего в 46 % записей. При этом группа УН правильно классифицируется в 76 %, а группа УП – лишь в 16 % записей.

На рис. 9 и 10 соответственно представлены аналогичные графики результатов классификации групп УН и УП по ширине dF и среднему значению F_0 ИПЧ для каждой из записей. Анализ показывает, что правильная классификация по ширине информативной полосы имеет место в 75 % случаев. При этом правильная классификация записей группы УН наблюдается в 78 %, а для группы УП – в 72 % случаев. Аналогичные данные для классификации по среднему значению частоты в информативной полосе рис. 10 составляют 77,5, 80 и 75 % соответственно.

Наконец, на рис. 11 и 12 приведены результаты оценок эффективности классификации по величинам S_F и Y_F . Как видно из графиков, использование отношения указанных частотных характеристик ИПЧ менее эффективно, чем их произведения. Действительно, при оценке по S_F (см. рис. 11) правильная классификация наблюдается в 67 % случаев (по группам УН и УП она равна 54 и 80 % соответственно). При оценке по Y_F (см. рис. 12) правильная классификация наблюдается в 75,5 % случаев (по группам УН и УП она равна 77 и 74 % соответственно).

Выполненный анализ показывает, что с точки зрения решения задачи дихотомии звуков дыха-

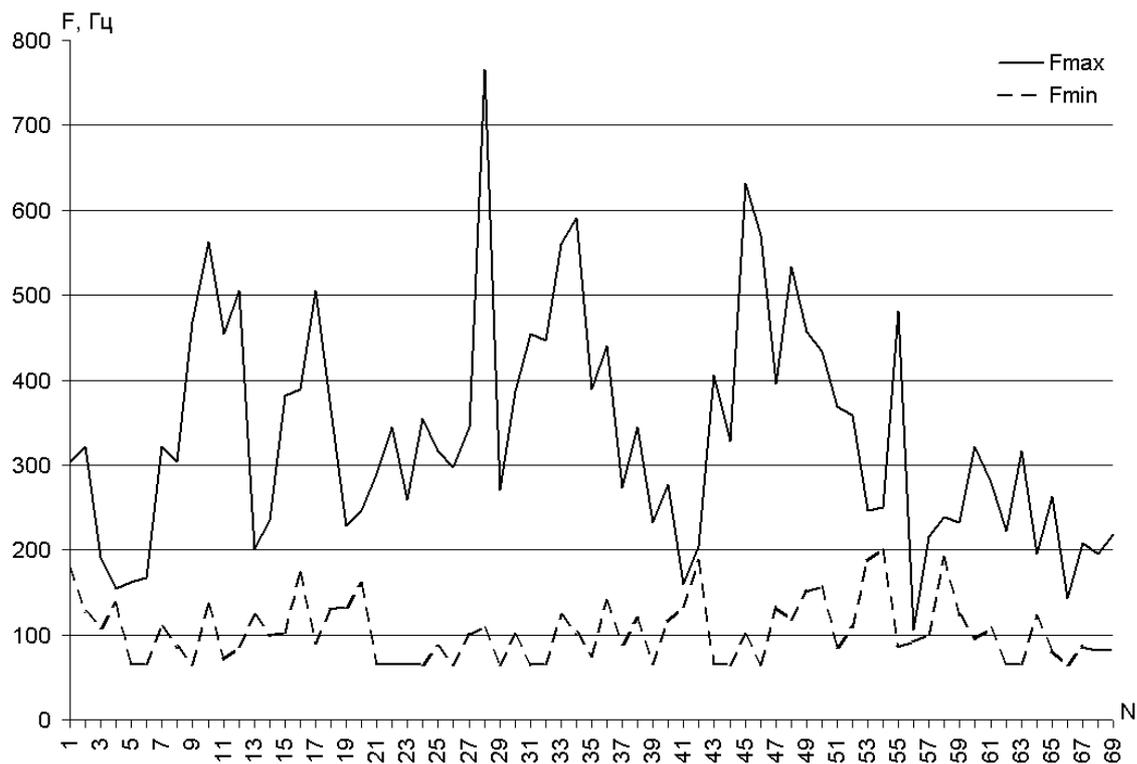


Рис. 5. Информативная полоса частот для СПМ звуков дыхания записей из группы УН

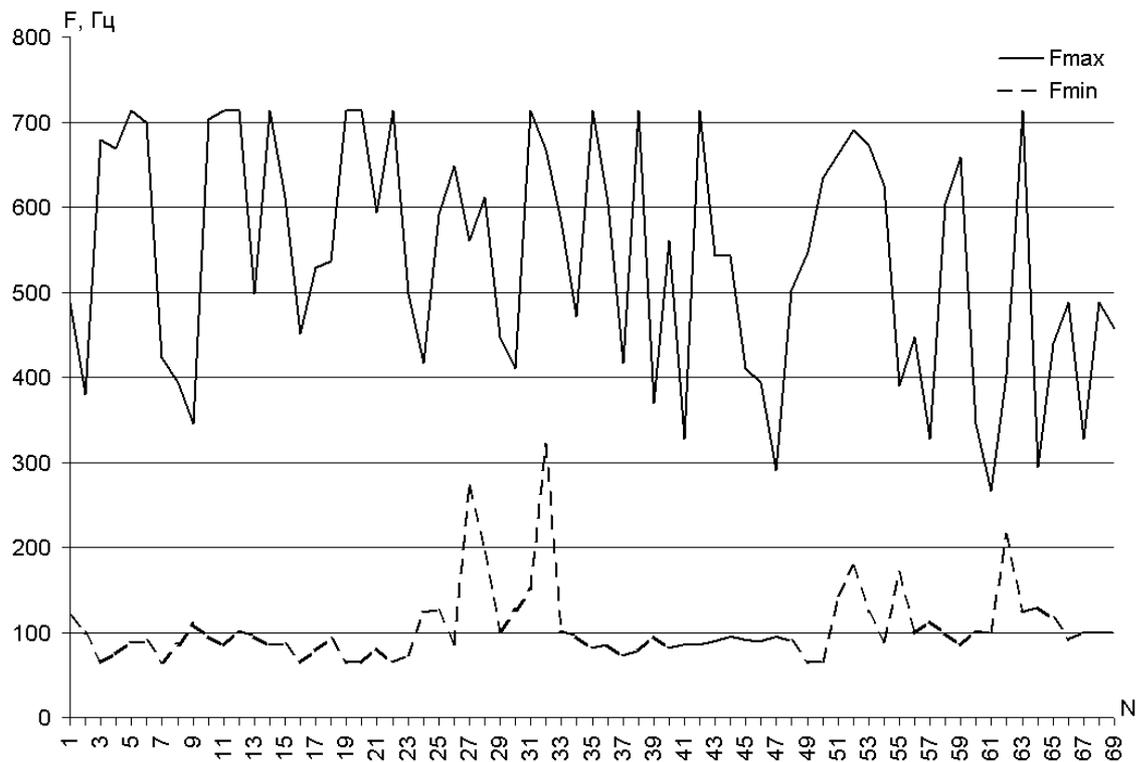


Рис. 6. Информативная полоса частот для СПМ звуков дыхания записей из группы УП

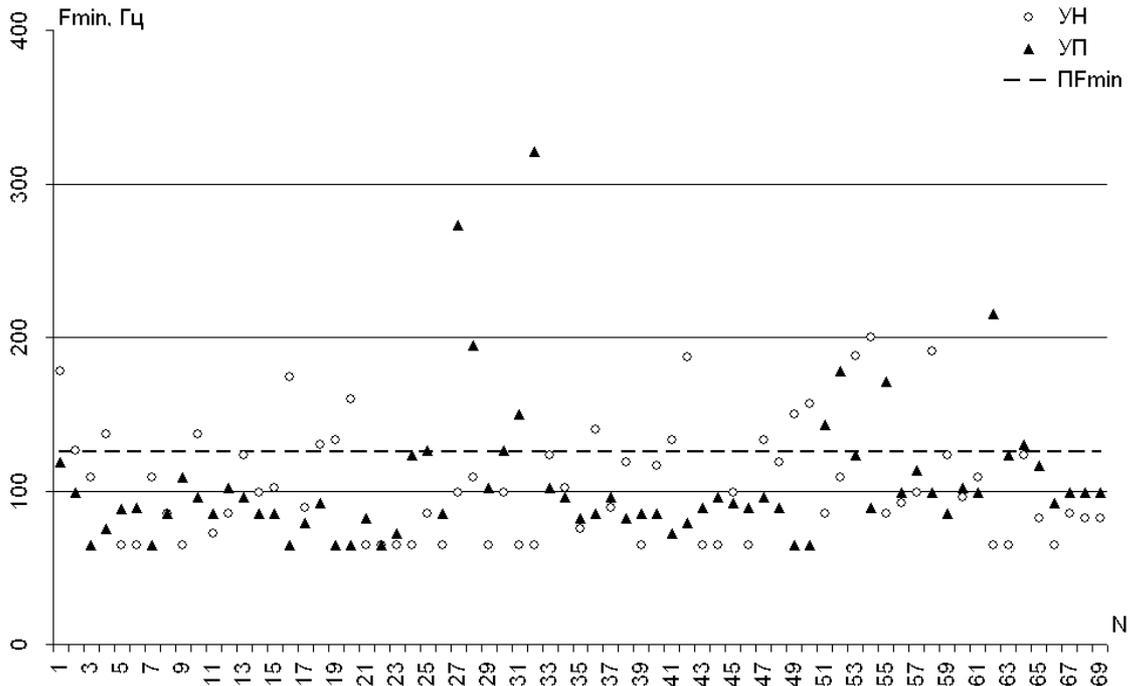


Рис. 7. Оценки нижних граничных частот информативной полосы для СПМ звуков дыхания

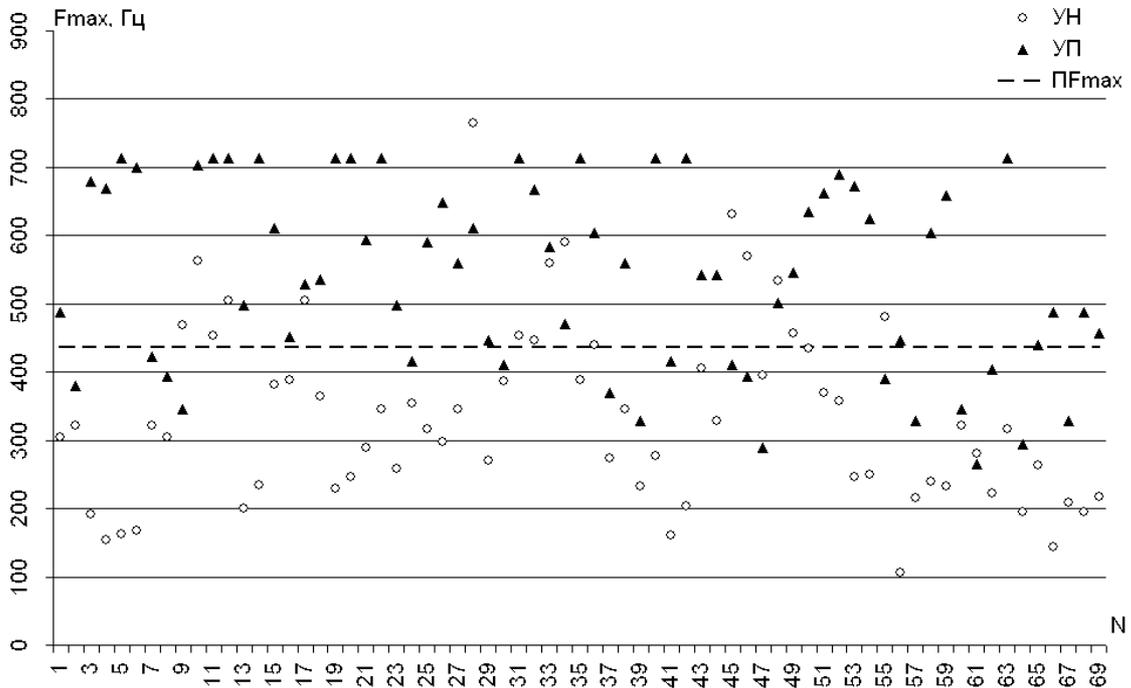


Рис. 8. Оценки верхних граничных частот информативной полосы для СПМ звуков дыхания

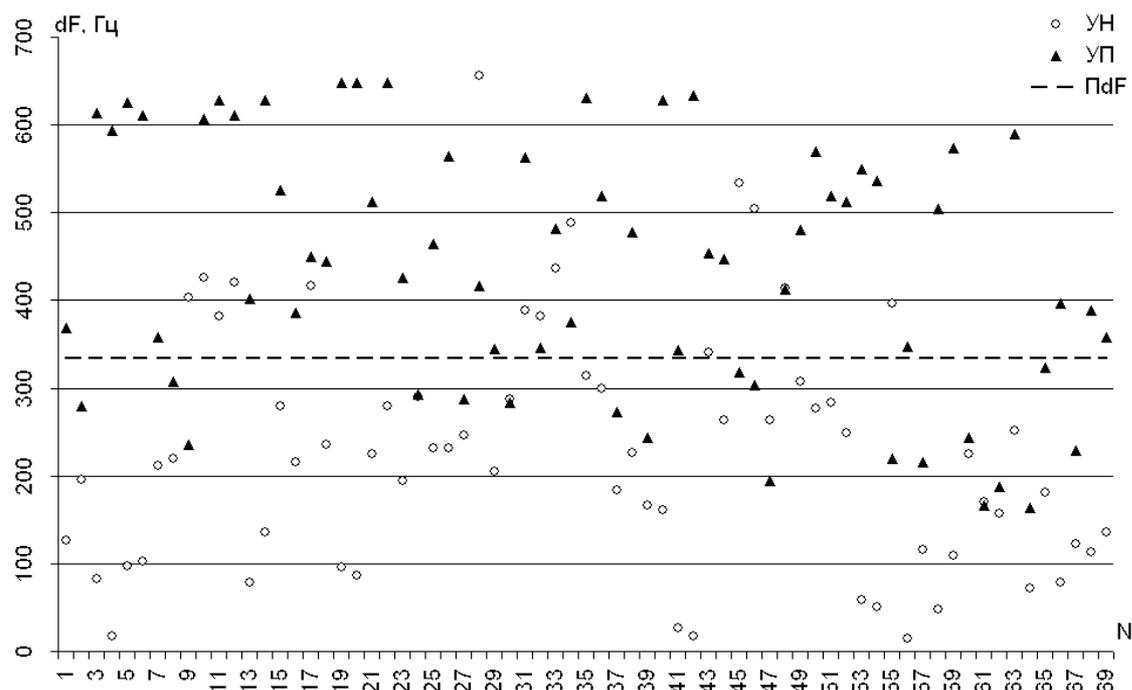


Рис. 9. Оценки ширины информативной полосы частот для СПМ звуков дыхания

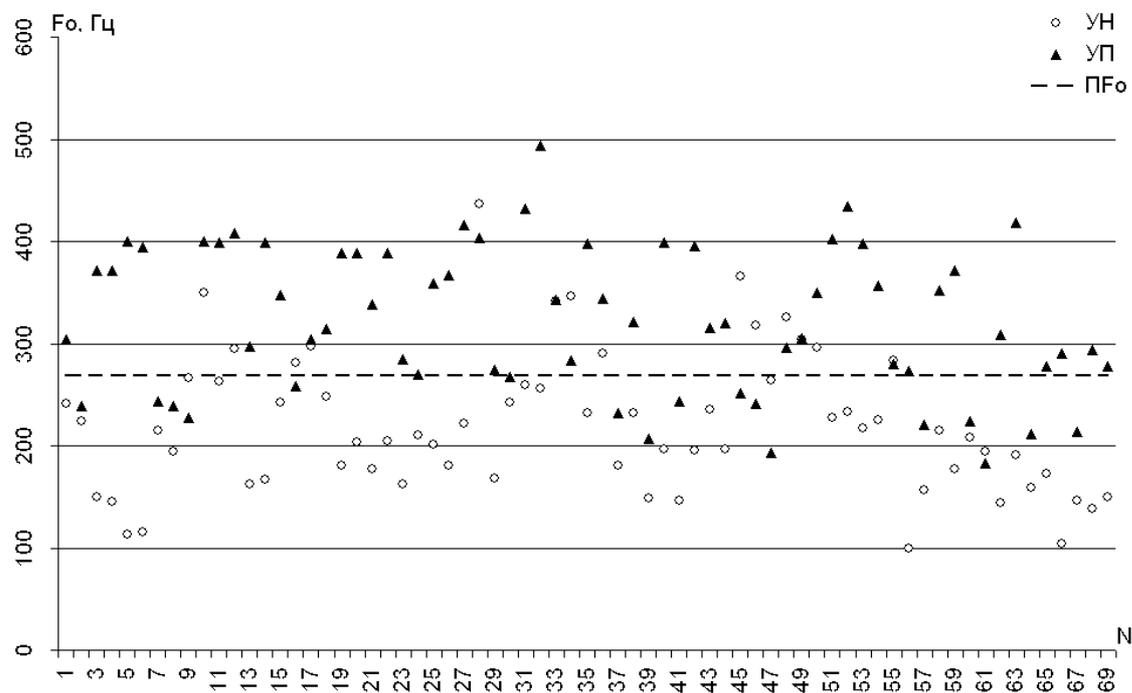


Рис. 10. Оценки средней частоты информативной полосы частот для СПМ звуков дыхания

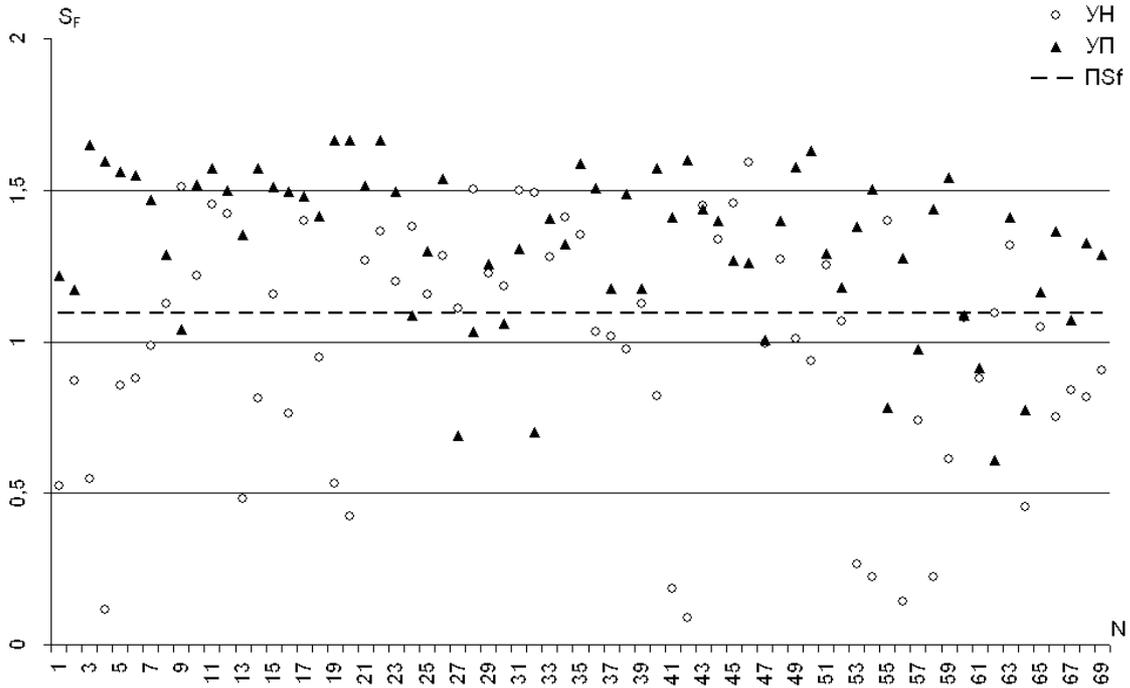


Рис. 11. Оценки характеристики S_F ИПЧ для СПМ звуков дыхания

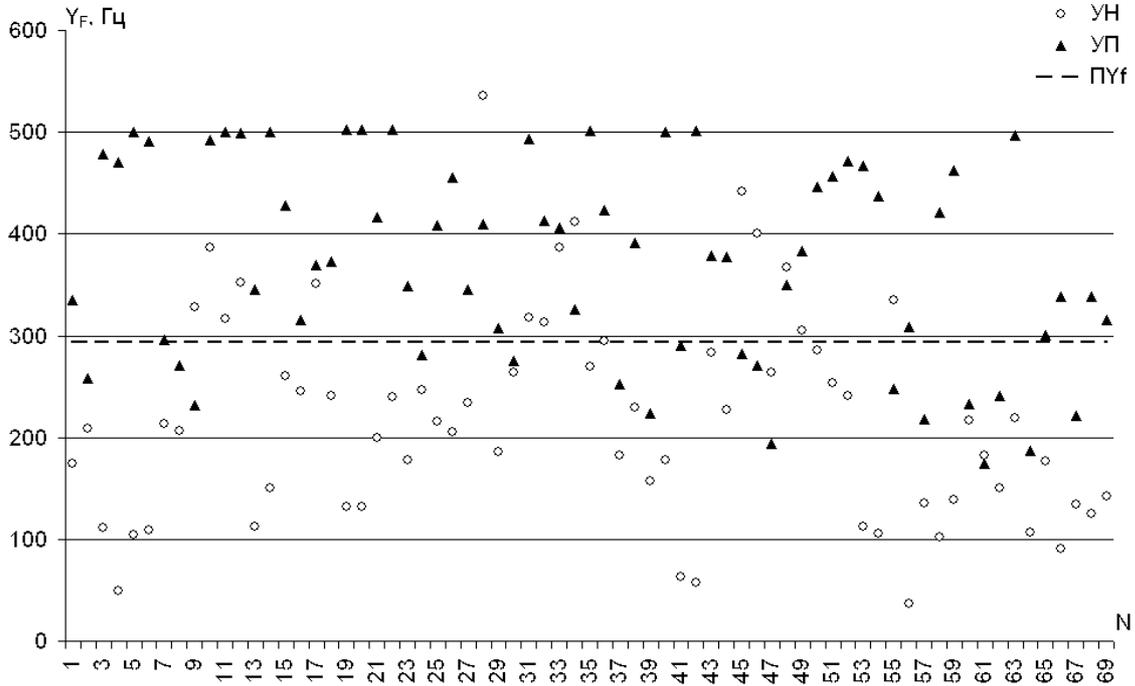


Рис. 12. Оценки характеристики Y_F ИПЧ для СПМ звуков дыхания

ния наибольшей информативностью обладают такие характеристики ИПЧ как верхняя граничная частота F_{\max} , ширина полосы dF , среднее значение частоты в полосе F_0 и корень из произведения двух последних характеристик Y_F . Хотя количественные оценки эффективности классификации для указанных характеристик оказываются близкими по величине, но каждая из них имеет свои особенности.

Еще более высокая эффективность решения задачи дихотомии достигается при комбинированной обработке результатов решения задачи дихотомии по всем рассмотренным выше алгоритмам классификации. В частности, полученные оценки показывают, что совместный учет результатов дихотомии звуков дыхания по всем предложенным алгоритмам позволяет повысить общую эффективность правильной классификации до 93.5 %. При этом для группы УН эффективность правильной классификации достигает 97.1 %, а для группы УП – 90 %.

В заключение заметим, что следующим шагом на пути минимизации ошибок классификации при решении задачи дихотомии является учет информации о характере дыхания и его связи с информативными характеристиками звуков дыхания. Эти вопросы будут рассмотрены в последующих публикациях. В частности, будет показано как с помощью введенных характеристик ИПЧ может быть проведена более детальная классификация записей по характеру дыхания в каждой из выделенных групп УН и УП. Это позволит ввести метризацию таких важных для диагностики состояния респираторного тракта качественных характеристик везикулярного дыхания как усиленность, жесткость, норма и ослабленность. Кроме того, будут рассмотрены подходы и алгоритмы эффективного выделения патологий в звуках дыхания, которые способствуют повышению качества классификации сигналов дыхания в сложных помеховых условиях и могут оказаться полезными при диагностике заболеваний респираторного тракта.

ВЫВОДЫ

1. Определен ряд классификационных признаков, которые эффективны для решения задачи дихотомии звуков дыхания по структуре их спектральной плотности мощности.
2. Определены согласованные с заданными признаками алгоритмы классификации и их информативные характеристики.
3. Определена адаптивная байесовская процедура

ра настройки алгоритмов классификации в соответствующем информативном пространстве признаков.

4. Предложена процедура выделения информативной полосы частот по паузам дыхания и определены важные для решения задачи дихотомии ее характеристики.
 5. Проведена экспериментальная проверка эффективности предложенных процедур классификации при решении задачи дихотомии звуков дыхания.
 6. Отмечена возможность повышения эффективности дихотомии звуков дыхания при комплексном использовании результатов нескольких алгоритмов классификации.
1. Ковалевский А. А. Перкуссия и аускультация.– Томск: Изд-во Томского университета, 1961.– 170 с.
 2. Большая медицинская энциклопедия, том 7.– М.: Сов. Энцикл, 1975.– С. 532–534.
 3. Болезни органов дыхания. Руководство для врачей. Том 2. Частная пульмонология / Под ред. Н. Р. Палеева.– М.: Медицина, 1989.– 512 с.
 4. Губергриц А. Я. Непосредственное исследование больного. Курс физикальной диагностики.– Ижевск: Удмуртия, 1996.– 332 с.
 5. Gavriely N., Nissan M., Rubin A. H., Cugell D. W. Spectral characteristics of chest wall breath sounds in normal subjects // Thorax.– 1995.– 50.– P. 1292–1300.
 6. Gavriely N., Palti Y., Alroy G. Spectral characteristics of normal breath sounds // J. Appl. Physiol.– 1981.– 50, N 2.– P. 307–314.
 7. Замотаев И. П., Магазаник Н. А., Водолазкий Л. А., Голиков В. А., Щедрина О. И. Спектральный анализ важнейших аускультативных признаков // Клиническая медицина.– 1974.– 52, N 5.– С. 97–101.
 8. Charbonneau G., Ademovic E., Cheetham B. M. G., Malmberg L. P., Vanderschoot J., Sovijarvi A. R. A. Basic techniques for respiratory sound analysis // Eur. Respir. Rev.– 2000.– 77, N 10.– P. 625–635.
 9. Cohen A., Landsberg D. Analysis and automatic classification of breath sounds // IEEE Trans. Biomed. Engng.– 1984.– 31, N 9.– P. 585–589.
 10. Gavriely N., Herzberg M. Parametric representation of normal breath sounds // J. Appl. Physiol.– 1992.– 73, N 5.– P. 1776–1784.
 11. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренко А. П. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж.– 1994.– 40, N 1.– С. 750–756.
 12. Gavriely N. Breath sounds methodology.– Boca Raton: CRC Press, 1995.– 223 p.
 13. Майданник В. Г., Гринченко В. Т., Рудницький О. Г., Глебова Л. П., Макаренко А. П. Нові підходи в автоматизації аускультативної діагностики легеневих захворювань // Педіатрія, акушерство та гінекологія.– 2000.– N 6.– С. 30–35.

14. Большая медицинская энциклопедия, том 2.– М.: Сов. Энцикл., 1975.– С. 366–368.
15. Abella M., Formolo J., Penney D. G. Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes // J. Acoust. Soc. Amer.– 1992.– 91.– P. 2224–2228.
16. Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Структура и возможности программного обеспечения для компьютерной системы регистрации, анализа и классификации звуков дыхания // Акуст. вісн.– 2003.– 6, N 4.– С. 33–45.
17. Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н. Изменение акустических характеристик шумов дыхания пневмонийных больных в процессе выздоровления // Акуст. вісн.– 1999.– 2, N 4.– С. 3–12.
18. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н. Шумы дыхания человека: объективизация аускультативных признаков // Акуст. вісн.– 1999.– 2, N 3.– С. 11–32.
19. Гринченко В. Т., Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Алгоритмы адаптивной и ранговой классификации шумов дыхания // Акуст. вісн.– 2002.– 5, N 3.– С. 19–27.
20. Бендат Дж., Пирсол А. Применения корреляционного и спектрального анализа.– М.: Мир, 1983.– 312 с.
21. Горелик А. Л., Скрипкин В. А. Методы распознавания.– М.: Высшая школа, 1977.– 222 с.
22. Гринченко В. Т., Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Ранговые респиросонограммы шумов дыхания // Акуст. вісн.– 2003.– 6, N 2.– С. 34–42.