

О.Г. Аврунин, Р.С. Томашевский, Х.И. Фарук

Методы и средства
функциональной
диагностики внешнего
дыхания

УДК 616.2:615.478

ББК 53.4

А 21

Рекомендовано к печати решением ученого совета Национального технического университета «ХПИ» (протокол № 1 от 30.01.2015 г.)

Рецензенты: А.С. Журавлев, д-р. мед. наук, профессор, заведующий кафедрой оториноларингологии, Харьковский национальный медицинский университет

Е.И. Сокол, д-р. техн. наук, профессор, член-корреспондент НАНУ, заведующий кафедрой оториноларингологии Национальный технический университет «ХПИ»

Авторский коллектив:

О.Г. Аврунин, профессор, д.т.н.;

Р.С. Томашевский, доцент, к.т.н.;

Х.И. Фарук, аспирант.

Аврунин О.Г. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания / О.Г. Аврунин, Р.С. Томашевский, Х.И. Фарук. – Х.: ХНАДУ, 2015. – 208 с.

ISBN 978-966-303-548-2

ПРЕДИСЛОВИЕ

Уважаемые коллеги!

Перед Вами добротная книга, написанная специалистами двух харьковских ВУЗ*ов – Национального технического университета «ХПИ» и Национального университета радиоэлектроники. Эти университеты давно и плодотворно занимаются специальностью «Биологические и медицинские приборы и системы», поэтому компетенции авторов можно доверять безусловно.

В нынешнее время выход в свет объёмистой научной монографии уже сам по себе расценивается как событие уникальное. В ещё большей степени уникальность события подчёркивает тема книги, затрагивающая проблемы медицинской аппаратуры. А если вдумчивый и внимательный читатель примет к сведению, что книга адресована как инженерам-разработчикам аппаратуры, так и врачам-пользователям, то вероятность того, что подобную литературу можно легко обнаружить на полках ещё сохранившихся книжных магазинов - не выше вероятности выигрыша в лотерею по трамвайному билету.

Очень трудно одновременно удовлетворить запросы и вкусы столь различных профессионалов, как врачи и инженеры. Однако у них есть момент интеграции: это объект и субъект приложения усилий тех и других – пациент, и общая цель – поддержание его здоровья. Поэтому врачи функциональной диагностики столь внимательны и восприимчивы к достижениям современной технологии, а инженеры – столь изобретательны и осмотрительны в создании и выборе технических средств для реализации медицинских методик.

Книга описывает современное состояние диагностических методов риноманометрии и спирометрии. Их объединяет то, что оба метода оценивают функциональное состояние отделов системы дыхания – соответственно верхних и нижних дыхательных путей.

Риноманометрия определяет скоростные показатели носового дыхания, аэродинамическое носовое сопротивление, пневматическую мощность и т.п.

Спирометрия предоставляет возможность количественной оценки параметров биомеханики дыхания – сопротивления дыхательных путей и

растяжимости лёгких, определяющих бронхиальную проходимость, воздухонаполненность и эластические свойства этого важнейшего органа.

Современная доказательная медицина требует от диагностических методов применения стандартизованной прецизионной аппаратуры, обеспечивающей получение корректных информативных данных о функционировании систем организма. В свою очередь, внедрение такой аппаратуры в клиническую практику должно сопровождаться разработкой методов и средств её метрологического контроля, нормативов функциональных показателей и критериев достоверности их динамической вариабельности, учёта воспроизводимости и повторяемости результатов измерений. Этим проблемам монография также уделяет должное внимание.

Итак, что внутри книги? Пять разделов текста, формул, иллюстраций.

Вряд ли откроет что-либо новое врачам раздел 1, а вот для инженеров нелишним будет описание функции и анатомического строения системы внешнего дыхания, которой они, безусловно, пользуются в повседневной жизни, но не слишком вдаваясь в детали.

Раздел 2 посвящён рассмотрению и сравнительному анализу функциональных характеристик измерительных преобразователей давления и расхода воздуха, которые в равной степени применяются в составе как риноманометров, так и спирометров.

Теоретические основы аэродинамики и методы функциональной диагностики в ринологии, изложенные в разделе 3, весьма полезны для обеих групп читателей. Если врачей не отпугнёт обилие нетривиальных уравнений и формул, то они убедятся в том, что риноманометрия зиждется на прочном научном фундаменте, а инженеры оценят сложность анатомических структур верхних дыхательных путей, требующих для своего исследования адекватного моделирования.

Предмет раздела 4 – повышение чувствительности и динамических характеристик портативных спирометров, достигаемое подробно изложенными аппаратно-программными методами динамической компенсации ошибки и математического моделирования турбинного преобразователя объёмной скорости воздуха.

В разделе 5 авторы совместными усилиями описывают аппараты
«Компьютерный риноманометр ТНДА-ПРХ

ООО«ПРОМГИДРОПРИВОД») и цифровой портативный спирометр (РАДМИР). Этот раздел даёт возможность ознакомиться с конкретными техническими характеристиками аппаратов, протоколами проводимых с их помощью тестов, оценить различия возможностей диагностики на базе полномасштабного компьютера и микропроцессорного контроллера.

Что же в итоге?

Прочитав эту книгу, каждый из специалистов найдёт в ней для себя нечто новое, ради чего следовало переворачивать страницы, продираться сквозь символы уравнений, рассматривать иллюстрации. А следовательно - знания и труд, в неё вложенные, принесли пользу.

ВВЕДЕНИЕ

Современная медицинская диагностика базируется на доказательном подходе, который основан на применении высокоточной аппаратуры и методологически корректных информационных технологий для получения количественных данных о патологических процессах. В настоящее время наиболее активная эволюция наблюдается в функциональных методах диагностики, которые направлены на регистрацию количественных показателей физиологических функций какого-либо органа или всего организма и выявление их нарушений в зависимости от конкретной патологии. Эта информация особенно полезна для практикующего врача – клинициста, так как позволяет связать анатомо-морфологические и физиологические параметры исследуемого органа для уточнения картины патологического процесса. Функциональные исследования активно применяются так же в спортивной медицине, при профессиональном отборе и профилактических осмотрах для определения физических возможностей испытуемых.

Одной из важнейших функций организма человека является дыхательная (респираторная), которая обеспечивает газообмен между вдыхаемым атмосферным воздухом и кровью, циркулирующей по малому кругу кровообращения. Газообмен осуществляется в альвеолах лёгких, и в норме направлен на получение из вдыхаемого воздуха кислорода и выделение во внешнюю среду образованного в организме углекислого газа.

Осуществление респираторной функции происходит с помощью дыхательной системы, в которую кроме легких входят верхние и нижние дыхательные пути, условное разделение которых находится в месте пересечения пищеварительной и дыхательной систем в верхнем отделе гортани. Система верхних дыхательных путей состоит из полости носа, носоглотки и ротоглотки, а так же ротовой полости, которая может быть

использована при дыхании ртом. Система нижних дыхательных путей состоит из гортани, трахеи, бронхов.

По расположения диагностируемых органов методы исследования дыхания делятся на используемые для исследования функции легких (и нижних дыхательных путей) и исследования верхних дыхательных путей – носового дыхания.

Основными методами, которые используются для исследования функции легких, являются спирометрия, пневмотахометрия (флоуметрия), бодиплетизмография, исследование легочной диффузии, измерение растяжимости легких, эргоспирометрия и непрямая калориметрия. Первые два метода могут считаться скрининговыми и обязательными для внедрения в лечебных учреждениях, осуществляющих наблюдение, лечение и реабилитацию легочных больных. Остальные классифицируются как дополнительные методы исследования. Современные функциональные методы позволяют в основном оценивать такие характеристики респираторной функции, как бронхиальная проводимость, воздухонаполненность, эластические свойства, диффузионная способность и респираторная мышечная функция.

В настоящее время наиболее распространенным методом оценки функции легких является спирометрия, позволяющая оценить показатели расхода воздуха и изменения объема легких в процессе дыхания ртом.

Физиологические показатели носового дыхания на современном этапе наиболее полно оцениваются с помощью метода риноманометрии, позволяющего по измеряемым значениям расхода воздуха и соответствующего перепада давления в процессе дыхания носом определить ряд диагностических характеристик, таких как аэродинамическое носовое сопротивление, пневматическая мощность и т.д.

Методы инструментальной оценки дыхательной функции человека достаточно давно внедрены в медицинскую практику. Однако они обладают присущими большинству методов функциональной диагностики недостатками, связанными с отсутствием эталонных значений измеряемых

величин. Поэтому, несмотря на большое количество разработанных методов, аппаратных средств и диагностических тестов, остаются открытыми вопросы, связанные с повышением достоверности функциональной диагностики дыхания, анализа показателей в динамике для оценки эффективности проводимого лечения, проблемы учета повторяемости результатов, индивидуальной анатомической вариабельности и физиологических возможностей пациента.

1. ОСНОВНЫЕ АНАТОМО-ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ОСОБЕННОСТИ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА И МЕТОДЫ ЕЕ ДИАГНОСТИКИ

1.1. Основные сведения об анатомии и физиологии дыхательной системе человека

Наряду с обменом веществ, поступающих в организм человека с пищей, для жизни необходим и газообмен – процесс усвоения атмосферного кислорода и выделение углекислого газа, который и составляет сущность процесса дыхания. В повседневном смысле под дыханием понимают чередующиеся акты вдоха и выдоха воздуха, внешнее проявление которых известно каждому. Газообмен выполняется лёгкими, и в норме направлен на поглощение из вдыхаемого воздуха кислорода и выделение во внешнюю среду образованного в организме углекислого газа. Кроме этого, дыхательная система участвует в таких важных функциях, как терморегуляция, голосообразование, обоняние, увлажнение вдыхаемого воздуха. Лёгочная ткань также играет важную роль в таких процессах как: синтез гормонов, водно-солевой и липидный обмен. В обильно развитой сосудистой системе лёгких происходит депонирование крови. Дыхательная система также обеспечивает механическую и иммунную защиту от факторов внешней среды.[1, 2]

Физиологически процесс дыхания включает в себя три основных этапа:

1. Поступление кислорода из вдыхаемого воздуха в кровь – внешнее дыхание.
2. Доставка кислорода клеткам с кровью и тканевой жидкостью и отток углекислого газа от клеток через тканевую жидкость и кровь в выдыхаемый воздух – транспорт газов.
3. Усвоение кислорода клетками – тканевое дыхание.

Нарушение любого из этих этапов приводит к серьёзному расстройству дыхания.

Поступление воздуха в организм обеспечивается системой органов дыхания (см. рис. 1.1). От их работы во многом зависит эффективность газообмена. Дыхательная система состоит из двух отделов: трубчатых органов, проводящих воздух – дыхательных путей, и легких, в которых, собственно, совершается газообмен между воздухом и кровью. Воздух через полость носа поступает в глотку, далее в гортань, в трахею и в бронхи. Все эти органы составляют воздухоносные пути и служат для транспортировки воздуха в легкие.

Дыхательные пути в верхнем отделе гортани условно разделяются на верхние и нижние. Верхние дыхательные пути состоят из полости носа, носоглотки, ротоглотки, а также ротовой полости, которая может быть использована при дыхании ртом. Система нижних дыхательных путей состоит из гортани, трахеи, бронхов. К элементам костно-мышечной системы, связанной с дыханием, относятся ребра, межреберные мышцы, диафрагма и вспомогательные дыхательные мышцы.

Главными органами дыхательной системы являются лёгкие, расположенные в грудной полости в окружении костей и мышц грудной клетки. Легкие человека являются парным органом и состоят из бронхиол, альвеолярных мешочков, артерий, капилляров и вен легочного круга кровообращения. Стенки легочной бронхиолы и альвеолярного мешка образуют углубления – альвеолы. Такая структура легких увеличивает их дыхательную поверхность, которая может в 100 раз превышать поверхность тела.[3]

Каждое легкое приближено имеет коническую форму и покрыто особой оболочкой – плеврой. С помощью системы дыхательных путей легкие сообщаются с атмосферой. Поэтому, при изменении объема грудной клетки, соответственно, изменяется и наполнение легких атмосферным воздухом. Во время инспираторного цикла диафрагма (мышечно-сухожильная пластина, прикрепленная к позвонкам, ребрам и грудины), опускается, ребра поднимаются вверх (вследствие сокращения соответствующих мышц вдоха), в результате увеличивается объем грудной

клетки, воздух заполняет пространство легких и происходит, собственно, вдох. Чем больше увеличивается объем грудной клетки, тем больше легкие наполняются воздухом и тем глубже вдох.

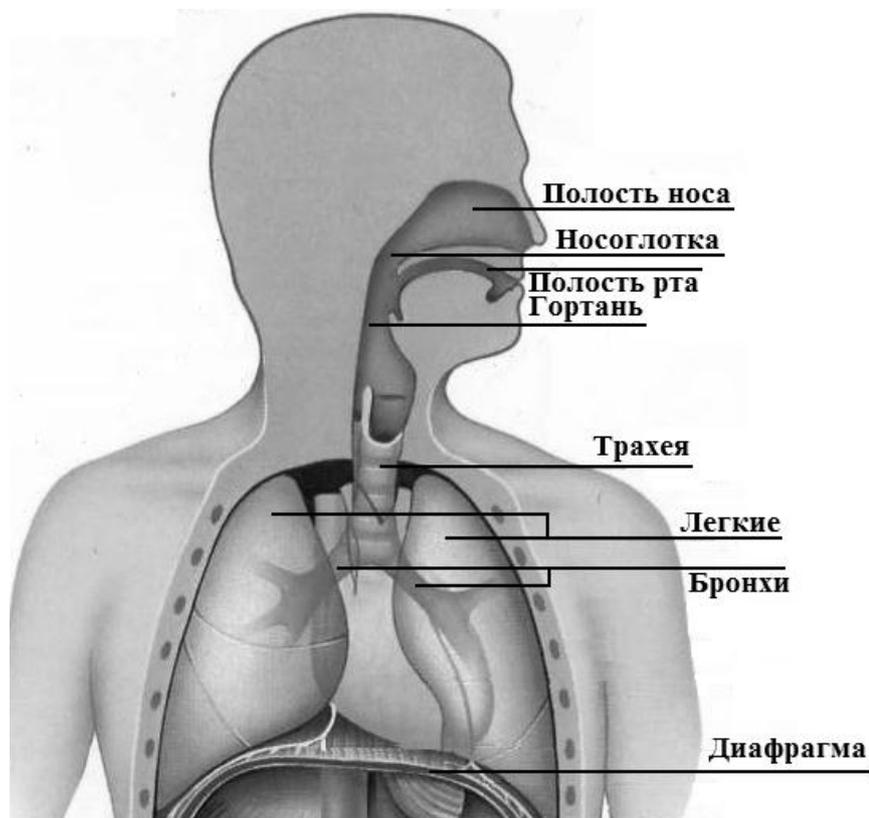


Рисунок 1.1 – Дыхательная система человека

В экспираторном цикле мышцы вдоха расслабляются ребра (в силу упругости их соединений, а также при помощи мышц выдоха) возвращаются в исходное положение, диафрагма поднимается вверх, уменьшается объем грудной клетки и происходит выдох. Газообмен осуществляется в альвеолах лѐгких, и в норме направлен на получение из вдыхаемого воздуха кислорода и выделение во внешнюю среду образованного в организме углекислого газа. Вентиляция альвеол осуществляется чередованием вдоха (инспирация) и выдоха (экспирация). При вдохе в альвеолы поступает атмосферный воздух, а при выдохе из альвеол удаляется воздух, насыщенный углекислым газом.

При нормальном дыхании вдох и выдох ритмично чередуются. Во время вдоха в спокойном состоянии человек получает 500 мл воздуха. Из них только 325-350 мл попадает в альвеолы легких, потому что 150-175 мл остается в дыхательных путях: трахее и бронхах. В физиологии объем дыхательных путей, содержащих воздух, не принимающий участия в газообмене, называют «вредным пространством».

Частота дыхательных движений в покое колеблется в пределах от 14 до 20 в минуту. Учитывая, что при этом усваиваются приблизительно 4-4,5 % кислорода, можно подсчитать, что за сутки человек в состоянии покоя потребляет около 400-500 л кислорода. Однако при совершении работы потребность в кислороде значительно возрастает. Дыхательная система позволяет увеличивать приток кислорода в несколько раз и компенсировать энергию, необходимую для весьма значительной мышечной работы. Потенциальные энергетические возможности определяются, в первую очередь, так называемой жизненной емкостью легких, составляющей в среднем у взрослого человека около 3,7 л. При сильном физическом развитии у тренированных людей жизненная емкость легких может достигать почти в два раза большей величины (до 7 л). Следует учитывать, что жизненная емкость легких меньше их максимальной емкости, так как даже после самого глубокого выдоха в альвеолах и бронхах остается еще около 1,2 л воздуха. Таким образом, максимальная емкость легких составляет, в среднем, около 4,9 л.

При физической нагрузке обмен воздуха в легких (вентиляция) усиливается. Это может происходить как за счет учащения дыхания (в 2-3 раза), так и за счет большей его глубины. Первый случай наблюдается обычно у людей нетренированных и является наименее выгодным для организма, так как связан с большей нагрузкой на дыхательную мускулатуру и быстро приводит к утомлению. Кроме того, дыхание при этом поверхностное (при неглубоком и частом дыхании вентиляция альвеолярного воздуха значительно меньше и относительно большая часть вдыхаемого воздуха остается в так называемом мертвом пространстве – в

носоглотке, ротовой полости, трахее, бронхах) и вентиляция легких малоэффективна.

У тренированных людей значительное увеличение вентиляции легких достигается, главным образом, за счет углубления дыхания и сравнительно небольшого его учащения (при глубоком дыхании альвеолярный воздух вентилируется на 80-90 %, что обеспечивает большую диффузию газов через альвеолы). Поэтому в большинстве динамичных видов спорта тренировка дыхания и приобретение навыков управления дыханием имеют огромное значение.

1.2. Основные анатомо-функциональные особенности верхних дыхательных путей

Верхние дыхательные пути рассматриваются как система, состоящая из полости носа, носоглотки и ротоглотки, и частично ротовой полости, которая может быть использована для дыхания [1, 4, 5].

Полость носа представляет собой воздушный канал переменного сечения, окруженный костными структурами лицевого и мозгового отделов черепа и сообщающийся спереди через носовые отверстия (ноздри) с внешней средой и сзади (через хоаны) с носоглоткой. Полость носа 1 (рис. 1.2) разделяется носовой перегородкой 2 на две (в общем случае, неравные по размерам и конфигурации) части, называемые носовыми левым и правым ходами, соответственно (искривления носовой перегородки разной степени наблюдается более чем в 95 % случаев) [1]. На латеральной стенке каждого носового хода расположены костные образования – носовые раковины: нижняя 3, средняя 4 и верхняя 5. Наличие раковин увеличивает площадь поверхности носовой полости, что способствует согреванию вдыхаемого воздуха. В углублениях под соответствующими носовыми раковинами находятся условно выделяемые (неизолированные) нижний, средний и верхний носовые ходы, а также общий носовой ход, расположенный между перегородкой носа и медиальной поверхностью носовых раковин. В непосредственной близости от входа расположен

носовой клапан – самое узкое место носовой полости, который в норме должен быть подвижен и ограничивать поступающий поток воздуха [1, 4–6]. В полость носа открываются выводные отверстия (соустья) придаточных пазух носа: верхнечелюстных 6 (гайморовых), лобных 7, клиновидных 8 и решетчатой кости 9.

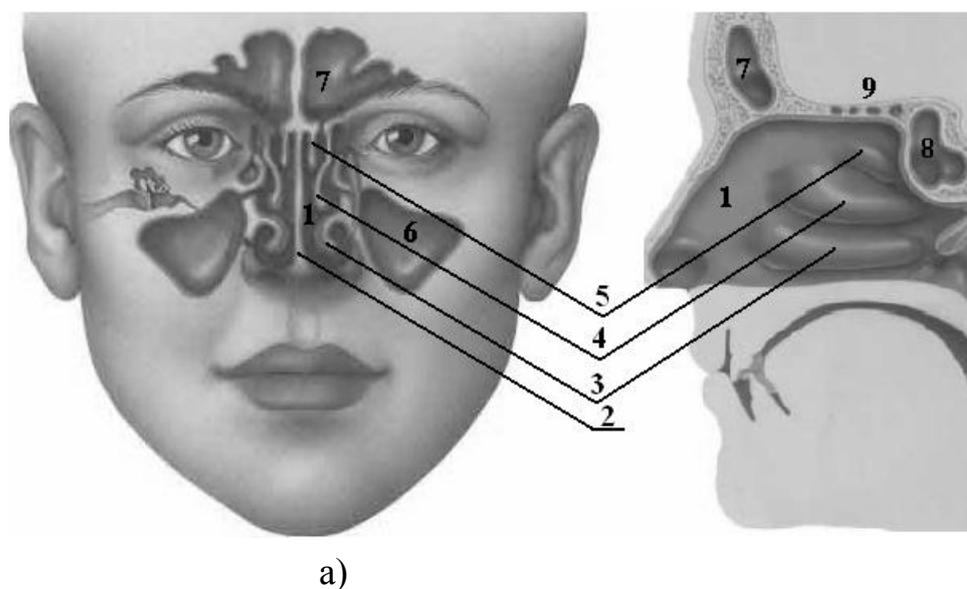


Рисунок 1.2 – Схематическая иллюстрация анатомических структур носовой

полости: а) – фронтальный вид; б) – сагиттальный вид [7]

Полость носа делится на дыхательную область, расположенную на уровне нижнего и среднего носовых ходов, и обонятельную область – на уровне верхнего носового хода, в которой расположены окончания обонятельного нерва. Слизистая оболочка дыхательной области полости носа покрыта мерцательным (реснитчатым) эпителием, который выполняет транспортную функцию удаления оседающих частиц. Также в слизистой оболочке содержатся железы, вырабатывающие секрет, способствующий увлажнению воздуха, оседанию и перемещению частиц пыли. Большое количество венозных сосудов, образующих на нижней и частично средней носовых раковинах густые сплетения, сходные по функции с пещеристыми

тeлaми, способствует согреванию поступающего воздуха путем регулирования размеров носовых проходов.

Нормальным, с точки зрения физиологии, внешним дыханием является носовое дыхание. При этом вводится понятие аэродинамического носового сопротивления – сопротивления внутриносовых структур воздушной струе при прохождении ее через полость носа. Считается, что человеком в норме носовое сопротивление не ощущается. Однако при его повышении ощущается недостаток кислорода и происходит переход на дыхание ртом, которое, по современным представлениям, является не физиологичным, и может приводить к кислородному голоданию головного мозга из-за снижения интенсивности газообмена в слизистой оболочке носовой полости.

Воздушный поток, проходящий через оба носовых прохода – асимметричен. При этом у большинства здоровых людей отмечается циклическое изменение носового сопротивления воздушному потоку, проходящему через левую и правую половины носа, при постоянном суммарном носовом сопротивлении. Это периодическое дифференциальное изменение носового сопротивления (с периодом порядка нескольких часов) называется носовым циклом, который может быть вызван необходимостью восстановления слизистой оболочки носовой полости от функциональных перегрузок и микротравм.

Также чрезвычайно важным является воздухообмен между полостью носа и придаточными пазухами, осуществляемый через соустья – соединительные отверстия. Блокировка соустьев вследствие различных причин ведет к прекращению воздухообмена, нарушению транспорта слизи (мукоцилиарного клиренса) и воспалению слизистой оболочки придаточных пазух.

Основными функциями носовой полости, помимо дыхательной, являются: обонятельная, согревательная, увлажнительная и защитная (фильтрующая).

Приведенное выше описание является кратким качественным представлением об анатомии и физиологии носовой полости и основано на применяемом в настоящее время в ринологии описательном подходе, который в отдельных работах иногда дополняется численными значениями некоторых физических показателей [8–10, 4–6, 11–66, 2], довольно часто не коррелируемых между собой из-за применяемых различных не стандартизированных методов и средств измерений

. Поэтому, актуальными являются рассматриваемые ниже задачи, направленные на разработку представлений физических процессов в верхних дыхательных путях на основе математических моделей, которые в совокупности могут являться теоретической основой для разработки объективных методов и средств функциональной диагностики в ринологии.

1.3. Уточнение некоторых положений механики дыхания

Основными параметрами механики внешнего дыхания являются:

– расход воздуха, транспортируемый человеком при дыхании. По данным фундаментальной работы по физиологии [67], расход потребляемого человеком воздуха находится в пределах 80 л/мин у нетренированного, 120...150 л/мин у тренированного и 150...200 л/мин в кратковременном режиме (или 1,33; 2...2,5 и 2,5...3,33 л/с, соответственно). В то же время согласно известной графической зависимости «расход - объем» [3] значения расхода существенно выше, достигая более 8 л/с при вдохе и 11 л/с при выдохе, а выпускаемые за рубежом спирометры рассчитаны на максимальный расход до 14...16 л/с (840...960 л/мин) [68, 69, 3]. Проведенные собственные исследования также показали, что даже средние по своим физическим возможностям люди при интенсивном дыхании в состоянии при вдохе потреблять воздух с мгновенным значением расхода порядка 6 л/с (360 л/мин);

– давление, развиваемое мышцами легких. При интенсивном дыхании человека рост давления в единицу времени достигает $\Delta p(t) = 25,7$ кПа/с (например, при интенсивном дыхании носом

повышение давления до 9 кПа происходит в течение 0,35 с, что соответствует частоте примерно в 43 вдоха в минуту). Отметим, что в технических системах, например, в насосах высокого давления, этот параметр достигает $350 \cdot 10^3$ кПа/с – на четыре порядка выше;

– статическое давление, развиваемое мускулами легких, измеряется с помощью моновакуумметра и по закону Паскаля [70–72] распространяется одинаково по всей длине воздушного тракта человека: полость носа – носоглотка – гортань – трахея – бронхи – легкие. Проведенные авторами собственные экспериментальные исследования показали, что максимальное значение избыточного давления составляет $0,15 \text{ кгс/см}^2$ или ~ 15 кПа, а максимальное значение разрежения $0,4 \text{ кгс/см}^2$ или ~ 40 кПа (эти данные получены у людей со средними физическими возможностями);

– мощностная оценка механики дыхания человека. Здесь следует отметить терминологические особенности и неполноту количественной оценки механики дыхания человека. Например, в уже упомянутом учебнике [67] термин «работа дыхания» сопровождается размерностью [кг·м/мин], которая в системе СИ трансформируется в [Н·м/с], соответствующей единице мощности, а не работы. Приведенное здесь же значение работы (фактически мощности) в $2 \dots 4$ кг·м/мин ($0,33 \dots 0,67$ Вт) при расходе в 40 л/мин ($0,67$ л/с) соответствует давлению в $0,5 \dots 1$ кПа при расчете по формуле для гидравлической (пневматической) мощности [71]

$$P_{\text{ин}} = \Delta p \cdot Q = \left[\frac{\text{Па} \cdot \text{м}^3}{\text{с}} = \text{Вт} = \frac{\text{кПа} \cdot 10^3 \cdot \text{л} \cdot 10^{-3}}{\text{с}} = \frac{\text{кПа} \cdot \text{л}}{\text{с}} \right], \text{Вт}, \quad (1.1)$$

где Δp – перепад давления воздуха на измеряемом канале (определяемый в ротовой или носовой полости), кПа, Q – расход воздуха, л/с.

В то же время, экспериментальные исследования, проведенные с помощью разработанного компьютерного риноманометра КРМ ТНДА-ПРХ, показывают отличные от приведенных данные, в частности:

– при дыхании носом с расходом 0,67 л/с давление разрежения в полости рта (передается по трубке к преобразователю давления) составляет 0,13 кПа, а мощность порядка 0,09 Вт;

– при дыхании ртом с расходом 0,67 л/с давление разрежения на расходомере (на основе сопла Вентури) составляет 0,19 кПа и мощность порядка 0,12 Вт.

Таким образом, значение мощности, приведенное в литературе, более чем в 5 раз завышено по сравнению с реально измеренным для одинаковых расходов воздуха.

Определяем максимальную мощность транспортируемого человеком воздуха при дыхании ртом согласно вышеприведенным данным:

$$P_{\text{выдоха}} = p_{\text{выдоха}} \cdot Q_{\text{выдоха}} = 15 \text{ кПа} \cdot 16 \text{ л/с} = 240 \text{ Вт}, \quad (1.2)$$

$$P_{\text{вдоха}} = p_{\text{вдоха}} \cdot Q_{\text{вдоха}} = 40 \text{ кПа} \cdot 8 \text{ л/с} = 320 \text{ Вт}, \quad (1.3)$$

где $p_{\text{выдоха}} = 15 \text{ кПа}$ – максимальное давление при выдохе,

$p_{\text{вдоха}} = 40 \text{ кПа}$ – максимальное давление при вдохе,

$Q_{\text{выдоха}} = 16 \text{ л/с}$ – максимальный расход при выдохе,

$Q_{\text{вдоха}} = 8 \text{ л/с}$ – максимальный расход при вдохе.

Полученные значения максимальной мощности следует отнести к так называемой «установочной» мощности, практически никогда не достигаемой, но определяемой как произведение максимальных значений ее составляющих (например, в технической документации зарубежных производителей объемных гидравлических машин встречается термин «corner power» – угловая мощность). В качестве сравнения можно показать, что максимальная механическая мощность, развиваемая человеком, например, штангистом мирового класса, достигает существенно большего значения. Так, например, при подъеме штанги массой 200 кг от уровня пола на высоту 1 м за время 0,5 с развиваемая человеком мощность составит

$$P = F \cdot v = m \cdot g \cdot \frac{l}{t} = 200 \cdot 9,8 \frac{1}{0,5} = 3920 \text{ Вт} \approx 4 \text{ кВт}, \quad (1.4)$$

где $F = m \cdot g$ – развиваемое усилие, Н; m – масса штанги, кг; g – ускорение свободного падения, м/с²; v – линейная скорость, м/с; $l = 1$ м – высота поднимаемой штанги; $t = 0,5$ с – среднее время подъема штанги.

Если сопоставить мощности, развиваемые мускулами легких для всасывания воздуха и руками для поднятия указанного груза, то это соотношение может составить до 10 %. В то же время, согласно [3], при максимальной физической работе дыхательные мышцы могут потреблять до 20 % от общего объема поглощенного кислорода.

Влияние сопротивления носовых проходов на пропускаемый расход воздуха будет наглядно проиллюстрировано экспериментами, в которых показано, что практически при одинаковой мощности дыхания в 30 Вт значения расходов отличаются в 2 раза (3,36 и 1,62 л/с) при обратно пропорциональном соотношении давлений в 2,2 раза (19,7 и 8,95 кПа).

Для построения математических моделей аэродинамики верхних дыхательных путей необходимо оценить влияние сжимаемости воздуха в носовой полости в процессе дыхания. При этом в качестве упрощенной модели носового хода принимается круглый трубопровод с соответствующим средним сечением.

Определение степени сжимаемости воздуха производится на основании уравнения неразрывности сплошной среды [70], представленного в виде

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho \operatorname{div} \vec{u} = 0, \quad (1.5)$$

где ρ – плотность среды (для воздуха $\rho = 1,3$ кг/м³), \vec{u} – вектор скорости воздуха.

Уравнение (1.5) можно представить в координатной форме (в цилиндрической системе координат)

$$\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{1}{r} \frac{\partial (ru_r)}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\alpha}{\partial \alpha} + \frac{\partial u_z}{\partial z} = 0, \quad (1.6)$$

где r – радиус носового хода, u_z , u_r , u_α – аксиальная (направленная вдоль

оси носового хода), радиальная и угловая компоненты скорости воздушного потока, соответственно.

Для аксиальносимметричного потока $\frac{\partial u_\alpha}{\partial \alpha} = 0$ и тогда после очевидных преобразований получаем из формулы (1.6)

$$\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{u_r}{r} + \frac{\partial u_r}{\partial r} + \frac{\partial u_z}{\partial z} = 0. \quad (1.7)$$

Произведем численную оценку величин $\frac{\partial u_z}{\partial z}$ и $\frac{\partial \rho}{\partial t}$. Среднее значение дивергенции аксиальной скорости согласно данным [73]

$$\frac{\partial u_z}{\partial z} \approx \frac{\Delta u_z}{\Delta z} \approx \frac{-1,5}{0,07} \approx -21 \text{ с}^{-1}. \quad (1.8)$$

Выполним оценку производной от плотности по времени, считая воздух газом близким к идеальному, а процесс его распространения в носовой полости близким к изотермическому, тогда из уравнения Клапейрона – Менделеева находим

$$\frac{d\rho}{dt} = \frac{1}{R_\mu T} \cdot \frac{dp}{dt}, \quad (1.9)$$

где $R_\mu = \frac{R}{\mu} = 287 \frac{\text{м}^2}{\text{с}^2 \cdot \text{К}}$ – молярная газовая постоянная для воздуха.

Заменяя величину производной от давления средним значением изменения давления в процессе вдоха или выдоха к его продолжительности, т. е. считая $\frac{dp}{dt} \approx \frac{\Delta p}{\Delta t} \approx \frac{300}{1,5}$ (учитывая, что по данным [142, 303] $\Delta p = 300$ Па и $\Delta t = 1,5$ с – средняя продолжительность вдоха), и подставляя в формулу (1.9) соответствующие значения численных величин при температуре 300 К, находим значение производной от плотности по времени

$$\frac{dp}{dt} = \frac{1}{287 \cdot 300} \cdot \frac{300}{1,5} = 2,3 \cdot 10^{-3} \frac{\text{кг}}{\text{м}^3 \cdot \text{с}}. \quad (1.10)$$

После подстановки найденных средних значения производных в уравнение (1.7), получим

$$\frac{u_r}{r} + \frac{du_r}{dr} = \pm \frac{2,3 \cdot 10^{-3}}{1,3} + 21. \quad (1.11)$$

Поскольку первый член в правой части этого уравнения (среднее значение производной $\frac{\partial \rho}{\partial t}$) пренебрежимо мал по сравнению со вторым, который представляет собой дивергенцию аксиальной скорости воздуха, можно считать, что

$$\operatorname{div} \vec{u} \approx 0, \quad (1.12)$$

и из формулы (1.6) получим

$$\frac{d\rho}{dt} = 0. \quad (1.13)$$

Таким образом, принимаем, что при данных условиях воздух является несжимаемым газом.

Приведенную выше теоретическую оценку несжимаемости воздуха при дыхании можно подтвердить исходя из эмпирического критерия сжимаемости воздуха, который основан на определении значения числа Маха M , равного отношению величины скорости U воздушного потока в носовой полости к скорости распространения звука в воздушной среде $V_{зв}$

$$M = \frac{U}{V_{зв}}. \quad (1.14)$$

При значениях $M \leq 0,3$ воздух можно считать несжимаемой средой. Учитывая, что действующие значения скорости W воздушного потока в верхних дыхательных путях не превосходят 50 м/с ($\approx 0,15 M$ при скорости звука M в воздухе принимаемой равной около 320 м/с), что позволяет рассматривать воздух как несжимаемую среду.

1.4. Методы диагностики дыхательной функции

Наиболее известными методами оценки дыхательной функции человека являются спирометрия и плетизмография [9, 10, 68, 69, 74, 75].

На современном этапе развития метод спирометрии состоит в том, что пациент выполняет определенные дыхательные маневры – спокойное дыхание, форсированный выдох, максимальная вентиляция и др. При этом производится измерение объемной скорости воздушного потока (расхода) и определяются объемы воздуха на разных этапах выполнения дыхательного теста. Наиболее клинически значимые сведения дает анализ экспираторного маневра (выдоха) [76–80]. Общепринятой считается комплексная оценка этих параметров. Для этого используется графическая зависимость, так называемая «петля поток-объем». (см. рис. 1.2). Особое диагностическое значение имеют определенные точки на этой зависимости, так называемые показатели функции внешнего дыхания (ФВД) [76–83]. По результатам сравнения полученных показателей с должными величинами, а также по форме кривой «поток-объем» можно оценивать состояние органов дыхания.

Диагноз ставится по результатам комплексного анализа степеней отклонения показателей ФВД пациента. Также по этим данным возможна оценка правильности проведения дыхательного маневра [79, 81, 83–85]. Особое значение уровень отклонения приобретает при проведении провокационных фармакологических проб и при оценке динамики лечения [78].

Метод плетизмографии позволяет при помещении больного внутрь герметичной камеры исследовать растяжимость легких, уменьшающуюся при уплотнении легочной ткани и определяемую отношением прироста объема газа в легких к приросту транспульмонального давления, регистрация которого проводится внутри пищевода, и исследовать дыхательные колебания объема грудной клетки при одновременном проведении спирометрических тестов [9, 10]. Метод общей плетизмографии так же непосредственно использовался для оценки проходимости носа [9].

Одним из диагностически важных показателей функционирования дыхательной системы является общее аэродинамическое сопротивление дыхательного тракта. По данным обзора, проведенного в работе [10], на сопротивление верхних дыхательных путей (полости носа), области гортани

и нижних дыхательных путей (бронхов и легких) приходится при вдохе 57 %, 13 %, 30 % и выдохе 48 %, 13 %, 49 %, соответственно. При этом наблюдается корреляция между наличием бронхиальной обструкции и нарушением проводимости верхних дыхательных путей. В то же время чрезмерное уменьшение носового сопротивления неэффективно из-за повышенных энергозатрат на альвеолярную вентиляцию. Так ротовое дыхание (с существенно меньшим сопротивлением) вызывает диспноэ и быструю усталость. При этом мышцы глотки, неба и языка способствуют увеличению воздушного сопротивления. Так сопротивление голосовой щели, составляющее в норме около 7 % от общего сопротивления дыхательного тракта, может при ротовом дыхании повыситься в 4-5 раз. В современной ринологии аэродинамическое носовое сопротивление при спокойном дыхании в норме принимается равным половине общего сопротивления дыхательных путей.

Рассмотрим подробно специализированные методы оценки функции верхних дыхательных путей [1, 4–6, 11–24], которые выполняют следующие основные функции – дыхательную, согревательную, увлажняющую, защитную и обонятельную. Наиболее важной из них является дыхательная, исследованию которой в функциональной ринологии уделяется особое внимание. Простейшими способами определения степени проходимости носовых проходов являются: проба по Воячеку [1, 4, 5] – исследование степени отклонения воздушным потоком пушинок, подносимых к ноздрям пациента; тест Котле [4, 6], который позволяет по степени улучшения носового дыхания при оттягивании мягких тканей щеки вблизи крыла носа определить нарушение функционирования переднего отдела носового клапана; аналогичный тесту Котле тест Коля [6], в котором исследуется носовое дыхание при смещении крыла носа наружу путем введения в преддверие носа деревянной щепы или пуговчатого зонда. Такими же простыми способами оценки дыхания через каждую половину носа являются методы, основанные на анализе степени запотевания (величины пятна конденсата) поверхности зеркала, подносимого к ноздрям во время

выдоха, наиболее совершенным из которых является способ Глятцеля [4], в котором проводится оценка степени запотевания поверхности зеркала с нанесенными на его поверхность концентрическими окружностями. Однако данные методы являются качественными, обладают низкой точностью и не отвечают современным стандартам доказательной медицины, которые основаны на количественных критериях и инструментально измеренных объективных диагностических данных.

Количественным методом оценки функции носового дыхания является риноманометрия – метод, при котором проводятся измерения внутри-носового давления и расхода воздуха через нос [1, 4–6, 11–13]. На протяжении XX века было предложено множество устройств для проведения объективной риноманометрии с регистрацией различных показателей воздушного потока, проходящего через носовые ходы. Применяемый в последние годы метод компьютерной риноманометрии [11, 14] позволяет получить различные количественные состояния носового дыхания и его резерва. При этом показатель аэродинамического носового сопротивления при дыхании выражают как отношение внутриносового давления к величине объемного расхода воздуха в различных фазах одного дыхательного цикла. Величина аэродинамического носового сопротивления измеряется как отношение давления в килоПаскаль на литр в секунду – [кПа/(л/с)] [1, 10, 4, 11–16]. Современные риноманометры представляют собой сложные электронные устройства на основе использования миниатюрных датчиков (преобразователей) давления и скорости воздушного потока и позволяющие за счет специализированного программного обеспечения получить на экране монитора графические зависимости параметров воздушного потока в полости носа. При этом методы риноманометрии разделяют на три группы – переднюю, заднюю и ретрональную [4, 11–17].

Передняя риноманометрия (ПАРМ) заключается в том, что в одну половину носа через его преддверие вставляют трубку с датчиком давления и герметичным obturatorом, в связи с чем эта половина носовой полости

исключается из акта дыхания. Благодаря такой закупорке одной половины носа давление измеряют на выходе из другой половины (используя закон Паскаля), одновременно измеряют расход и рассчитывают показатели воздушного сопротивления в [кПа/(л/с)]. К недостаткам этого метода относят неточности измерений общего носового сопротивления из-за поочередной блокировки одного из носовых проходов, в частности, изменений в муковаскулярной системе носа в интервалах между право- и левосторонними исследованиями, рефлекторному увеличению или уменьшению поперечных размеров активного носового хода. При этом для вычисления общего сопротивления параллельных носовых проходов авторами [18] предлагается введение поправочных коэффициентов (порядка 0,9) при расчете эквивалентного носового сопротивления, которое стандартно определяется как сопротивление параллельных трубопроводов.

Задняя риноманометрия (ЗАРМ) [4, 17] предусматривает размещение датчика давления в носоглотке с помощью трубки во рту при плотно зажатых губах и при этом дистальная оконечность трубки не должна вызывать рвотного рефлекса. Для осуществления этого способа от пациента требуется некоторое привыкание к осуществлению дыхательных маневров и отсутствие высокого глоточного рефлекса, что особенно важно при обследовании детей.

При ретроназальной (чрезносовой) риноманометрии по методике Ф. Коля в качестве проводника давления используется катетер для кормления новорожденных, который вводят по дну полости носа до носоглотки. Авторы работ [4, 17] отмечают, что различия в показателях указанных трех способов несущественны и зависят, в основном, от объемов полостей и аэродинамических характеристик воздушного потока в месте расположения дистальной оконечности измерительной трубки.

При этом необходимо отметить, что вне зависимости от расположения датчиков и методики измерений, метод риноманометрии предусматривает анализ данных двух показателей – перепада давления и расхода воздуха в носовых проходах. Методики, связанные с анализом

только одного из параметров, например, расхода воздуха, называются ринофлоуметрией, пневмотахометрией, назальной спирометрией и не позволяют оценивать носовое сопротивление [24–30]. Например, для мониторинга дыхания при исследовании носового цикла у детей использовался цифровой ринофлоуметр Rhinocycle производства фирмы «Interacoustics» (Дания) [25]. Однако объемный расход воздуха при дыхании является крайне вариабельным параметром и не может заменить комплексные показатели риноманометрии [24].

Известны также устройства, как отечественных [31, 32], так и зарубежных специалистов [33, 34], позволяющие определять динамическое давление в носовых проходах путем введения капиллярной трубки в соответствующие участки носовой полости. Однако сложность измерительных процедур, связанная с контролем положения дистальной оконечности трубки, приводит к появлению инструментальных погрешностей и препятствует широкому внедрению данных методов в клиническую практику. Так по данным исследований [33] удалось установить относительные расходы воздуха через носовые ходы – через верхний носовой ход поступает 10 условных единиц потока, через средний 80 и через нижний 20. Этим данным противоречат результаты измерений [34], проведенные по комплексной методике, включающей ринометрию, эндоскопию, и видеозаписи дыма, проходящего через носовой проход. Так по данным [34] основной расход воздуха проходит через общий носовой ход, обладающий наибольшей площадью «живых» сечений.

Наиболее известными серийно выпускаемыми риноманометрами являются ATMOS 200 и ATMOS 300 (ATMOS Medical system GMB, ФРГ) [11, 12, 35] и их аналоги – риноманометр Rhinoscreen [19] и компьютерная риноманометрическая система MasterScope Rhino [86] фирмы Erich Jaeger (США, ФРГ), риноманометры RhinoStream фирмы Heinemann Medizintechnik (ФРГ) [87] и Ринолан [88] фирмы Мицар (РФ, Санкт-Петербург). Все риноманометры основаны на методе передней активной риноманометрии, которая, по мнению разработчиков, является наименее дискомфортной для

пациента.

В последние годы получил развитие метод акустической ринометрии, который основан на сканировании полости носа со звуковой частотой (от 150 до 10000 Гц) для определения некоторых морфометрических параметров, относящихся к площади поперечных сечений носовых ходов и объемов заданных участков верхних дыхательных путей [1, 4, 35, 36–52]. Основоположниками этого метода (1989 г.) являются ученые из Дании О. Hilberg и О. Peterson. Фирмой S.R. Electronics (Дания) разработан и серийно выпускается акустический ринометр RHIN 2000 [35], предназначенный для повседневных клинических наблюдений и научных исследований. Акустическая ринометрия позволяет выполнить статическое измерение анатомических размеров полости носа и определить степень механической обструкции верхних дыхательных путей. По данным [34] минимальная площадь носового хода в норме наблюдается в среднем на расстоянии порядка 2...2,35 см от входа и изменяется от 0,62 до 0,67 см², соответственно.

В работах [36–38, 48–52] изучается корреляция между субъективной оценкой степени затруднения дыхания пациентом, данными задней и передней активной риноманометрии, а также акустической ринометрией. Рассматриваются методологические и клинические аспекты применения акустической ринометрии [39] и сравнение ее показателей с данными анатомического компьютерно-томографического картирования [40, 41], а также результатами эндоскопии носовой полости [42]. При этом показано, что по данным акустической ринометрии в области за носовым клапаном наблюдается резонанс, что не соответствует картине реальных анатомических структур [43], эндоскопия позволяет более точно визуализировать анатомические ориентиры [42], данные компьютерной томографии коррелируют с результатами акустической ринометрии [40, 41], но последняя является актуальной для исследования передних отделов носовой полости [41]. Тем не менее, акустическая ринометрия применяется, например, для исследования носового цикла – получения данных о площади поперечных сечений носовых ходов в динамике [44], объективизации

результатов лечения ринита (фиксировалось увеличение минимальной площади поперечного сечения носовых проходов почти в три раза – с 18 до 52 мм² [45]). Также разрабатываются устройства для механического измерения размеров носовой полости на заданной глубине [53], что по сравнению с акустической ринометрией существенно снижает стоимость оборудования и упрощает проведение измерительных процедур при незначительном снижении точности. Интересны работы, посвященные объективизации диагностических результатов при исследовании дыхательных феноменов, например, за счет методов спектрального анализа данных аускультации – звуков, возникающих при дыхании [54]. Перспективнейшим подходом, использующим нанотехнологии, является, так называемый «Электронный нос» – мультисенсорная система распознавания компонентов газовых смесей, предназначенная для ранней диагностики заболеваний по выдыхаемому воздуху [55, 56].

Результаты функциональных исследований верхних дыхательных путей обладают высокой вариабельностью, поэтому, не смотря на довольно большое количество приборов и методов, а также существование такой организации как Международный комитет стандартизации по Риноманометрии (International Committee on Standardization of Rhinomanometry) [14], до настоящего времени не выработаны четкие критерии риноманометрической диагностики, отвечающие стандартам доказательной медицины, как например, спирометрические показатели. Так в работе [57] по данным активной передней и задней риноманометрии изучаются различия аэродинамических характеристик верхних дыхательных путей японских и американских пациентов, относящихся к различным расам – интернациональное сравнение риноманометрических показателей. Сравнительно слабо изучено по критериям доказательной медицины взаимовлияние функциональных показателей верхних и нижних дыхательных путей [10, 89]. При этом, если методы и средства спирометрии являются рутинными в медицинской практике и обладают точными дифференциальными диагностическими критериями

[68, 74, 69, 90-101], то для риноманометрии необходимо разрабатывать количественные показатели контроля функциональных нарушений верхних дыхательных путей.

Сложность методов функциональной диагностики заключается в том, что наличие высокоточных измерительных средств физических величин еще не обеспечивает качество диагностики при отсутствии эталона [92, 93]. В современной риноманометрии первостепенными задачами являются не только метрологическое обеспечение средствами измерения параметров воздушного потока, но и методологические, сводящие к минимуму ошибки обработки данных, погрешности, возникающие при одноразовых измерениях и усреднении данных. Важную роль здесь должны играть информационные технологии, снижающие степень неопределенности при измерениях путем учета свойств объекта контроля, и методы автоматизированного анализа и интерпретации диагностических данных. При этом отсутствие однозначной связи функциональных риноманометрических показателей дыхания с количественными анатомо-морфометрическими параметрами, получаемыми по данным компьютерной томографии, не позволяет проводить функциональную диагностику носового дыхания исключительно по интраскопическим данным, что, к сожалению, часто наблюдается в практической ринологии из-за отсутствия специализированных функциональных диагностических средств.

Литература к разделу 1

1. Гриппи М. Патофизиология легких / М. Гриппи; пер. с англ. – М. : БИНОМ, 1997. – 327 с.
2. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник.– Киев: Наукова думка. – 1990. – 224 с.
3. Вейбель Э.Р. Морфометрия легких человека.– М.: Медицина.– 1970.– 176 с.
4. БРЕСЛАВ И.С. Паттерны дыхания: физиология, экстремальные состояния, патология // Л.: Наука, 1984. – 206 с.

5. БРЕСЛАВ И.С., ИСАЕВ Г.Г. Физиология дыхания // СПб.: Наука, 1994. - 680 с.
6. КУЗНЕЦОВА В.К. Механика дыхания // Руководство по клинической физиологии дыхания / Ред. Л.Л. Шик и Н.Н. Канаев. - Л.: Медицина, Ленингр. отд-ние, 1980.- С.87-108.
7. УЭСТ Дж. Физиология дыхания. Основы: Пер. с англ. - М.: Мир, 1988.- 200 с.
8. Руководство по ринологии / Под ред. Г. З. Пискунова. – М. : Литтерра, 2011. – 960 с.
9. Бабияк В. И. Клиническая оториноларингология. Руководство для врачей / В. И. Бабияк, Я. А. Накатис. – СПб. : Гиппократ. – 2005. – 800 с.
10. Гапанович В. Я. Оториноларингологический атлас / В. Я. Гапанович, В. М. Александров.– Минск : Выш. шк., 1989. – 239 с.
11. Керн Ю. Б. Хирургия носового клапана / Ю. Б. Керн, Т. Д. Уонг // Российская ринология.– 1995.– № 1.– С. 4-31.
12. Шамраева Е. О. Построение моделей черепных имплантатов по рентгенографическим данным / Е. О. Шамраева, О. Г. Аврунин // Прикладная радиоэлектроника. – 2005. – Т.4, № 4. – С. 441-443.
13. Макарова Г. В. Использование ультразвукового сканера «Sinuscore-4» для диагностики параназальных синуситов / Г. В. Макарова // Новости оторино-ларингологии и логопатологии. – 2000. – №1. – С. 51-53.
14. Аврунин О.Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств/ О.Г. Аврунин // Технічна електродинаміка.—2011.—Ч 2, С. 293-298
15. Блоцкий А. А. Феномен храпа и синдром обструктивного сонного апное /А. А. Блоцкий, М. С. Плужников. – СПб. : СпецЛит. – 2002. – 176 с.
16. Bachmann W. Obstructed nasal breathing. Basis investigation: history, inspection, rhinomanometry, allergy [Электронный ресурс] / W. Bachmann. – 2001. – 31 с. – Режим доступа: <http://www.atmosmed.de>.– Загл. с экрана.
17. Палажук О. А. Передняя активная риноманометрия в контроле эффективности хирургического лечения хронического гнойного и

- полипозного синуситов / О. А. Палажук, В. В. Вишняков, Т. А. Сергеева // Вестник отоларингологии. Материалы IV Всероссийской конф. отоларингологов.– 2005.– № 5.– С. 240-242.
18. Cole P. Contemporary rhinomanometry / P. Cole, R. Fenton // J Otolaryngol.– 2006. – № 35(2). – P. – 83-87.
19. The role of paranasal sinuses in the aerodynamics of the nasal cavities / H.F Ismail, E.A. Osman, A.K. AL-Omari, O.G. Avrunin // International Journal of Life Science and Medical Research. – 2012. – 2 (3).– P. 52-55.
20. Computer averaged nasal resistance / K. Naito, P. Cole, R. Chaban, D. Humphrey // Rhinology. – 1989. – № 27(1). – P. 45-52.
21. A fundamental study of rhinomanometry and its clinical application to objective evaluation / K. Naito, S. Iwata, M. Kondo et al. // Auris Nasus Larynx. – 1989. – № 16(2). – P. 99-108.
22. Cole P. Anterior and posterior rhinomanometry / P. Cole, A. Ayiomamitis, M. Ohki et al. // Rhinology. – 1989. – № 27(4). – P. 257-62.
23. Naito K. Unilateral and bilateral nasal resistances: a supplement / K. Naito, P. Cole, D. Humphrey // Rhinology. – 1990. – № 28(2). – P. 91-95.
24. Диагностическое значение риноманометрии при персистирующем (круглогодичном) аллергическом рините/ Б. А. Черняк, Е. К. Сергеева, И. И. Воржева И.И. и др. // Российская ринология. – 2002. – № 2. – С. 46-49.
25. Бойко Н. В. Клиническая ценность передней активной риноманометрии / Н. В. Бойко, В. Н. Колесников // Рос. ринология. – 2006. – №3. – С. 3-7.
26. Бойко Н. В. Активная передняя риноманометрия в оценке изменений носовой резистентности / Н. В. Бойко, В. Н. Колесников // Рос. ринология. – 2005. – № 2. – С. 43.
27. Колесников В. Н. Использование передней активной риноманометрии при диагностике патологии носового клапана / В. Н. Колесников // Рос. ринология. – 2005. – № 2. – С. 146.
28. Состояние дыхательной функции носа при свежих травмах по данным передней активной риноманометрии / Ю. Ю. Русецкий, И. О. Чернышенко,

- М. А. Попов и др. // Вестник оториноларингологии. – М. : «Медиа Сфера». – 2007. – № 5. – С. 29-32.
29. The value of bilateral simultaneous nasal spirometry in the assessment of patients undergoing septoplasty / G. Fyrmpas, D. Kyrmizakis, V. Vital, J. Constantinidis // Rhinology. – 2011. – №49(3). – P. 297-303.
30. Шиленкова В. В. Носовой цикл у здоровых детей / В. В. Шиленкова, В. С. Козлов // Вестник оториноларингологии. – 2008. – №1. – С. 11-16.
31. Кротов А. Ю. Возможности объективной оценки дыхательной функции носа / А. Ю. Кротов // Материалы 8-го съезда отоларингологов Украины. – Киев. – 1995. – С. 56.
32. Пухлик С. М. Медикаментозный ринит, вызванный длительным применением назальных деконгестантов / С. М. Пухлик, А. В. Гапонюк // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2000. – № 6. – С.37-39.
33. Клиническая эффективность применения биопарокса после ринохирургических вмешательств при персистирующем (круглогодичном) аллергическом рините / Е. В. Носуля, И. А. Ким, Р. В. Киборт и др. // Российская ринология. – 2001. – № 3. – С. 17-20.
34. Пат. 2008799 Российская Федерация МПК А61В5/08. Устройство для определения проводимости носовых ходов / Лайко А. А., Лысый В. А., Момот А. Д. Заявитель и патентообладатель Лайко А. А., Лысый В. А., Момот А. Д.– № 4918878/14; заявл. 08.01.1991; опубл. 15.03.94, Бюл. № 5.
35. Борзов Е. В. Исследование носового дыхания методом компьютерной пневмотахометрии / Е. В. Борзов, С. Б. Лопатин // Российская ринология. – 1996. – № 2–3. – С. 42-43.
36. Пат. 50463А Україна: МПК А61В5/08. Ринопневмометр / Мітін Ю. В., Джурко Д. Р., Чернов А. Б. Заявитель и патентообладатель Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця.– № 2002010447; заявл. 17.01.2002; опубл. 15.10.2002, Бюл. № 10.
37. Варіанти аеродинаміки «клапана» носа при різній патології носа і навколоносових пазух / Ю. В. Мітін, Л. Р. Джурко, С. В. Скицюк, А. Б. Чернов // ЖВНГХ. – 2003. – № 1. – С. 24-30.

38. Ульянов Ю. П. Нормограмма аэродинамики носа / Ю. П. Ульянов // Рос. Ринология. – 1996. – № 5. – С.15-17.
39. Пискунов В. С. Исследование аэродинамики воздушного потока в полости носа / В. С. Пискунов // Российская ринология. – 2000. – № 2. – С. 12-15.
40. Синус-катетер ямик в терапии синуситов у детей / В. В. Шиленкова, В. С. Козлов, Л. Л. Державина, А. А. Шиленков// Российская ринология. Научно-практический журнал. – 2003. – № 3. – С. 7-12.
41. Correlation between subjective assessment and objective measurement of nasal obstruction/ G. Zhang, R. Fenton, R. Rival et al. // Zhonghua. – 2008. – №43(7). – P. 484-489.
42. Study and application of a mathematical model for the provisional assessment of areas and nasal resistance, obtained using acoustic rhinometry and active anterior rhinomanometry/ G. Zambetti, M. Moresi, R. Romeo, F. Filiaci // Clin. Otolaryngol. Allied Sci. – 2001. – №26 (4). – 286-293.
43. Szucs E. Acoustic rhinometry and rhinomanometry in the evaluation of nasal patency of patients with nasal septal deviation / E. Szucs, P. Clement // Am. J. Rhinol. – 1998. – №12 (5). – P. 345-352.
44. Hilberg O. Objective measurement of nasal airway dimensions using acoustic rhinometry: methodological and clinical aspects / O. Hilberg // Allergy. – 2002. – № 57. – Suppl. №70. – P. 5-39.
45. Min YG. Measurements of cross-sectional area of the nasal cavity by acoustic rhinometry and CT scanning / Y. Min., J. Jang // Laryngoscope. – 1995. – № 105. –P. 757-759.
46. Nasal cavity geometry measured by acoustic rhinometry and computed tomography / L. Gilian, A. Coste, F. Ricolfi et al. // Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.– 1997. – 123(4). – P. 401-405.
47. Corey J. Anatomic correlates of acoustic rhinometry as measured by rigid nasal endoscopy / J. Corey, V. Nalbone, B. NG // Otolaryngol Head Neck Surg. – 1999. – № 121(5). – P. 572-576.
48. Cankurtaran M. Acoustic rhinometry in healthy humans: accuracy of area

- estimates and ability to quantify certain anatomic structures in the nasal cavity / M. Cankurtaran, H. Celik, M. Coekun et al. // *Ann Otol. Rhinol. Laryngol.* – 2007. – № 116 (12). – P. 906-916.
49. Козлов В. С. Акустическая ринометрия и передняя активная риноманометрия в исследовании носового цикла / В. С. Козлов, Л. Л. Державина, В. В. Шиленкова // *Российская ринология.* – 2002. – № 1. – С. 4-11.
50. Смагіна Т. В. Комбінована імунофармакотерапія та ентеросорбція в лікуванні хворих та цілорічний алергічний риніт / Т. В. Смагіна // *Журнал вушних, носових і горлових хвороб.* – 2007. – № 4. – С. 23-26.
51. Austin CE. Acoustic rhinometry compared with posterior rhinomanometry in the measurement of histamine- and bradykinin-induced changes in nasal airway patency / C. Austin, J. Foreman // *Br. J. Clin. Pharmacol.* – 1994. – №37(1). – P. 33-7.
52. Dimensional changes of the nasal cavity after transpalatal distraction using bone-borne distractor: an acoustic rhinometry and computed tomography evaluation / A. Aras, M. Akay, I. Cukurova et al. // *J. Oral Maxillofac. Surg.* – 2010. – № 68 (7). – P. 1487-1497.
53. Державина Л. Л. Риноманометрия и акустическая ринометрия/ Л. Л. Державина // *Российская ринология.* – 1996. – №2–3. – С. 48-49.
54. Евсеева В. В. Акустическая ринометрия и риноманометрия/ В. В. Евсеева // *Российская ринология.* – 2005. – № 1. – С. 22-26.
55. Nasal airway volume and resistance to airflow / G. Zhang, P. Solomon, R. Rival et al. // *Am. J. Rhinol.* – 2008. – № 22(4). – P. 371-375.
56. Acoustic rhinometry in the evaluation of nasal obstruction/ R. Roithmann, P. Cole, J. Chapnik et al. // *Laryngoscope.*– 1995.– № 105.– 275-281.
57. Acoustic rhinometry, rhinomanometry, and the sensation of nasal patency: a correlative study // R. Roithmann, P. Cole, J. Chapnik et al. // *J Otolaryngol.* – 1994. – № 23(6). – P. 454-458.

58. Николенко В. Н. Способ определения размеров хоан и носовых ходов на всем их протяжении / В. Н. Николенко, Л. А. Гооге, В. Н. Сальников // Вісник проблем біології і медицини. – 2003. – № 4. – С. 14-15.
59. Сакало С.М., Семенець В.В., Азархов О.Ю. Надвисокі частоти в медицині (терапія і діагностика): Навч. посіб. – Х.: ХНУРЕ; Колегіум, 2005. – 264 с.
60. A bio-inspired two-layer multiple-walled carbon nanotube-polymer composite sensor array and a bio-inspired fast-adaptive readout circuit for a portable electronic nose / L. Wang, K. Tang, S. Chiu et al. // Biosens. Bioelectron. – 2011. – № 26(11). – P. 4301-4307.
61. External validation of exhaled breath profiling using an electronic nose in the discrimination of asthma with fixed airways obstruction and chronic obstructive pulmonary disease / N. Fens, A. Roldaan, M. Van der Schee et al. // Clin. Exp. Allergy. – 2011. – № 41(10). – P. 1371-1378.
62. An international comparison of rhinomanometry between Canada and Japan / K. Naito, S. Iwata, P. Cole et al. // Rhinology. – 1991. – №29(4). – P. 287-294.
63. Ульянов Ю. П. Септопластика под контролем аэродинамики носа / Ю. П. Ульянов // Врач. – 2000. – № 6. – С. 28-31.
64. Юнусов А. С. Передняя активная риноманометрия при деформации перегородки носа у детей старшей возрастной группы / А. С. Юнусов, О. И. Попова // Российская ринология. – 2009. – № 2. – С. 118.
65. Садыхов Ф. А. Компьютерная риноманометрия в выборе оптимального метода лечения хронических ринитов / Ф. А. Садыхов // Материалы итоговой конференции военно-научного общества слушателей и ординаторов I факультета. – СПб. : ВМедА. – 2006. – С. 170.
66. Говорун М. И. Компьютерная риноманометрия как инструмент системы качества медицинской помощи в ринологии / М. И Говорун, Ф. А. Садыхов // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2006. – № 3с. – С. 198-199.

67. Говорун М. И. Основные принципы оценки качества хирургического вмешательства в полости носа / М. И. Говорун, К. В. Герасимов, Ф. А. Садыхов // Журнал ушных, носовых і горловых хвороб. – 2006. – № 5. – С.
68. Аврунин О.Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств/ О.Г. Аврунин//Технічна електродинаміка.—2011.—Ч 2, С. 293-298
69. Державина Л. Л. Оценка функциональных результатов микроэндоскопических эндоназальных операций методами акустической ринометрии и риноманометрии / Л. Л. Державина, А. А. Шиленков// Рос. ринология.– 1998.– №2.– С. 66.
70. Grymer L. F. Reduction rhinoplasty and nasal patency: change in the cross-sectional area of the nose evaluated by acoustic rhinometry / L. F. Grymer // Laryngoscope. – 1995. – № 105. – P. 429-431.
71. Acoustic rhinometry: Evaluation of nasal cavity geometry by acoustic reflection/ O. Hilberg, A.C. Jackson, D.L. Swift, O.F. Pedersen // J. Appl. Physiol. – 1989. – Vol. 66. – P. 295-303.
72. Функциональная анатомия и хирургия носа и околоносовых пазух / С. З. Пискунов, Г.З. Пискунов, В.В. Харченко, А.А. Должиков // Курск: КГМУ. – 2004. – 115 с.
73. Покровский В. М. Физиология человека / (В. М. Покровский, Г. Ф. Коротько); под. ред. В. М. Покровского и Г. Ф. Коротько // Серия: Учебная литература для студентов медицинских вузов. – М. : Медицина, 2007. – 656 с.
74. Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Р. С. Томашевский и др. // «Технічна електродинаміка». Тематичний випуск. Проблеми сучасної електротехніки. Част. 3. – Київ : Інститут електродинаміки НАНУ, 2008. – С. 119-124.
75. Лопата В. А. Медико-технические требования к флоуспирометрам: стандарты, перспективы и возможности выполнения / В. А. Лопата // Український пульмонологічний журнал. – 2005. – № 3 (додаток). – С. 46-49.

76. Лойцянский Л. Г. Механика жидкости и газа / Л. Г. Лойцянский. – М. : Наука, 1970. – 904 с.
77. Абрамов Е. И. Элементы гидропривода: Справочник / Е. И. Абрамов, К. А. Колесниченко, В. Т. Маслов. – Киев: Техніка, 1977. – 320 с.
78. Элементы и устройства пневмоавтоматики высокого давления: Отраслевой каталог / (Е. А. Рагулин, Ж. М. Кривко, А. Ф. Караго и др.); под. ред. А. И. Кудрявцева. – М. : ВНИИТЭМР, 1990. – 184 с.
79. Aerodynamics of Nasal Airways with Application to Obstruction Chometon F., Gillieron P., Laurent J. et al. – [Электронный ресурс] / Режим доступа: http://www.nasalspray.com/pdf/nasal_airway_aerodynamics.pdf. – Загол. с экрана.
80. Старшов А. М. Spiroграфия для профессионалов / А. М. Старшов, И. В. Смирнов.– М. : Познавательная книга пресс, 2003. – 77 с.
81. Физические параметры, характеризующие организм человека [Электронный ресурс]. – 03.01.2011. – 4 с.– Режим доступа: <http://www.everyday.com.ua>. – Загл. с экрана.
82. Гриппи М. А. Патофизиология легких, изд. 2-е. испр. / Майкл А. Гриппи - М.; Спб.: ЗАО "Издательство БИНОМ", "Невский диалект", 2000. – 344 с.
83. Фалова О. Е. Физиология дыхательной системы: методические указания к лабораторной работе по курсу «Физиология человека» / О. Е. Фалова. – Ульяновск: УлГТУ, 2006. – 24 с.
84. Старшов А. М. Spiroграфия для проффесионалов. Методика и техника исследования функций внешнего дыхания / А. М. Старшов, И. В. Смирнов – М.: Познавательная книга пресс, 2003. – 80 с.
85. Сахно Ю. Ф. Исследование вентиляционной функции легких: учебно-методическое пособие / Сахно Ю. Ф., Дроздов Д. В., Ярцев С. С. – М.: Издательство РУДН, 2005. – 83 с.
86. Lung function tests: Physiological principles and clinical applications / Ed. By J. M. V. Hughes, N. B. Pride. - London ttc.: Saunders, 1999. – 314p.

87. Согласованное заявление Европейского Респираторного общества (ERS). Оптимальная оценка и лечение хронической обструктивной болезни легких // Русский медицинский журнал. – 1998. – №3. Прил. – С 3-30.
88. Фещенко Ю. И. Проблемы хронических обструктивных заболеваний легких / Ю. И. Фещенко // Украинский пульмонологический журнал. – 2002. – №1. – С. 5-10
89. Standardisation of spirometry / [M. R. Miller; R. Crapo; J. Natkinson et al.]; edited by V. Brusasco // Eur. Respiratory Journal. – 26'2005. – 319-338 pp.
90. Бронхиальная астма у взрослых. Атопический дерматит: Клинические рекомендации / Под ред. А. Г. Чучалина. – М.: Атмосфера, 2002. – 253 с.
91. Сокол Є. І. Дихальна система людини, її захворювання та методи діагностики / Є. І. Сокол, Р. С. Томашевський, Ю. М. Гура // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: матеріали XVI міжнародної науково-практичної конференції. – Харків: НТУ «ХП», 2008. – Ч.1. – С. 440.
92. Компьютерная риноманометрическая система Мастер Скоп Рино Erich JAEGER [Электронный ресурс] / Сайт Компании Парамед. – Режим доступа: <http://www.paramed.com.ua>. – Загл. с экрана.
93. Риноманометр RhinoStream Heinemann Medizintechnik. – [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.heinemann.ru>. – Загл. с экрана.
94. Риноманометр компьютерный РИНОЛАН. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.mitsar-eeg.ru>. – Загл. с экрана.
95. Гаджимирзаев Г. А. Парадоксы современной ринопульмонологии и пути их решения / Г. А. Гаджимирзаев // Российская ринология. – 1995. – №2. – С. 24-29.
96. Куцяк О. А. Критерії оцінювання параметрів моніторингу зовнішнього дихання / О. А. Куцяк // Електроніка і зв'язь. – 2011. – № 11. – С. 121-123.
97. Лопата В. А. Алгоритм и процедура калибровки в программном обеспечении спирометрической аппаратуры / В. А. Лопата, Ю. С. Синекон, М-А. А. ЭльЩебах // Электроника и связь. – 2011. – № 2. – С. 126-129.

98. Бокерия Л.А. Актуальность экспертизы (метрологической оценки) современных измерительных медицинских методик и приборов для интенсивной терапии, реанимации, функциональной диагностики и кардиохирургии / Л. А. Бокерия, Б. И. Леонов, В. И. Лищук // Клиническая физиология кровообращения. – М. : НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН. – 2005. – №3. – С. 65-78.
99. Сакало С.М., Семенец В.В., Азархов О.Ю. Надвисокі частоти в медицині (терапія і діагностика): Навч. посіб. – Х.: ХНУРЕ; Колегіум, 2005. – 264 с.
100. Приходько Ю. Б. Влияние статистической природы нормативных значений диагностического параметра на качество диагностирования / Ю. Б. Приходько, А. Ф. Троеглазов, В. А. Корнев // Известия Томского Политехнического университета. – 2002. – Том 305. – № 5. – С. 45-49.
101. Дуденко В.Г., Аврунин О.Г., Тымкович М.Ю., Куринной В.В. Построение персонализированной анатомической модели диафрагмы человека. / Ж. Експериментальна і клінічна медицина. Харків. – №2 (63), 2014. – с. 68-70.
102. Выбор метода сегментации костных структур на томографических изображениях / Е.О. Шамраева, О.Г. Аврунин // Бионика интеллекта. – 2006. – № 2 (65). – С. 83-87.
103. Возможности реконструкции черепных дефектов по данным краниографии / О. Г. Аврунин, А. И. Бых, Е.О Шамраева //Технічна електродинаміка.– Тем. випуск «Силова електроніка та енергоефективність» .– 2008.– Т. 4.– С. 113-116.

2. ПЕРВИЧНЫЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ В ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВАХ СПИРОМЕТРИИ И РИНОМЕТРИИ

2.1. Сравнительная характеристика датчиков расхода воздуха для аппаратуры функциональной диагностики

Под термином первичный измерительный преобразователь понимают преобразователь непосредственно измеряемой величины (в данном случае объемную скорость воздушного потока или расход) в удобный для последующей обработки сигнал. От типа используемого преобразователя зависят масса и размеры диагностического спирометра, а также его точность и устойчивость к воздействиям, в том числе и к санитарной обработке [1]. При этом следует иметь в виду, что использование бактерицидных фильтров упрощает санитарную обработку, однако вносит дополнительное сопротивление в измерительный канал, снижая тем самым точность спирометра [2].

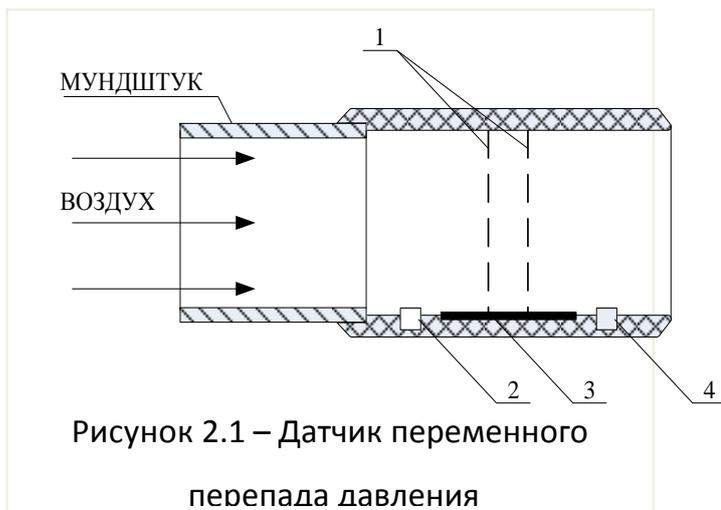
Наиболее часто в аппаратуре для исследования функции внешнего дыхания (ФВД) (особенно стационарной) применяются, так называемые расходомеры переменного перепада давления (рис. 2.1), основанные на изменении дифференциального давления на пневматическом сопротивлении [3, 4], в зависимости от объемной скорости воздушного потока. В общем виде зависимость может быть представлена выражением:

$$Q = \alpha \cdot S \sqrt{2 \frac{\Delta P}{\rho}}, \quad (2.1)$$

где Q – расход, α – передаточный коэффициент, S – проходная площадь устройства, ΔP – перепад давления, ρ – плотность потока воздуха.

К датчикам этого типа относятся трубки Флейша, Лилли, Пито, сопло Вентури. Основными составными частями датчика является преобразователь 1, создающий перепад давления (набор трубок, сетка, диафрагма и т.д.), и два датчика давления 2 и 4 [5, 6]. В настоящее время серийно производятся преобразователи, представляющие собой дифференциальный манометр в компактной сборке [7]. Проблемой при

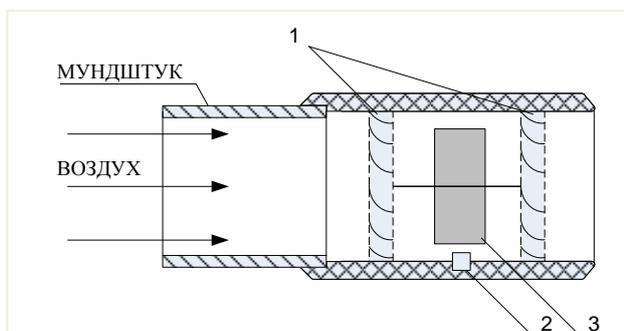
использовании трубок Флейша и Лилли является конденсация влаги на резистивном элементе. Для предотвращения этого датчик подогревают с помощью нагревательного элемента 3 (см. рис. 2.1) до температуры 35-40 °С. Это, в свою очередь, приводит к необходимости дополнительного расхода энергии, что нежелательно в портативном диагностическом спирометре.



В настоящее время, в связи с появлением электронных датчиков давления с высокой чувствительностью, все чаще используются преобразователи с довольно низкими значениями пневматического сопротивления измерительного канала (сопло Вентури, трубка Пито) [8]. Также к достоинствам датчиков перепада давления следует отнести возможность определения направления потока воздуха.

Основная погрешность сужающих устройств составляет $\pm 1\%$ на постоянных расходах. Постоянная времени зависит от конкретной конструкции и составляет от 2 до 30 мс. Частая санитарная обработка или попадание слизи на резистивный элемент приводит к существенному снижению надежности датчика, а нелинейность его передаточной характеристики затрудняет обработку результатов измерений [2, 9, 10].

Немного реже в аппаратуре функциональной диагностики используются турбинные преобразователи объемной скорости, в которых поток воздуха приводит к вращению подвижного элемента (тахометрический метод измерения расхода) [11, 12, 13, 14].



На рисунке 2.2 представлен турбинный датчик, который состоит из следующих элементов: направляющий аппарат 1 в виде крыльчаток для придания воздушному потоку вращательного движения, тахометр 2 и ротор 3, выполненный в виде пластины. Реже встречаются конструкции с ротором, выполненным в виде крыльчатки. В рабочем диапазоне, который может составлять 1:200, передаточная характеристика на постоянном расходе обычно описывается выражением

$$Q = k \cdot \omega + b, \quad (2.2)$$

где ω – угловая скорость; k – передаточный коэффициент; b – постоянная смещения.

Основная погрешность преобразования составляет $\pm 1,0-0,25$ % на постоянных расходах, постоянная времени составляет от 1 мс. Современные модели промышленно-выпускаемых датчиков обладают низким пневматическим сопротивлением (порядка 25-50 Па·с/л при расходе 10 л/с) и достаточно высокой чувствительностью [9, 10, 4, 15]. К достоинствам этого типа датчиков следует отнести хорошие массогабаритные показатели и возможность определения направления потока воздуха. Особо следует отметить низкое влияние физических свойств потока (например, плотности), на сегодня существуют конструкции, в которых это влияние отсутствует вовсе [16]. Недостатками турбинных датчиков является сложность санитарной обработки, поскольку механическое воздействие на ротор может привести к его повреждению.

Еще реже в аппаратуре функциональной диагностики применяются термокондуктометрические датчики [2]. Принцип их работы, основан на эффекте изменения электрического сопротивления нагретого терморезистора, охлаждаемого воздушным потоком [3, 10]. Термокондуктометрический датчик изображен на рис. 2.3, где 1 – терморезистор, подогреваемый импульсным током. Передаточная характеристика может быть получена из уравнения теплообмена

$$I^2 R = S \cdot \Delta T (a + bQ^c), \quad (2.3)$$

где I – действующее значение тока; R – величина сопротивления

терморезистора; S – площадь охлаждения терморезистора; ΔT – перепад температур; a, b, c – калибровочные константы.

Недостатками

термокондуктометрического датчика являются нелинейность передаточной характеристики, высокая инерционность, невозможность определения направления потока воздуха. Кроме того, материал

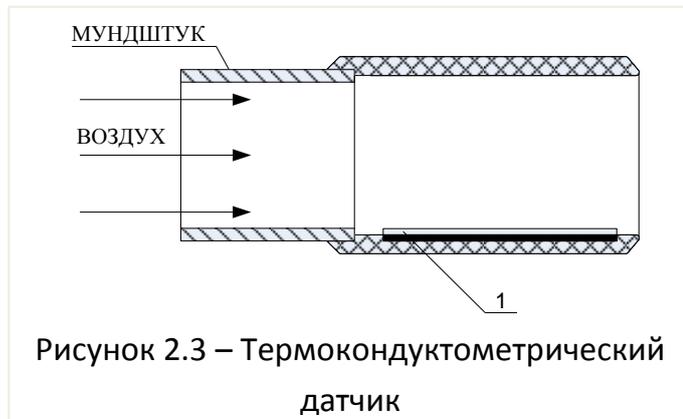


Рисунок 2.3 – Термокондуктометрический датчик

терморезистора крайне неустойчив к санитарной обработке и механическим повреждениям, а, следовательно, датчик имеет невысокую надежность. В настоящее время существуют серийно выпускаемые модели датчиков, выполненные в корпусе, в которых площадь охлаждения достигает нескольких миллиметров [17]. Это существенно снижает постоянную времени, однако еще больше усложняет процесс дезинфекции.

К преимуществам этого типа датчиков следует отнести крайне малое сопротивление потоку воздуха, которое можно сравнить с сопротивлением отрезка гладкостенной трубы [2].

В настоящее время делаются попытки использования в диагностических спирометрах ультразвуковых датчиков [11]. В основе работы этих датчиков лежит взаимосвязь между скоростью потока и скоростью распространения УЗ колебаний между двумя точками трубки (эффект Доплера). В качестве излучателей и приемников ультразвука используются пьезокерамические кольца 1, расположенные перпендикулярно измерительному каналу на некотором расстоянии друг от друга (см. рис. 2.4).

Основным недостатком ультразвуковых датчиков является низкая точность и чувствительность при работе с газами, особенно на малых расходах. Также такие датчики обладают нелинейной передаточной характеристикой, которую обычно заменяют полиномом высокого порядка

[18]. Преимуществами являются отличные динамические характеристики и малое сопротивление потоку. Кроме того, данный тип датчика обеспечивает простоту дезинфекции и санитарной обработки и возможность определения направления потока воздуха.

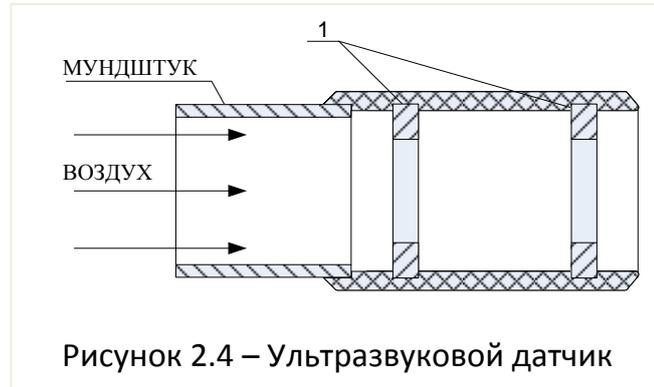


Рисунок 2.4 – Ультразвуковой датчик

Среди перспективных направлений следует отметить датчики расхода, реализованные на волоконно-оптических преобразователях давления [19]. Принцип работы таких датчиков основан на изменении угла отражения светового луча от подвижного зеркала, которое выполнено в виде мембраны. На сегодня область использования таких датчиков ограничена крайне малым диапазоном измеряемых расходов.

Сравнивая достоинства и недостатки рассмотренных датчиков для измерения расхода можно сделать следующий вывод:

1. Для использования в стационарной аппаратуре для функциональных исследований (риноманометрия, спирометрия и т.д.) целесообразно применить датчик расхода, основанный на регистрации перепада давлений в диффузоре типа сопло Вентури и других сужающих устройствах. Такие преобразователи обладают низким пневматическим сопротивлением и высокой повторяемостью характеристики в обоих направлениях прохождения воздушного потока. [22]

2. В портативной диагностической аппаратуре наиболее целесообразно использовать тахометрический метод и применить датчик турбинного типа [20, 21]. Такой датчик имеет передаточную характеристику в рабочем диапазоне близкую к линейной, приемлемое для данного класса аппаратуры пневматическое сопротивление, низкие массогабаритные и стоимостные показатели. Кроме того, данный тип датчика позволяет проводить измерения, как на вдохе, так и на выдохе, а

использование одноразовых сменных турбин исключает передачу инфекции от больного пациента здоровому.

Далее будут рассмотрены методики расчета и определения функции преобразования для наиболее распространенных на сегодняшний день конструкций медицинских первичных преобразователей расхода воздуха.

2.2. Методика расчета расходомера переменного перепада давления для задач риноманометрии

2.2.1. Расчет основных параметров

Первичные преобразователи (датчики) расхода воздуха – расходомеры на основе сопла Вентури работают на основе искусственного создания местного сужения потока, часть потенциальной энергии которого переходит в кинетическую. Средняя скорость потока в месте его сужения повышается, а статическое давление становится меньше статического давления до сужения согласно закону Бернулли. Разность давлений (перепад) тем больше, чем больше скорость воздуха и может, соответственно, служить мерой расхода. Рассмотрим методику расчета сопла Вентури с учетом требований ГОСТ 10921 [22] для измерения расхода воздуха в инспираторном цикле носового дыхания. Теоретическим обоснованием к применению сопла Вентури с квадратичной функциональной зависимостью перепада давления от расхода [23] является наличие турбулентного режима течения воздуха в носовой полости, что подтверждается данными большинства исследований [24–29]. На рис. 2.5 представлена полуконструктивная схема устройства для определения расхода с помощью сопла Вентури, где в корпусе 1 выполнено отверстие 2 диаметром d , в котором с помощью отверстия 3 и преобразователя давления ПД1(p_1) дифференциального типа с аналоговым выходом измеряется перепад давлений. Сообщение трубки 3 с входным каналом (приемником) «-» в преобразователе ПД1 соответствует измерению разряжения (вакуума) в трубопроводе, а канал «+»,

измеряющий атмосферное давление, позволяет получить значение перепада давлений между входными каналами.

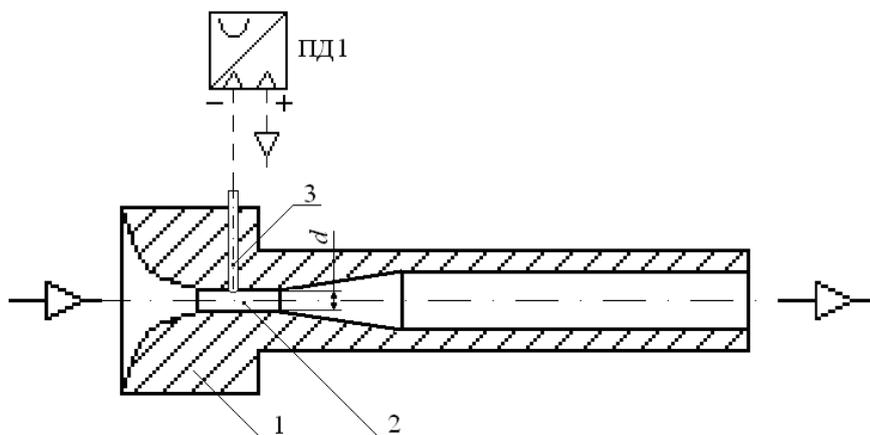


Рисунок 2.5 – Полуконструктивная схема расходомера на основе сопла Вентури

Для расчета диаметра сопла Вентури вводим следующие исходные данные и ограничения:

1. Максимальный расход, развиваемый человеком при дыхании ртом, не превышает на входе $Q_{\text{макс}} \leq 8$ л/с и на выходе $Q_{\text{макс}} \leq 16$ л/с [30]. При риноманометрии, в зависимости от состояния здоровья, возраста и болезней носовых проходов расход не может достигать при форсированном входе даже 2 л/с;

2. Использование диаметра сопла с диаметром менее 7 мм ($d < 7$ мм) приводит к существенному затруднению дыхания пациентом, особенно на режимах повышенной интенсивности по частоте и амплитуде;

3. Применяемые для измерения давления преобразователи должны использоваться в оптимальном диапазоне до $2/3$ от максимального значения шкалы с целью повышения точности измерений;

4. При интенсивном учащенном дыхании человека рост давления в единицу времени достигает $\Delta p(t) = 25,7$ кПа/с (например, при интенсивном дыхании носом повышение давления до 9 кПа происходит в течение 0,35 с, что соответствует примерно 43-м вдохам в мин).

5. При использовании сопла Вентури следует учитывать неревверсивность этого устройства, т.е. измерения расхода возможны только при течении потока воздуха в направлении «сопло-диффузор», а не наоборот (при использовании конфузора);

6. Максимальное давление, развиваемое потоком проходящего через сопло воздуха, не должно превышать физиологических возможностей человека (точнее, его мускульных возможностей в качестве привода легких для реализации циклов расширения и сжатия). В результате анализа данных литературы [31, 32], а так же по результатам проведенных собственных исследований установлено:

– максимальное значение избыточного давления составляет $0,15 \text{ кгс/см}^2$ или $\sim 15 \text{ кПа}$;

– максимальное разрежение составляет $0,4 \text{ кгс/см}^2$ или $\sim 40 \text{ кПа}$.

Полученные результаты позволяют произвести предварительный выбор преобразователей давления по максимальным значениям. В частности, считая в первом приближении, что давление, создаваемое расходомером из-за сопротивления потоку воздуха в его самой узкой части, не должно превышать 30 % развиваемого человеком, можно определить максимальные значения давления в преобразователях – 5 кПа в цикле выдоха (избыточное давление) и 10 кПа в цикле вдоха (разрежение или вакуум). В ряде случаев полученные экспериментальные данные показывают, что перепад давлений в цикле вдоха может быть существенно выше (более 20 кПа при интенсивном дыхании [33]), поэтому необходимо предусмотреть возможность использования преобразователей на максимальное давление не менее 30 кПа.

Рассмотрим конструкцию устройства для диагностирования перепадно-расходных характеристик только для инспираторного цикла дыхания. Для расчета диаметра сопла Вентури воспользуемся расчетными формулами для определения значения расхода [23, 22]

$$Q = 10^{-3} \mu \varepsilon \varepsilon_c \frac{\pi d^2}{4} \sqrt{\frac{2 \cdot 10^3}{\rho_a} \Delta p_1}, \text{ л/с}, \quad (2.4)$$

где μ – коэффициент расхода для расходомера принятой конструкции; ε – поправочный коэффициент, учитывающий расширение атмосферного воздуха в расходомере; ε_c – поправочный коэффициент, учитывающий расположение расходомера; d – диаметр сопла, мм; ρ_a – плотность воздуха, кг/м³; Δp_1 – перепад давлений на преобразователе давления ПД1 с двумя измерительными отверстиями, одно из которых для измерения отрицательного давления (разряжения или вакуума) в сопле диффузора подключено к электрическому выходу, а второе сообщается с атмосферой, кПа.

Плотность воздуха определяется по формуле

$$\rho_a = \frac{p_a}{R_a \cdot T_a} \approx \frac{p_a}{R_n \cdot (273,15 + t^\circ C)} \left[\frac{\text{Па}}{\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}} \cdot \text{К}} = \frac{\text{Н} \cdot \text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{Н} \cdot \text{м}} = \frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right] = \quad (2.5)$$

$$= \frac{98,1 \cdot 10^3 p_a^1}{288 \cdot 735,6 \cdot (273,15 + t^\circ C)} = 0,463 \frac{p_a^1}{273,15 + t^\circ C}, \text{кг/м}^3,$$

где p_a – атмосферное давление, Па; p_a^1 – атмосферное давление [мм рт. столба], которое связано с давлением в [Па] равенством $98,1 \cdot 10^3 = 735,6$ мм. рт. столба; R_a – газовая постоянная при атмосферном

давлении, имеющая размерность $\left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}} = \frac{\text{Н} \cdot \text{м}}{\text{кг} \cdot \text{К}} \right]$, значение которой

принимают постоянным во всем диапазоне изменения атмосферного давления, принимая равным значению газовой постоянной R_n для нормальных атмосферных условий по ГОСТ 19862 – при температуре воздуха $T_n = 20^\circ C$ и давлении $p_n = 101,325$ кПа (760 мм рт. столба)

$$R_a \approx R_n = 288 \frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}, \quad (2.6)$$

$T_a = 273,15 + t^\circ C$ – абсолютная температура, измеренная в градусах Цельсия $[^\circ C]$ перед проведением тестирования.

Порядок выбора поправочных коэффициентов [34]:

– для принятой конструкции расходомера рекомендуемое значение коэффициента $\varepsilon_c = 1$;

– значение коэффициента $\varepsilon = 1$ принимают при соотношении $\Delta p_1 \cdot \Delta \leq 2$ кПа, а при $\Delta p_1 \cdot \Delta > 2$ кПа вычисляют по формуле

$$\varepsilon = 1 - \frac{3}{4 \cdot \chi} \cdot \frac{\Delta p_1 \cdot \Delta}{p_n}, \quad (2.7)$$

где $\Delta = \frac{p_n \cdot T_a \cdot R_a}{p_a \cdot T_n \cdot R_n}$ – отношение плотностей воздуха; $\chi = 1,4$ – показатель адиабаты.

Например, при максимальном перепаде давлений $\Delta p_1 = 10$ кПа и $\Delta \approx 1$ коэффициент ε принимает минимальное значение

$$\varepsilon = 1 - \frac{3}{4 \cdot \chi} \cdot \frac{\Delta p_1 \cdot \Delta}{p_n} = 1 - \frac{3}{4 \cdot 1,4} \cdot \frac{10 \cdot 1}{101,325} = 0,947. \quad (2.8)$$

Таким образом, формула для расчета расхода принимает следующую форму записи

$$Q = 10^{-3} \cdot \varepsilon \cdot \mu \frac{\pi d^2}{4} \sqrt{\frac{2 \cdot 10^3}{0,463 \frac{p_a^1}{273,15 + t^{\circ}C}} \Delta p_1}, \text{ л/с}, \quad (2.9)$$

или после промежуточных вычислений

$$Q = 0,0516 \cdot \varepsilon \cdot \mu \cdot d^2 \sqrt{\frac{273,15 + t^{\circ}C}{p_a^1} \Delta p_1}, \text{ л/с}, \quad (2.10)$$

из которой получим окончательную формулу для расчета диаметра сопла

$$d = \sqrt{\frac{Q}{0,0516 \cdot \varepsilon \cdot \mu \sqrt{\frac{273,15 + t^{\circ}C}{p_a^1} \Delta p_1}}}. \quad (2.11)$$

Для практического расчета диаметра сопла Вентури принимаем предварительно постоянными следующие параметры:

– $\Delta p_1 = p_{1\text{макс}}$ – максимальное рабочее давление преобразователя давления (по паспорту);

– $\varepsilon = 1$ – подлежит уточнению по формуле (2.7);

– $\mu = 0,98$ – значение коэффициента расхода, находящееся в диапазоне рекомендуемых [22], и которое подлежит уточнению при конструкторско-доводочных испытаниях;

– $p_a^1 = 760$ мм рт. столба – предварительно задаваемое значение атмосферного давления, которое подлежит учету при каждом измерении расхода через сопло Вентури;

– $t = 20^\circ C$ – температура воздуха в измеряемом помещении, которая также подлежит учету при каждом измерении расхода.

Получаемые расчетные данные подлежат уточнению при проведении стендовых испытаний, в том числе при метрологической аттестации устройства. Для повышения точности измерений целесообразно для пациентов с разными физическими возможностями предусмотреть сопла Вентури с разными диаметрами входных отверстий 7; 8 и 9 мм, соответственно, для малых (до 4 л/с), средних (до 6 л/с) и больших (до 8 л/с) расходов воздуха при вдохе (рис. 2.6).



Рисунок 2.6 – Сопла Вентури с разными диаметрами входных отверстий

Расчет коэффициента аэродинамического сопротивления для сопла Вентури осуществлялся по формуле [22]

$$A_B = \frac{\lambda \cdot \rho \cdot L_B}{2 \cdot d \cdot S_B} = \frac{8 \cdot \lambda \cdot \rho \cdot L_B}{\pi^2 \cdot d^5}, \quad (2.12)$$

где $\lambda = 0,32 / \text{Re}^{0,25}$ – коэффициент Дарси для турбулентного режима течения воздуха; $\rho = 1,205 \text{ кг/м}^3$ – плотность воздуха; d – диаметр входного отверстия сопла; L_B – длина наиболее узкой части сопла; S_B – площадь сечения наиболее узкой части сопла.

Учитывая, что $L_B = 0,5 d$ [23, 22], окончательно получаем

$$A_B = \frac{4 \cdot \lambda \cdot \rho}{\pi^2 \cdot d^4}. \quad (2.13)$$

Значения коэффициента аэродинамического сопротивления A_B для сопел Вентури разных диаметров приведены в табл. 2.1.

Таблица 2.1 – Значения коэффициента аэродинамического сопротивления A_B для сопел Вентури разных диаметров при турбулентном режиме ($\text{Re} = 20000$)

| Диаметр сопла d , мм | Коэффициент аэродинамического сопротивления, МПа·с ² /м ² |
|---------------------------|--|
| 7 | 5,42 |
| 8 | 3,18 |
| 9 | 1,98 |

Применение метода измерения расхода воздуха на основе сопла Вентури является актуальным для задач риноманометрии, что связано с простотой измерений, небольшим входным аэродинамическим сопротивлением сопла и легкостью санитарной обработки устройства. Недостатками метода является сравнительная сложность прецизионного изготовления сопла, от геометрических параметров которого зависит точность измерений, а так же нереверсивность, что при регистрации инспираторной и экспираторной фаз дыхания приводит к последовательному соединению двух противоположно ориентированных расходомеров.

2.2.2. Результаты экспериментальных исследований устройства для исследования перепадно-расходных характеристик при анализе тестовых аэродинамических сопротивлений

Для оценки возможностей теоретических расчетов аэродинамических сопротивлений носовых проходов необходимо было провести серию экспериментов, связанных с отработкой конструкции устройства для исследования перепадно-расходных характеристик (ПРХ) и определением аэродинамических характеристик типовых сопротивлений, встречающихся на практике, в том числе, местных на расширение, сужение и поворот потока, и по длине трубопровода [35].

Пневматическая комбинированная принципиальная схема устройства ПРХ для тестирования местных аэродинамических сопротивлений представлена на рис. 2.7. К выходному отверстию корпуса расходомера РА через переходник монтируется тестируемое сопротивление (или комплект сопротивлений), обозначенное нерегулируемым дросселем ДР1. Изменение расхода воздуха, проходящего через дроссель ДР1, осуществляется регулируемым дросселем ДР2 на входе источника воздушного потока, в качестве которого может быть использован компрессор АК (или пылесос), обеспечивающий в трубопроводе требуемые значения разряжения (вакуума). В корпусе блока размещены преобразователи давления ПД1...ПД4 с электрическими разъемами и гибкие рукава (шланги) для сообщения преобразователей давления с расходомером РА (РД1) и точками измерения давлений В и Г на дросселе ДР1 (РД2 и РД3). Гибкий рукав РД4 используется для одновременного тестирования (поверки) преобразователей давления ПД1...ПД4. Места подсоединения трубопроводов РД1...РД3 к преобразователям давления для измерения [35]:

ПД1 – давления и расчета расхода;

ПД2 – давления за сопротивлением ДР1;

ПД3 – давления перед сопротивлением ДР1;

ПД4 – избыточного давления перед сопротивлением ДР1 (с целью сокращения внешних соединений, преобразователи ПД3 и ПД4 имеют

общий выход и обеспечивают измерение избыточного давления или разряжения).

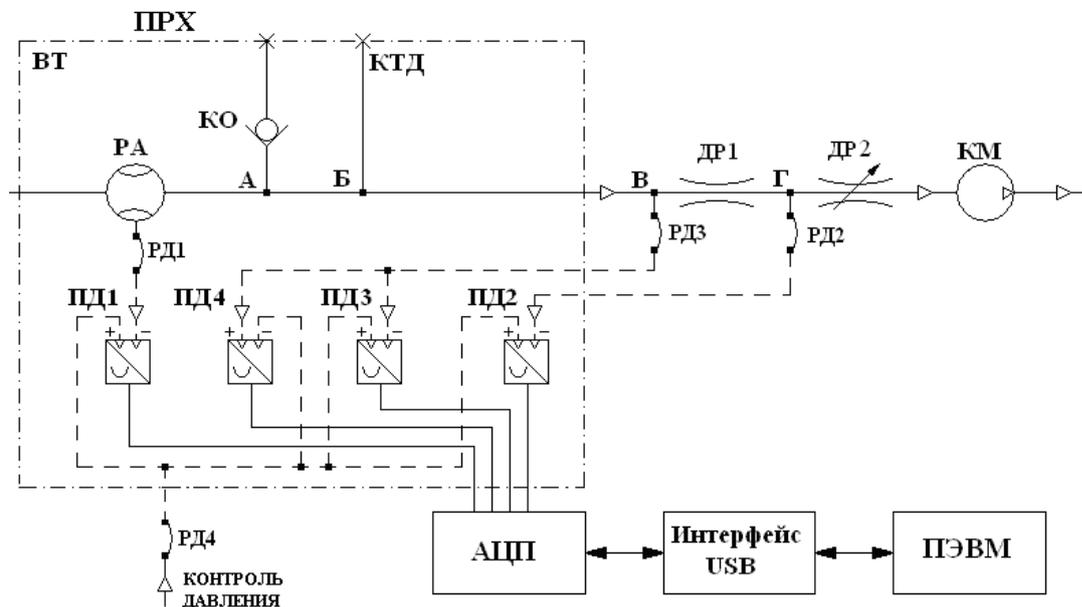


Рисунок 2.7 – Пневматическая комбинированная принципиальная схема стендовой установки для тестирования местных аэродинамических сопротивлений

Обратный клапан КО служит для ограничения избыточного давления во избежание повреждения преобразователей ПД1...ПД4. Контрольная точка давления КТД служит для подсоединения дополнительного преобразователя давления (при необходимости).

На рис. 2.8 представлены гидравлические сопротивления, которые устанавливались между преобразователями давления ПД3 и ПД2. По разности измеренных давлений рассчитывался перепад $\Delta p = p_2 - p_3$ (по абсолютному значению давление p_2 выше p_1 , так как через сопло всасывается воздух и по мере его течения разряжение в испытываемом тракте растет).

Для определения потерь давления по длине (рис. 2.8, а) и на местных сопротивлениях типа «резкий поворот потока» испытания проводились при

постоянной длине трубопровода ($l = 35 \text{ мм}$) и его диаметра $D_{\text{тр}} = 16,3 \text{ мм}$ в сочетании с установкой угольников для разворота потока на угол 90° .

При определении перепада давлений на местном сопротивлении типа «дроссельная шайба с отверстием» (рис. 2.8, б) расстояние между преобразователями оставалось постоянным ($l = 35 \text{ мм}$), а диаметры отверстий в шайбах варьировались $d_{\text{др},i} = 5,5; 6,5; 8,5 \text{ и } 12,2 \text{ мм}$ (диаметр цилиндрического трубопровода, в котором устанавливались шайбы, оставался неизменным $D_{\text{тр}} = 16,3 \text{ мм}$). Максимальное значение пропускаемого через дроссель ДР1 расхода составило около 8 л/с .

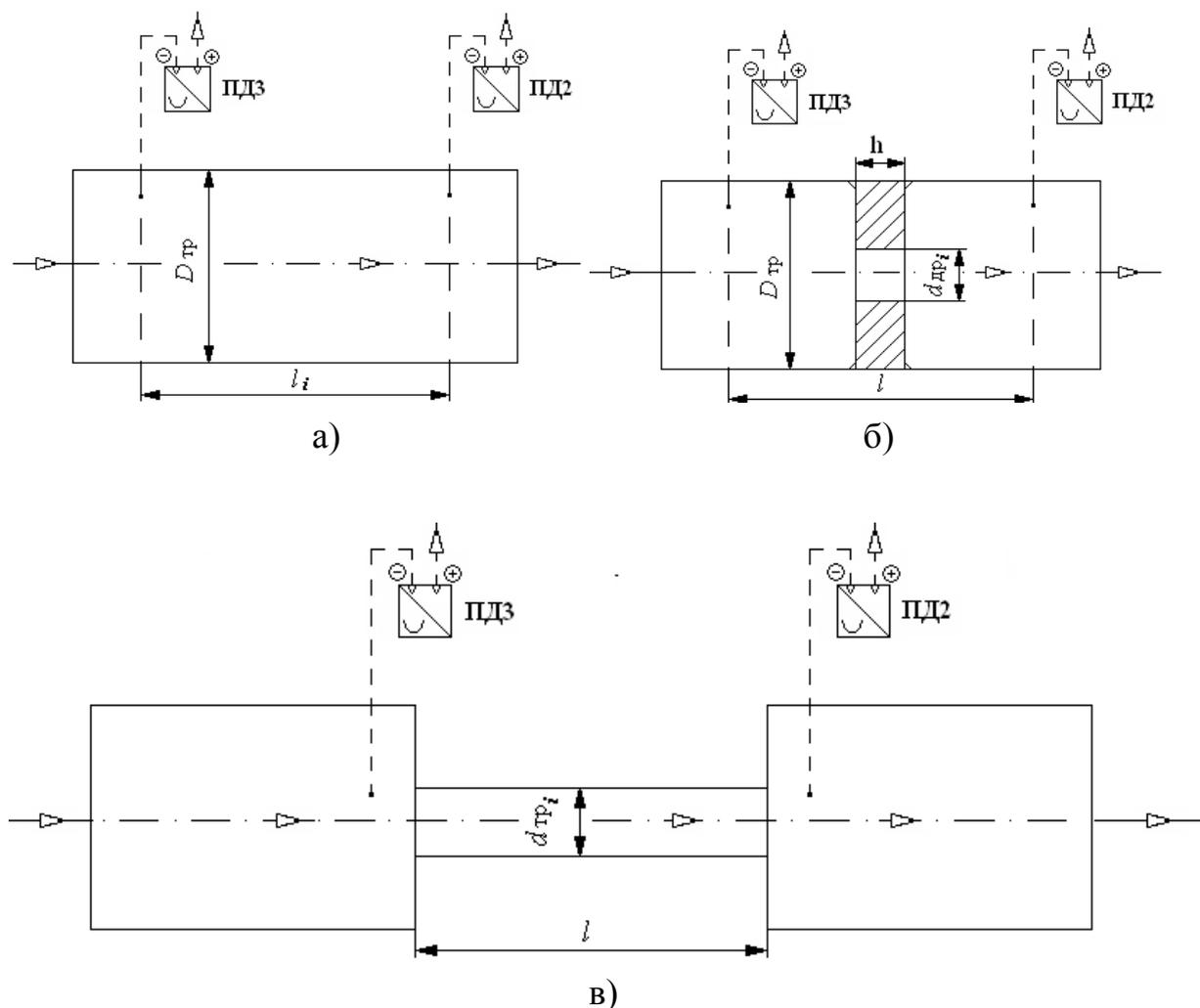


Рисунок 2.8 – Типы испытуемых сопротивлений и дросселей ДР1: а) – круглая труба; б) – дроссельная шайба; в) – трубопроводы различного диаметра

Потери давления на местном сопротивлении типа «внезапное расширение (сужение) потока» (рис. 2.8, б) определялись при постоянной длине трубопроводов $l = 70$ мм и их различных диаметрах $d_{тр,i} = 4; 6; 7,2; 9$ и 13 мм.

При проведении анализа результатов экспериментальных измерений использовались следующие теоретические основы [36, 37].

В исследуемых сопротивлениях имеют место три вида потерь давления

$$\Delta p = \Delta p_{суж} + \Delta p_l + \Delta p_{расш}, \text{ кПа}, \quad (2.14)$$

где $\Delta p_{суж}$ и $\Delta p_{расш}$ – потери давления, вызванные внезапным сужением и расширением потока воздуха в трубопроводе, соответственно, кПа;
 Δp_l - потери по длине трубопровода, кПа.

Потери давления по длине трубопровода круглого сечения определяются по формуле Дарси-Вейсбаха [36]

$$\Delta p_l = 10^{-3} \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \frac{l}{d} \cdot \frac{v^2}{2}, \text{ кПа}, \quad (2.15)$$

где λ – безразмерный коэффициент гидравлического трения (коэффициент Дарси); d и l – длина и диаметр трубопровода, соответственно, мм;
 ρ - плотность воздуха, кг/м³; v – скорость течения воздуха, значение которой для трубопровода круглого сечения определяется по формуле

$$v = 10^3 \frac{4 \cdot Q}{\pi \cdot d^2} = 1274 \frac{Q}{d^2}, \text{ м/с}. \quad (2.16)$$

Значение коэффициента λ зависит от режима течения воздуха – ламинарного или турбулентного, определяемого числом Рейнольдса.

При ламинарном режиме коэффициент λ обратно пропорционален числу Рейнольдса и его значения находятся в пределах [36]

$$\lambda = \frac{64 \dots 150}{\text{Re}}, \quad (2.17)$$

где число 64 является теоретическим значением, полученным по формуле Гагена – Пуазейля, а повышенные значения коэффициентов учитывают наличие вмятин и материала трубопроводов.

При турбулентном режиме коэффициент сопротивления λ определяют по универсальной формуле А.Д. Альтшуля [37]

$$\lambda = 0,11 \left(\frac{k_s}{d} + \frac{68}{\text{Re}} \right)^{0,25}, \quad (2.18)$$

где d – внутренний диаметр трубопровода, мм; k_s – эквивалентная абсолютная шероховатость внутренней поверхности трубопровода, значение которой зависит от его материала.

В гидравлически гладких трубах ($k_s = 0$) при числе Re в пределах

$$2300 < \text{Re} < 105 \quad (2.19)$$

формула (2.18) практически совпадает с формулой Блазиуса для гидравлически гладких труб

$$\lambda = \frac{0,316}{\text{Re}^{0,25}}. \quad (2.20)$$

Потери давления на местных сопротивлениях при турбулентном режиме течения определяют по формуле Вейсбаха [36, 37]

$$\Delta p_{\text{мс}} = 10^{-3} \cdot \xi \cdot \rho \cdot \frac{v_d^2}{2}, \text{ кПа}, \quad (2.21)$$

где ξ – коэффициент местного сопротивления (местных потерь), зависящий от конфигурации сопротивления и определяемый экспериментальным путем; v_d – средняя скорость воздуха в узком сечении d (значение коэффициента местного сопротивления должно соответствовать выбранному в формуле значению скорости v_d , так как в справочниках приводятся значения коэффициентов местного сопротивления для расчета потерь при скорости за сопротивлением или скорости на сопротивлении), м/с.

Коэффициент местного сопротивления при внезапном расширении потока воздуха определяют по формуле

$$\xi_{\text{расш}} = (1-n)^2, \quad (2.22)$$

где $n = S_d / S_D$ – отношение площадей участков трубопровода малого d и большого диаметров D , соответственно.

Коэффициент местного сопротивления при внезапном сужении потока воздуха определяют по формуле

$$\xi_{\text{суж}} = \left(\frac{1}{\varepsilon} - 1 \right)^2, \quad (2.23)$$

где ε – коэффициент сжатия струи, который определяют по приближенной формуле А.Д. Альтшуля [37]

$$\varepsilon = 0,57 + \frac{0,043}{1,1-n}, \quad (2.24)$$

или по формуле И.Е. Идельчика

$$\xi_{\text{суж}} = 0,5(1-n)^2. \quad (2.25)$$

Для обработки экспериментальных данных, полученных при продувке устройства ПРХ, в частности, определения коэффициента расхода, воспользуемся расчетными формулами (2.4...2.10) при вычислении расхода через сопло Вентури.

При отсутствии дроссельной шайбы (без ДР1) перепад давлений в трубопроводе длиной 35 мм и $d_{\text{др}} = 16,3$ мм, по краям которого размещены преобразователи давления ПД2 и ПД3, не только не возрастает, а наоборот, наблюдается некоторое снижение давления по пути от ПД3 к ПД2. Такое явление объясняется продолжением процесса стабилизации потока в диффузоре и следующим за ним цилиндрическом трубопроводе. При незначительном защемлении потока с помощью дроссельной шайбы $d_{\text{др}} = 12,2$ мм имеет место переходной режим, характеризующийся значениями положительного и отрицательного перепадов давлений. В

табл. 2.2 приведены результаты измерений перепада давлений на дросселях различного сечения [35].

Таблица 2.2 – Значения коэффициента расхода для различных сечений диафрагм

| $d_{др}$, мм | $Q_{прх}$, л/с | $Re_{макс}$ | Δp_{2-3} , кПа | $d_{др} / D_{тр}$ | A | μ |
|---------------|-----------------|-------------|------------------------|-------------------|-------|-------|
| 10,2 | 1,81...7,78 | 66100 | 0,29...5,42 | 0,625 | 0,29 | 0,93 |
| 8,5 | 1,33...6,23 | 62300 | 0,4...7,79 | 0,52 | 0,425 | 0,88 |
| 6,5 | 1,3...3,1 | 40500 | 1,82...9,29 | 0,4 | 0,726 | 0,69 |
| 5,5 | 1,33...1,96 | 30200 | 4,3...9,58 | 0,337 | 1,015 | 0,64 |

Примечание. Измерительное сопло в расходомере $d = 9,3$ мм; $\mu = 0,89$.

Стабильность роста перепада давлений наблюдается на дроссельных шайбах диаметром 10 мм и менее. Результаты расчета расхода и измерений перепадов давлений, на основании которых выполнены расчеты коэффициента расхода по формуле (2.4) с заменой значений $Q = Q_{\text{э}}$, показывают, что с уменьшением диаметра диафрагмы (соотношения $d_{др} / D_{тр}$) наблюдается снижение среднего значения коэффициента расхода μ от близкого к теоретическому значению ($\mu=0,93$) до минимального $\mu=0,64$.

Коэффициент местного сопротивления на диафрагме, установленной в трубе постоянного диаметра, определяют также по формуле [37]

$$\xi_{\text{диафр}} = \left(\frac{1}{n \cdot \varepsilon} - 1 \right) = \left(\frac{S_D}{S_d \cdot \varepsilon} - 1 \right)^2, \quad (2.26)$$

где $n = S_d / S_D$ – отношение площадей участков трубопровода; а значение ε вычисляют по формуле (2.24).

Следует отметить, что при использовании значения $\xi_{\text{диафр}}$ потери определяют при скорости v_D течения потока воздуха в цилиндрической части трубы, а не в диафрагме

$$\Delta p_{\text{мс, диафр}} = 10^{-3} \cdot \xi_{\text{диафр}} \cdot \rho \cdot \frac{v_D^2}{2}. \quad (2.27)$$

При расчете местных потерь давления, вызванных поворотом потока воздуха, коэффициент местного сопротивления рассчитывают по формуле

$$\xi_{\alpha} = \xi_{90^{\circ}} (1 - \cos \alpha), \quad (2.28)$$

где $\xi_{90^{\circ}}$ – значение коэффициента местного сопротивления для угла $\alpha = 90^{\circ}$ (при ориентировочных расчетах рекомендуют $\xi_{90^{\circ}} = 1$); α – угол поворота потока воздуха.

В табл. 2.3 приведены сравнительные данные экспериментальных измерений и расчета потерь давления на местных сопротивлениях (сужение и расширение потока) и суммарных: трубки длиной $l = 70$ мм и различного диаметра $d = 4; 6; 7,2; 8,8; 9$ и 13 мм; двух монтажных переходников общей длиной $2 \cdot 100$ мм и $D = 16$ мм. При этом погрешность результатов экспериментов и расчетов оценивалась по формуле

$$\delta = \frac{\Delta p_{2-3} - \Delta p_{\Sigma l+d}}{\Delta p_{2-3}} 100\%, \quad (2.29)$$

где Δp_{2-3} – экспериментально полученные значения перепада давлений, кПа; $\Delta p_{\Sigma l+d}$ – расчетные значения перепада давлений, кПа.

Характерным для данной серии опытов является хорошая сходимость расчетов с экспериментом в диапазоне соотношений $n = 0,14 \dots 0,32$ ($\delta \leq 9\%$) и существенные отклонения $\delta > 30\%$ при экстремальных значениях отношений квадратов диаметров n .

Различия в результатах экспериментальных измерений и расчетных значений могут иметь место в случае взаимного влияния местных сопротивлений на испытуемом комплексе сопротивлений, дополнительных сопротивлений, обусловленных необходимостью монтажа переходников к испытуемым сопротивлениям, невозможностью достаточно точной оценки ряда факторов и коэффициентов, приведенных в справочниках по гидравлическим расчетам [37].

Таблица 2.3 – Потери давления по длине и на местных сопротивлениях
(экспериментальные и расчетные значения)

| d , мм | $Q_{\text{прх}}$, л/с | Δp_{2-3} , кПа | v , м/с | $n = \frac{d^2}{D^2}$ | $\Delta p_{\Sigma l+\text{ДР}}$, кПа | δ , % |
|----------|------------------------|------------------------|--------------|-----------------------|---------------------------------------|--------------|
| 13 | 1,79...7,51 | 0,14...1,93 | 13,5...56,6 | 0,66 | 0,08...1,27 | 34 |
| 9 | 1,79...5,77 | 0,5...5,32 | 28,2...83,6 | 0,32 | 0,51...5,22 | 7,9 |
| 8,8 | 1,75...7,54 | 0,67...11,98 | 28,8...124 | 0,303 | 0,543...10,36 | 9,0 |
| 7,2 | 1,75...3,66 | 1,46...7,7 | 43...89,96 | 0,2 | 1,46...6,46 | 9,3 |
| 6,0 | 1,52...2,95 | 2,93...10,55 | 53,8...104,4 | 0,14 | 2,66...9,9 | 6,7 |
| 4,0 | 0,83...1,28 | 11,1...21,2 | 66,1...101,7 | 0,0625 | 5,04...11,81 | 46,5 |

В частности, простое суммирование значений коэффициентов местных сопротивлений справедливо только в том случае, если местные сопротивления размещены на таком расстоянии по длине трубопровода, на котором искажение эпюры распределения скоростей по сечению становится незначительным. Для этого необходимо, чтобы местные сопротивления отстояли друг от друга на расстоянии не ближе, чем [36, 38]

$$l_{\text{вл}} = 0,5 \frac{d \cdot \xi_{\text{экв}}}{\lambda}, \quad (2.30)$$

где $l_{\text{вл}}$ – длина влияния местного сопротивления; λ – коэффициент сопротивления по длине трубы диаметром d , на котором расположены местные сопротивления; $\xi_{\text{экв}}$ – коэффициент рассматриваемого местного сопротивления.

Для больших чисел Re для оценки длины влияния пользуются эмпирической зависимостью [37]

$$l_{\text{вл}} \geq (30...40)d. \quad (2.31)$$

В случае, когда элементы сопротивления тесно примыкают друг к другу, простое суммирование коэффициентов сопротивления может дать неверный результат и установление действительного суммарного значения коэффициента сопротивления требует экспериментальной проверки.

Таким образом, экспериментальные исследования потерь давления на типовых сопротивлениях показали на возможность получения с помощью устройства ПРХ достаточно надежных результатов измерений аэродинамических параметров верхних дыхательных путей (в ряде случаев близких к расчетным). Однако взаимное влияние местных сопротивлений, в том числе сужений и расширений на таком коротком участке трубопровода, как носовой ход (в среднем по длине около 70 мм) не может быть строго учтено теоретическими расчетами, поэтому достоверно можно учитывать только потери по длине носовых ходов.

2.3. Определение функции преобразования измерительной турбины и методика ее калибровки для задач спирометрии

Измерительная турбина представляет собой первичный преобразователь расхода и имеет два конструктивных варианта исполнения – аксиальная и тангенциальная [9, 10, 15]. В первом варианте (см. рис. 2.9, а) лопасти расположены по винтовой линии, а ось совпадает с осью потока. Во втором – ось расположена перпендикулярно направлению потока, а прямые лопасти расположены радиально по отношению к оси (см. рис. 2.9, б).

Аксиальные измерительные турбины намного чаще используются в спирометрических спирометрах [39–42, 14, 43, 44] чем тангенциальные [45–47], и этому способствует ряд причин: они создают меньшее сопротивление потоку воздуха и имеют меньшую нагрузку на ротор.

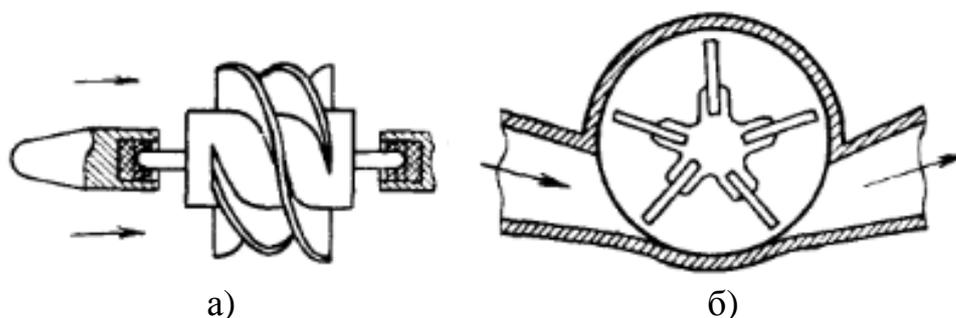


Рисунок 2.9 – Конструкции измерительных турбин:
а) – аксиальная турбина; б) – тангенциальная турбина

Чувствительным элементом измерительной турбины является ротор, выполненный в виде крыльчатки, и приводится в движение набегающим потоком. Малый отбор мощности с ротора позволяет снизить сопротивление потоку, а, следовательно, уменьшить влияние датчика на измеряемую величину. Движение потока воздуха на ротор может осуществляться двояко: подаваться прямолинейно, тогда крыльчатка имеет винтовые лопасти, или закручиваться перед прямолопастной крыльчаткой. Во втором случае перед ротором устанавливается неподвижный направляющий аппарат, конструкция ротора становится более простой и обладает меньшей инерционностью. Газодинамические процессы, происходящие в обоих типах турбин, в теории считаются подобными [9].

Требования к стерилизации датчиков исключают возможность использования смазок в опорных узлах ротора. Поэтому, для уменьшения энергетических затрат, связанных с трением в опорах ротора, а также для продления срока службы датчика в современных конструкциях в качестве подшипников используются часовые камни. Для удешевления конструкции ротор свободно устанавливается в пластиковые втулки с низким коэффициентом трения (порядка 0,3) [48]. Перспективным направлением в разработке опорных узлов является система магнитного подвеса, в которой энергия магнитного поля полностью уравнивает ротор в воздушном потоке, исключая его касание других частей конструкции [49]. Конструкция ИТ, приведенная на рисунке 2.10, используется в спирометрах ведущих фирм-производителей Shiller, Medical International Research, Micro Medical LTD [39, 48]. Зависимость угловой скорости ротора аксиальной турбины от объемной скорости воздушного потока в общем виде может быть представлена уравнением:

$$\omega = f(Q, \nu, \rho, M_c, D, d_n, d_g, z, l, H), \quad (2.32)$$

где ν и ρ – кинематическая вязкость и плотность измеряемой среды; M_c – момент сопротивления; D – диаметр трубы; d_n и d_g – наружный и

внутренний диаметры лопастей турбины; z и l – число и осевая длина лопастей; H – шаг лопастей по винтовой линии.

Как видно из приведенного уравнения, угловая скорость ротора кроме расхода зависит от двух групп величин: параметров газовой среды и геометрических соотношений измерительной турбины. Следовательно, для конкретной турбины величины второй группы будут постоянными [10].

В зависимости от режима протекания воздуха коэффициенты прохода потока в выражении (2.32) будут иметь различные значения и поэтому статическая характеристика (рис. 2.11) имеет три участка: I – ламинарный, II – переходной и III – турбулентный.

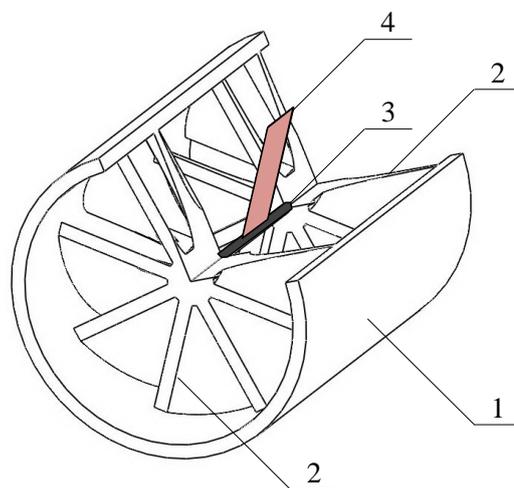


Рисунок 2.10 – Конструкция измерительной турбины (с радиальным вырезом 1/4): 1 – тело турбины, выполненное в виде цилиндра; 2 – направляющий аппарат из двух неподвижных крыльчаток; 3 – ось ротора; 4 – ротор, с лепестками в виде пластины.

Так как точное описание I и II участка теоретически проблематично, из-за сложности процессов в турбине, то рабочий диапазон измерительной турбины берут таким образом, что бы он находился в III участке [16]. Если это невозможно, то статическую характеристику приводят к линейной. Разрыв функции между I и II участками и отсутствие точного описания

процессов движения потока затрудняет линеаризацию функции и ставит определенные ограничения в точности преобразования.

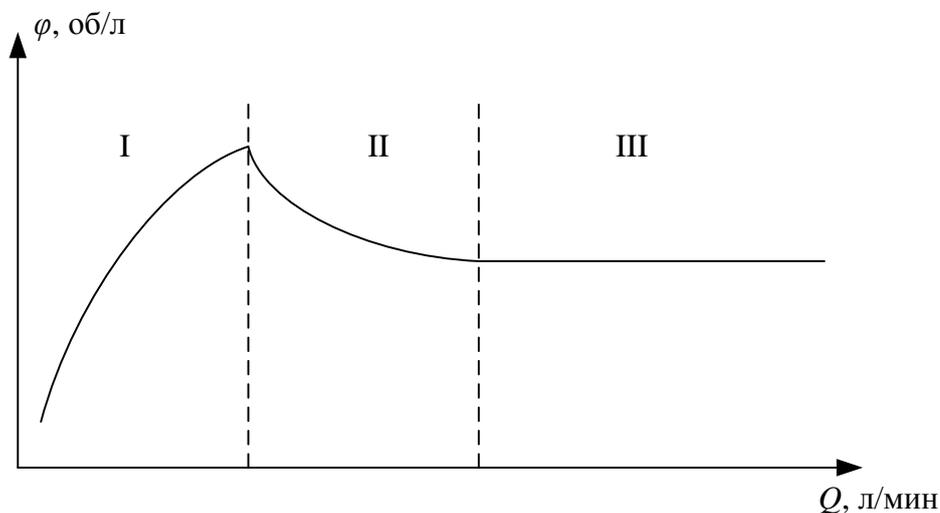


Рисунок 2.11 – Идеализированная статическая характеристика ИТ

2.3.1. Анализ влияния моментов движения и сопротивления ротора турбины на процессы преобразований

Для построения адекватной математической модели турбинного преобразователя потока (ТПП) необходимо определить и оценить моменты сил, действующие на ротор измерительной турбины (ИТ) в процессе преобразований.

С целью получения аналитической зависимости расхода воздуха $Q_{СТ}$ в статическом режиме от частоты f вращения ротора ИТ, первоначально было проанализировано уравнение движения ротора турбины при постоянном расходе, которое может быть записано в следующем виде:

$$M_D + \sum M_C = 0, \quad (2.33)$$

где M_D – момент, движущий (вращающий) ротор; $\sum M_C$ – сумма моментов сопротивления (моментов, препятствующих вращению ротора).

Согласно теореме моментов количеств движения [50] движущий момент на роторе измерительной турбины определяется соотношением, которое называется уравнение Эйлера:

$$M_{д} = m_{Г}(r_{1CP}v_1 - r_{2CP}v_2), \quad (2.34)$$

где $m_{Г}$ – секундный массовый расход газа, отнесенный к цилиндрическому слою круговой решетки единичной высоты; r_{1CP} и r_{2CP} – средние радиусы цилиндрического слоя, на входе и выходе из него; v_1 и v_2 – окружная составляющая абсолютной скорости газа, перед и за турбиной.

При подстановке в выражение (2.34) значений скоростей, с учетом их распределения по сечению лопатки, замене линейных показателей на объемные и равнозначности входного и выходного радиуса ИТ ($r_{1CP} = r_{2CP} = r_{CP}$), выражение для момента движения будет иметь вид:

$$M_{д} = \frac{2\pi}{PF} k_V k_{\Delta} \frac{\rho r_{CP}^2 Q_{CT}^2}{\eta} - \omega \frac{\rho r_{CP}^2 Q_{CT}}{\eta}, \quad (2.35)$$

где P – осевая сила от воздействия потока на ротор; F – эффективная площадь турбины; k_V – коэффициент учета неравномерности потока воздуха в нормальном сечении турбины; k_{Δ} – коэффициент учета прохода воздуха через радиальный зазор; ρ – плотность воздуха; ω – угловая скорость ротора; η – коэффициент структуры потока.

При введении коэффициентов K_1 и K_2 выражение (2.35) может быть переписано в виде

$$M_{д} = K_1 Q_{CT}^2 + K_2 \omega Q_{CT}. \quad (2.36)$$

Кроме того, из (2.35) можно определить значение коэффициента ϕ передачи ИТ, выразив его через величину ω :

$$\phi = \frac{k_V k_{\Delta}}{PF} - \frac{\eta M_{д}}{2\pi \rho r_{CP}^2 Q_{CT}^2}, \quad (2.37)$$

где $\phi = \omega/2\pi Q_{CT}$.

Детальный анализ результатов экспериментальных исследований процесса движения ротора ИТ, приведенный в работе [51], позволил

выделить основные составляющие суммарного момента сопротивления движению ΣM_C ,

$$\sum M_C = M_{II} + M_3 + M_K + M_{СИ}, \quad (2.38)$$

где M_{II} – момент сил трения в опорах ИТ; M_3 – момент сопротивления, возникающий в зазоре между поверхностью ИТ и ротором; M_K – момент сил трения воздуха о поверхность крыльчатки; $M_{СИ}$ – момент сопротивления системы съема информации.

Эти моменты также являются функциями кинематических свойств потока газа, геометрии турбины, частоты вращения ротора и объемной скорости воздушного потока.

Так как в качестве опор ротора в турбине используются втулки без подшипников, то для описания момента M_{II} в первом приближении может быть использована модель сухого трения скольжения для прямолинейного движения

$$\vec{M}_{II} = K [\vec{R} \times \vec{N}], \quad (2.39)$$

где K – коэффициент трения; \vec{R} – вектор, направление которого совпадает с осью ротора, а его значение равно длине ротора; \vec{N} – вектор силы реакции опоры.

В силу перпендикулярности векторов выражение (2.39) может быть переписано в скалярном виде

$$M_{II} = KRN. \quad (2.40)$$

Сила реакции опоры N при постоянной скорости вращения будет пропорциональна моменту импульса L ,

$$L = J_a \omega, \quad (2.41)$$

где J_a – момент инерции ротора

Таким образом, момент сил трения в опорах измерительной турбины с учетом (2.41) будет линейно зависеть от угловой скорости ротора

$$M_{II} = k_1 \omega, \quad (2.42)$$

где k_1 – коэффициент пропорциональности, соответствующий массе и размерам ротора и коэффициента трения между ротором и опорами.

Момент M_3 сопротивления, возникающий в зазоре между внутренней поверхностью турбины и ротором, равен произведению касательного напряжения и площади поверхности. В свою очередь касательное напряжение, в нашем конкретном случае, будет одинаково в любой точке поверхности цилиндра постоянного радиуса и целиком зависит от объемной скорости воздушного потока

$$M_3 = k_2 Q_{CT}, \quad (2.43)$$

где k_2 – коэффициент пропорциональности, определяемый геометрическими размерами измерительной турбины.

Момент M_K сил трения воздуха о поверхность крыльчатки существенно зависит от режима прохождения воздушного потока через турбину и трудно поддается аналитическому описанию. В работе [51] приведена такая зависимость, полученная экспериментальным путем, которая может быть представлена в виде

$$M_K = k_C k_K Q_{CT}^2, \quad (2.44)$$

где k_C – коэффициент сопротивления, k_K – коэффициент, зависящий от конфигурации крыльчатки и плотности ее решетки.

Момент $M_{СИ}$ сопротивления системы съема информации можно считать близким к нулю и не учитывать при расчетах, так как фотоэлектрический тахометрический преобразователь не вносит дополнительного сопротивления в измерительную часть спирометра.

С учетом приведенных выражений (2.36), (2.38), (2.42)-(2.44), уравнение (2.33) может быть записано в виде

$$k_{A1} Q_{CT}^2 + k_{B1} Q_{CT} + k_{C1} Q_{CT} f + k_{D1} f = 0, \quad (2.45)$$

где $f = \omega/2\pi$ – частота вращения ротора; k_{A1} , k_{B1} , k_{C1} , k_{D1} – коэффициенты, зависящие от геометрии турбины и свойств потока.

Данное выражение позволяет оценить влияние на процесс преобразования основных составляющих сил движения и сопротивления, однако не учитывает динамических свойств ИТ.

2.3.2. Влияние инерционности ротора измерительной турбины на результат преобразований

Динамическая составляющая передаточной функции ТПП обычно условно рассматривается в виде суммы реакции ротора с присоединенным потоком и реакции тахометрического устройства [50, 51]. В силу использования фотоэлектрического метода преобразования вторая составляющая при дальнейшем анализе учитываться не будет.

В первом приближении ротор ИТ с присоединенным воздушным потоком может быть представлен как апериодическое инерционное звено первого порядка и описан уравнением

$$\tau \frac{df}{dt} + f = Q\phi, \quad (2.46)$$

где τ – постоянная времени.

Здесь следует отметить, что данное выражение предполагает линейную зависимость между входным расходом и частотой вращения ротора при постоянных расходах, то есть наличие постоянного коэффициента передачи ϕ для турбины.

При изменении значения расхода воздуха в процессе вдоха/выдоха пациента передаточная функция преобразователя становится нелинейной, а текущая постоянная времени τ уравнения (2.46) будет зависеть от входного сигнала (в определенном диапазоне). Выразив из (2.46) входной расход, получим

$$Q = \frac{f}{\phi} \left(\frac{\tau}{f} \cdot \frac{df}{dt} + 1 \right), \quad (2.47)$$

где первый множитель – представляет собой статическую составляющую передаточной функции с линейным характером, а второй множитель (в скобках) – учитывает влияние динамической составляющей.

Окончательно передаточная функция может быть представлена в виде

$$Q = Q_{ст}(f) \left(\frac{\tau}{f} \cdot \frac{df}{dt} + 1 \right), \quad (2.48)$$

где $Q_{CT}(f)$ – статическая составляющая передаточной функции ТПП с некоторой нелинейной зависимостью между входной и выходной величинами, которая может быть получена путем решения уравнения (2.45).

2.3.3. Определение передаточной функции турбинного преобразователя потока и методика калибровки измерительной турбины

Для практического использования в цифровом портативном спирометре передаточная функция должна быть представлена в дискретном виде $Q_i = f(T_i)$ и учитывать влияние статических и динамических свойств преобразователя.

Решим уравнение (2.45) относительно Q_{CT} и объединим коэффициенты при f с равными степенями. Получим выражение для определения статической составляющей расхода

$$Q_{CT} = k_{A2} + k_{B2}f + \sqrt{k_{C2} + k_{D2}f + k_{E2}f^2}, \quad (2.49)$$

где $k_{A2}, k_{B2}, k_{C2}, k_{D2}, k_{E2}$ – коэффициенты полученного уравнения

Для упрощения полученного выражения уточним пределы изменения входного сигнала. Согласно объединенных требований международных профильных организаций Американского торакального сообщества (ATS) и Европейского респираторного общества (ERS) измеряемые расходы при исследовании функции внешнего дыхания (ФВД) находятся в диапазоне 0,1-14 л/с. Исследования, проведенные в пакете MathCad с использованием экспериментальных результатов, позволили преобразовать выражение (2.49) без существенной потери точности к виду

$$Q_{CT} = k_{A3} + k_{B3}f + \sqrt{k_{C3}f}, \quad (2.50)$$

где k_{A3}, k_{B3}, k_{C3} – коэффициенты упрощенного уравнения.

Сравнение выражений (2.49) и (2.50), описывающих процессы в ТПП при постоянном расходе, показало, что в заданном диапазоне изменения расходов различия между ними в определении Q_{CT} не превышают 1 %.

Для получения передаточной функции в дискретном виде необходимо в уравнении (2.50) непрерывную величину f заменить ее дискретными значениями f_i и выразить последние через период T_i (то есть $f_i = 1/T_i$) при дискретных значениях расхода Q_{CTi} . Тогда

$$Q_{CTi} = a_1 + \frac{a_2}{T_i} + \frac{a_3}{\sqrt{T_i}}, \quad (2.51)$$

где $a_1 = k_{A3}$, $a_2 = k_{B3}$, $a_3 = \sqrt{k_{C3}}$ – расчетные коэффициенты.

Учесть влияние динамической составляющей передаточной функции возможно при подстановке выражения (2.51) в (2.48):

$$Q = \left(a_1 + \frac{a_2}{T_i} + \frac{a_3}{\sqrt{T_i}} \right) \cdot \left(\frac{\tau}{f} \cdot \frac{df}{dt} + 1 \right). \quad (2.52)$$

После некоторых замен, выражение (2.52) может быть приведено к виду

$$Q_i = \left(a_1 + \frac{a_2}{T_i} + \frac{a_3}{\sqrt{T_i}} \right) \cdot \left(\tau T_i \cdot \frac{1/T_i - 1/T_{i-1}}{t_i - t_{i-1}} + 1 \right) \quad (2.53)$$

Введем обозначение $\tau = a_4$, и окончательно получим:

$$Q_i = \left(a_1 + \frac{a_2}{T_i} + \frac{a_3}{\sqrt{T_i}} \right) \cdot \left(a_4 \cdot \frac{T_i - T_{i-1}}{T_i \cdot T_{i-1}} + 1 \right). \quad (2.54)$$

Последнее выражение позволяет получить представление о поведении ТПП при переменных расходах и дает возможность скорректировать результаты измерений.

На основе полученной математической модели (см. выражение (2.54)) была разработана методика определения коэффициентов a_i передаточной функции ТПП и проведены исследования ИТ на виртуальной модели. Определение значений коэффициентов проводилось в два этапа, где условно разделялись статическая и динамическая составляющие передаточной функции.

Первый этап определения проводился путем подачи на вход виртуальной модели постоянных расходов, во всем диапазоне их

измерения (0-14 л/с). При этом производился расчет периодов вращения ротора T_i . Таким образом задача первого этапа состояла в определении коэффициентов статической составляющей функции преобразования ТПП (см. выражение (2.50)). Вычисления значений коэффициентов a_1, a_2, a_3 производились путем решения системы уравнений:

$$\begin{cases} a_1 + a_2 / T_1 + a_3 / \sqrt{T_1} = Q_1; \\ a_1 + a_2 / T_2 + a_3 / \sqrt{T_2} = Q_2; \\ \dots \\ a_1 + a_2 / T_m + a_3 / \sqrt{T_m} = Q_m, \end{cases} \quad (2.55)$$

где Q_i – значение постоянного расхода; m – количество численных экспериментов.

Полученные при этом значения коэффициентов для рассмотренной модели составили: $a_1 = 0,02932$; $a_2 = 0,0844$; $a_3 = 0,0306$.

Второй этап определения значений коэффициентов передаточной функции заключался в нахождении коэффициента a_4 ее динамической составляющей. На практике этот коэффициент равен текущей постоянной времени τ (см. выражение (2.54)). В процессе экспериментальных исследований входной сигнал ТПП формировали путем подачи воздуха объемом 1 л с различными законами изменения скорости $Q(t)$ потока, что имеет место в реальных условиях при выполнении дыхательных тестов. Всего было проанализировано десять таких вариантов. Некоторые из них приведены на рис. 2.12.

Калибровочное уравнение для каждой модели можно составить путем интегрирования зависимости $Q(t)$ расхода воздуха от времени. Результатом интегрирования этой зависимости за время теста будет объем равный 1 л. Полученные в результате моделирования значения периодов T_i используются для определения коэффициента a_4 передаточной функции преобразователя путем решения системы уравнений

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^m \left(a_1 + \frac{a_2}{T_{1,i}} + \frac{a_3}{\sqrt{T_{1,i}}} \left(a_4 \cdot \frac{T_{1,i} - T_{1,i-1}}{T_{1,i} \cdot T_{1,i-1}} + 1 \right) \cdot \frac{1}{T_{1,i}} \right) = 1; \\ \sum_{i=1}^m \left(a_1 + \frac{a_2}{T_{2,i}} + \frac{a_3}{\sqrt{T_{2,i}}} \left(a_4 \cdot \frac{T_{2,i} - T_{2,i-1}}{T_{2,i} \cdot T_{2,i-1}} + 1 \right) \cdot \frac{1}{T_{2,i}} \right) = 1; \\ \dots \\ \sum_{i=1}^m \left(a_1 + \frac{a_2}{T_{10,i}} + \frac{a_3}{\sqrt{T_{10,i}}} \left(a_4 \cdot \frac{T_{10,i} - T_{10,i-1}}{T_{10,i} \cdot T_{10,i-1}} + 1 \right) \cdot \frac{1}{T_{10,i}} \right) = 1. \end{array} \right. \quad (2.56)$$

Значение коэффициента a_4 передаточной функции (2.54) ТПП оказалось равным 0,3542.

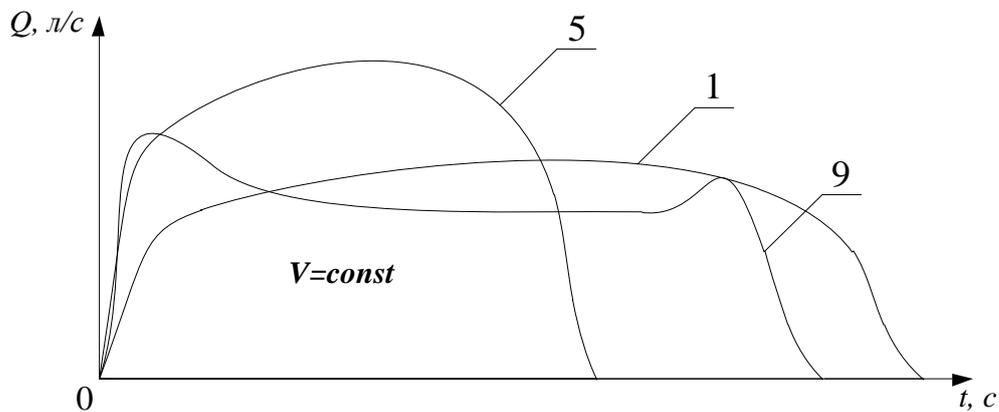


Рисунок 2.12 – К пояснению второго этапа определения коэффициентов.

2.3.4. Экспериментальные исследования ТПП

В качестве объекта для проведения исследований была использована измерительная турбина MIR (Medical International Research, Italy). Данная турбина широко используется в спирометрической аппаратуре различных функциональных уровней [40, 41]. Внешний вид многоразовой и одноразовой турбины Medical International Research (MIR) приведен на рисунке 2.13. Отличия в них составляют материал и технология изготовления.



Рисунок 2.13 – Внешний вид одноразовой (1) и многоразовой (2) турбины MIR

Для проведения исследований в CAD-пакете SolidWorks 2010 было выполнено проектирование турбины, аналогом для которой послужила спирометрическая измерительная турбина фирмы MIR. Измерительная турбина MIR состоит из двух основных частей: тела турбины и ротора. Тело турбины представляет собой полый цилиндр из пластика с диаметром равным 32 мм и высотой 41 мм. Внутри цилиндра размещены две неподвижные крыльчатки, расположенные на расстоянии 10 мм друг от друга и противоположно направленные. Они в ИТ выполняют роль направляющего аппарата. Каждая крыльчатка содержит по 8 лопаток (густота решетки равна 1,5). Внешний вид и основные геометрические размеры модели тела турбины приведены на рис. 2.14.

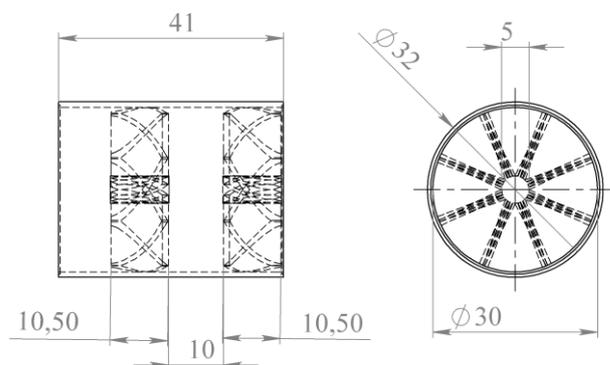


Рисунок 2.14. – Основные размеры модели тела измерительной турбины

Ротор ИТ представляет собой пластину толщиной 0,8 мм, по центру которой проходит ось с диаметром, равным толщине пластины. Материал оси – нержавеющая сталь, пластины ротора – полиэтилен. В качестве узлов соединения ротора и тела турбины использованы фторопластовые втулки (коэффициент трения фторопласт – нержавеющая сталь принят равным 0,04).

При моделировании турбины особое внимание было уделено формированию обозначенного профиля лопатки. С помощью цифрового фотоаппарата с разрешением 5 МПс была произведена оцифровка профиля лопатки, которое затем было нанесено на координатную сетку (рис. 2.15). Всего при построении профиля учитывались данные 250 точек.

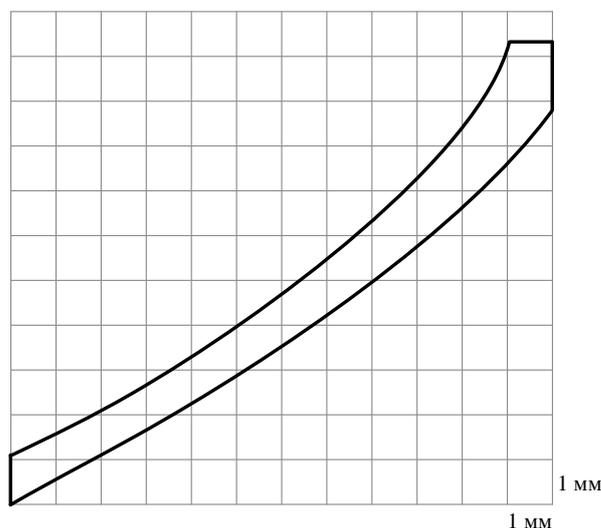


Рисунок 2.15 – Профиль лопатки измерительной турбины MIR

Исследования проводились в пакете Flow Simulation 2010 со следующими начальными параметрами моделирования (см. таблицу 2.4).

Для проверки адекватности полученной передаточной функции ТПП на вход модели подавали стандартные формы (всего 26) входного потока, используемые для оценки динамической погрешности спирометра ATS WAVE26 [52]. В результате этого были получены значения угловой скорости ротора ω_i с присоединенным потоком воздуха, а затем и значения периодов $T_i = 2\pi/\omega_i$. Стандартные потоки WAVE26 представляют собой

серию наиболее типичных выдохов при спирометрических исследованиях, представленных в табличном виде $Q_i = f(t_i)$ с шагом t_i , равным 0,002 с. Адекватное измерение спирометром данной серии сигналов достаточно для определения основной погрешности спирометра при измерении спирометрических сигналов. В качестве критерия оценки в данном случае, принимали показатели ФВД, рекомендованные Европейским и Американским респираторными сообществами – пиковая объемная скорость (ПОС), время $T_{\text{ПОС}}$ ее достижения и объем форсированного выдоха за первую секунду (ОФВ1).

Таблица 2.4 – Начальные параметры моделирования

| Параметр | Значение |
|------------------------|---------------------------|
| Система величин | СИ (м-кг-с) |
| Тип анализа | внутренний |
| Физические особенности | Зависит от времени |
| Используемая среда | Воздух |
| Режим протекания | Ламинарный и турбулентный |
| Давление ОС | 101325 Па |
| Температура ОС | 293,2 К |

По полученным значениям периодов T_i с использованием полученной передаточной функции ТПП (2.54) была восстановлена входная функция $Q_i = f(t_i)$ и определены значения указанных выше показателей ФВД для каждого из 26 потоков. Определение значения объема воздуха, прошедшего через ТПП, выполнялось по выражению

$$V = \sum_{i=0}^n Q_i \cdot T_i, \quad (2.57)$$

где n – количество отсчетов; i – номер отсчета.

По результатам исследования [53] вычислены относительные погрешности определения контрольных показателей ФВД. Анализ результатов исследования показал, что наибольшая погрешность получена

при определении объемного показателя ОФВ1 (до 3 %), а наименьшая при определении временного $T_{\text{пос}}$ (до 1,5 %). При определении скоростных показателей наибольшая погрешность наблюдается в выдохах с большими значениями dQ/dt .

В рамках данного исследования была проведена серия экспериментов для подтверждения эффективности разработанного метода обработки сигнала ТПП относительно традиционного метода восстановления по линейной зависимости. В качестве оценочной величины использовался эталонный объем (шприц) емкостью 1 л, в качестве экспериментального образца – спирометрическая измерительная турбина фирмы MIR. Данная турбина была установлена в опытный ТПП, подключенный к компьютеру для записи полученных значений информационных временных интервалов, после чего были выполнены 10 тестов со шприцем, причем тесты производились с различным усилием. Затем полученные данные были обработаны в одном случае по выражению (2.54) (коэффициенты выражения были определены по разработанной методике), в другом случае по выражению

$$Q_i = a + b/T_i, \quad (2.58)$$

где a и b – коэффициенты, которые были определены для данного выражения согласно первому этапу разработанной методики.

Исследования показали, что предложенный метод определения функции преобразования измерительной турбины, позволяет измерять эталонный объем с погрешностью не более 2,8 %, в то время как при использовании традиционного метода погрешность измерения объема достигала 7,9 %.

Список литературы к разделу 2

1. Лопата В. А. Многоуровневая система спирометрической аппаратуры / В. А. Лопата, Ю. Ф. Сахно // Функциональная диагностика. – 2003. – №2. – С.52-55.

2. Сахно Ю. Ф. Исследование вентиляционной функции легких: учебно-методическое пособие / Сахно Ю. Ф., Дроздов Д. В., Ярцев С. С. – М.: Издательство РУДН, 2005. – 83 с.
3. Bates J. H. T. Lung Mechanics. An Inverse Modeling Approach / Jason H. T. Bates. – Cambridge University Press, 2009. – 220 p.
4. Жуковский В. Д. Медицинские электронные системы / В. Д. Жуковский. – М.: Медицина, 1976. – 312с.
5. WO 93/19669, Int. Cl. A61B 5/087. Portable spirometer with improved accuracy / Hankinson J.L., Viola J.O., Ebeling T.R. – №PCT/US93/03030; filed Mar. 31, 1993; date of patent Oct. 14, 1993
6. US Patent 5137026, Int. Cl. A61B 5/091. Personal spirometer / Charles K. Waterson, Frederick A. Ebeling. – №461089; filed Jan. 4, 1990; date of patent Aug. 11, 1992
7. Остроухов В. Д. Медицинская аппаратура для функциональной диагностики и ортопедии: Учебное пособие по курсу "Теория, расчет и проектирование медицинской аппаратуры" / В. Д. Остроухов, М. Ю. Карпинский. – Харьков: "Кроус", 2003 – 204 с.
8. Pittarelli A. Differential Pressure Sensors for Respiratory Flow Measurement [Электронный ресурс] / A. Pittarelli // Medical device Tehnology. – March 2009. – <http://www.emdt.co.uk/article/differential-pressure-sensors-respiratory-flow-measurement>
9. Бошняк Л. Л. Тахометрические расходомеры / Л. Л. Бошняк, Л. Н. Бызов. – Л.: Машиностроение, 1968. – 212 с.
10. Кремлевский П. П. Расходомеры и счесчики количества: Справочник. 4-е изд., перераб. и доп. / Пантелеймон Петрович Кремлевский. – Л.: Машиностроение, Ленинградское отделение, 1989. – 701 с., ил.
11. Медицинские приборы: Разработка и применение / [Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др.]; под ред. Джона Г. Вебстера. – К.: Медторг, 2004. – 620 с.
12. Enright P.L. Office spirometers: the good, the bad, and the ugly / P.L. Enright, M. Swanney, D. Burton and G. Liistro // The buyers' guide to respiratory care products. – 2007 – 5-18 pp.
13. Пат. 34955 Україна, МПК (2006) G01F 1/00. Вимірювальний пеєртворювач для спірометричних досліджень / І.В. Коробко, П.К.

- Кузьменко, Л.Б. Журбенко, О.В. Юрченко. – № u200804638; заявл. 10.04.2008; опубл. 26.08.2008, Бюл. №16.
14. US Patent 4109526, Int. Cl. G01F 1/115, G01F 23/00. Turbine meter for bi-directional measurement of fluid flow / John B. Rosso. – №822488; filed Aug. 8, 1977; date of patent Aug. 29, 1978
15. Бобровников Г. Н. Теория и расчет турбинных расходомеров / Г. Н. Бобровников, Л. А. Камышев. – М.: Издательство стандартов, 1978. – 128с.
16. Equflow PVDF Disposable Turbine Flow Sensor for Single/Long Term Use in Medical. Pharmaceutical Apps / Clark Solutions // Global Press Release Distribution. – nov. 2009. – 1-2 pp.
17. Kanne U. Digital Flow Sensors: Reaching New Levels [Электронный ресурс] / U. Kanne, C. Sauvain // Medical device Tehnology. – June 2006. – <http://www.emdt.co.uk/article/digital-flow-sensors-reaching-new-levels>
18. Шкундин С. З Новый акустический спирометр для функциональной диагностики дыхания [Электронный ресурс] / С. З. Шкундин, А. В. Карпишук // Московский Государственный Горный Университет: Публикации. – http://www.sirsensor.ru/art_8.html
19. Guo Dagang Design and Optimization of Dual Optical Fiber MEMS Pressure Sensor For Biomedical Applications / Guo Dagang, Samuel Ng Choon Po, Francis Tay Eng Hock, Lin Rongming // Journal of Physics: Conference Series. – 2006. – №34. – 1073-1078 pp.
20. Сокол Е. И. Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Е. И. Король, Р. С. Томашевский // Технічна електродинаміка. – Київ: Інститут електродинаміки НАНУ, 2008. Тем. вип. Проблеми сучасної електротехніки. – Ч. 3. – С. 119-124.
21. Томашевский Р. С. Сравнительный анализ датчиков, используемых в спирометрии / Р. С. Томашевский, Ю. Н. Гура // Матеріали II Університетської науково-практичної Конференція магістрантів Національного Технічного Університету «Харківський Політехнічний Інститут». – Харків: НТУ «ХПІ», 2007. – Т. 2. – С. 55-56.
22. Вентиляторы радиальные и осевые. Методы аэродинамических испытаний: ГОСТ 10921-90.– [введен с 29.12.90]. – М. : Изд. стандартов, 1990. – 32 с.

23. Аврунин О. Г. К определению аэродинамических характеристик верхних дыхательных путей / О. Г. Аврунин // Технічна електродинаміка. – Тем. випуск «Силова електроніка та енергоефективність». – 2010. – Ч. 2. – С. 279-284.
24. Руководство по ринологии / Под ред. Г. З. Пискунова. – М. : Литтерра, 2011. – 960 с.
25. Аврунин О. Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О. Г. Аврунин, В. В. Семенец, П. Ф. Щапов // Радіотехніка. – 2011. – 164. – С. 102-107.
26. Farouk H. Analysis of Changes of the Hydraulic Diameter and Determination of the Air Flow Modes in the Nasal Cavity/ H. Farouk, A. Khaleel, O. Avrunin// Advances in Intelligent and Soft Computing: Image Processing and Communications Challenges 3. – Springer, 2011. – Vol. 102. – P. 303-310.
27. Bachmann W. Obstructed nasal breathing. Basis investigation: history, inspection, rhinomanometry, allergy [Электронный ресурс] / W. Bachmann. – 2001. – 31 с. – Режим доступа: <http://www.atmosmed.de>.– Загл. с экрана.
- 28 Пискунов В. С. Исследование аэродинамики воздушного потока в полости носа / В. С. Пискунов // Российская ринология.– 2000.– № 2.– С. 12-15.
29. Aerodynamics of Nasal Airways with Application to Obstruction Chometon F., Gillieron P., Laurent J. et al. – [Электронный ресурс] / Режим доступа: http://www.nasalspray.com/pdf/nasal_airway_aerodynamics.pdf. – Загол. с экрана.
30. Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Р. С. Томашевский и др. // «Технічна електродинаміка». Тематичний випуск. Проблеми сучасної електротехніки. Част. 3. – Київ : Інститут електродинаміки НАНУ, 2008. – С. 119-124.
31. Покровский В. М. Физиология человека / (В. М. Покровский, Г. Ф. Коротько); под. ред. В. М. Покровского и Г. Ф. Коротько // Серия: Учебная литература для студентов медицинских вузов. – М. : Медицина, 2007. – 656 с.
32. Гриппи М. Патологическая физиология легких / М. Гриппи; пер. с англ. – М. : БИНОМ, 1997. – 327 с.
33. Аврунин О. Г. Обоснование основных медико-технических требований для проектирования многофункционального риноманометра / О. Г.

Аврунин, А. И. Бых, В. В. Семенец // Сборник научных трудов 3-й международной научной конференции «Функциональная компонентная база микро-опто- и нано-электроники». – Харьков, ХНУРЕ. – 2010. – С. 280-281

34. Мошнегуц С. В. Опыт применения стандартных средств обработки растровой графики на платформе Windows для задач сегментации данных низкопольной магнитно-резонансной томографии / С. В. Мошнегуц, Л. С. Барбараш // Медицинская визуализация. – 2005. – № 6. – С. 128-131.

35. Аврунин О. Г. Экспериментальное исследование пневмоустройства для определения перепадно-расходных характеристик воздушного потока в носовых ходах / О. Г. Аврунин // Промислова гідравліка і пневматика. – 2011. – №2(32). – С. 34-38.

36. Абрамов Е. И. Элементы гидропривода: Справочник / Е. И. Абрамов, К. А. Колесниченко, В. Т. Маслов. – Киев: Техніка, 1977. – 320 с.

37. Справочник по гидравлическим расчетам / (П. Г. Киселев, А. Д. Альтшуль, Н. В. Данильченко и др.); под ред. П.Г. Киселева.– М.: Энергия, 1974.– 312 с.

38. Элементы и устройства пневмоавтоматики высокого давления: Отраслевой каталог / (Е. А. Рагулин, Ж. М. Кривко, А. Ф. Караго и др.); под ред. А. И. Кудрявцева. – М. : ВНИИТЭМР, 1990. – 184 с.

39. SPIROVIT SP-2 [Электронный ресурс]: Техническое описание спирометров фирмы Shiller. – http://www.schiller.ch/Lungfunction_testing,_Spirometry,_handy_unit,_SCHILLER_SPIROVIT_SP-2/-45-948-69-en-hq-/cms.html

40. MiniSpir [Электронный ресурс]: Техническое описание. – <http://199.203.207.238/eldan/MIR/minispir.pdf>

41. Spirobank G [Электронный ресурс]: Техническое описание. – <http://www.spirometry.com/ENG/Products/SpiroBankGusb.asp>

42. Mini-Wright Digital Technical Specifications [Электронный ресурс]: Техническое описание. – http://www.clementclarke.com/products/peak_flow/mini-wright-digital/specifications/index.html

43. US Patent 3922525, Int. Cl. G01F 3/00. Bidirectional spirometer / Zdenec Vaclav Kozak, Joseph Jaromir Stupecky. – №469388; filed May 13, 1974; date of patent Nov. 25, 1975

44. US Patent 4282883, Int. Cl. A61B 5/08. Spirometers / Moshe Yerushalmy. – №51897; filed Jun. 25, 1979; date of patent Aug. 11, 1981
45. US Patent 5158094, Int. Cl. A61B 5/00. Turbine incentive spirometer / Kenneth G. Miller. – №598532; filed Oct. 16, 1990; date of patent Oct. 27, 1992
46. Пат. 86428 Україна, МПК (2006.01) G01F 1/10. Турбінний тангенціальний витратомір / П.Ф. Коротков. – № а2007701298; заявл. 08.02.2007; опубл. 27.04.2009, Бюл. №8.
47. US Patent 4441505, Int. Cl. A61B 5/08. Sensing device for human lung Exhalation/inhalation air flow measurment / Raymond A. Edwards, Keih F. Edwards. – №338373; filed Jan. 11, 1982; date of patent Apr. 10, 1984
48. WO 2005/037102 A1, Int. Cl. A61B 5/09. Disposable spirometer with plastic injection moulded turbine / Boshetti Sacco. – №PCT/IT2004/000068; filed Feb. 18, 2004; date of patent Apr. 28, 2005
49. Журавлев Ю. Н. Активные магнитные подшипники: Теория, расчет, применение / Ю. Н. Журавлев. – СПб.: Политехника, 2003. – 206 с.: ил.
50. Фалова О. Е. Физиология дыхательной системы: методические указания к лабораторной работе по курсу «Физиология человека» / О. Е. Фалова. – Ульяновск: УлГТУ, 2006. – 24 с.
51. Lung function tests: Physiological principles and clinical applications / Ed. By J. M. V. Hughes, N. V. Pride. - London ttc.: Saunders, 1999. – 314p.
52. Бронхиальная астма у взрослых. Атопический дерматит: Клинические рекомендации / Под ред. А. Г. Чучалина. – М.: Атмосфера, 2002. – 253 с.
53. Кипенский А.В. Математическое моделирование процессов в турбинном преобразователе потока портативного спирометра / Кипенский А.В., Томашевский Р.С.//Вісник НТУ «ХПІ». Математичне моделювання в техніці та технологіях. – Харків, 2012. – №54. – С.86-98
- 54.

3. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ АЭРОДИНАМИКИ И МЕТОДЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ В РИНОЛОГИИ

3.1. Модель одномерного течения воздуха в носовой полости при дыхании

Для построения математических моделей аэродинамики верхних дыхательных путей необходимо оценить влияние сжимаемости воздуха в носовой полости в процессе дыхания. При этом в качестве упрощенной модели носового хода принимается круглый трубопровод с соответствующим средним сечением.

Определение степени сжимаемости воздуха производится на основании уравнения неразрывности сплошной среды [1], представленного в виде

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho \operatorname{div} \vec{u} = 0, \quad (3.1)$$

где ρ – плотность среды (для воздуха $\rho = 1,3 \text{ кг/м}^3$); \vec{u} – вектор скорости воздуха.

Уравнение (3.1) можно представить в координатной форме (в цилиндрической системе координат)

$$\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{1}{r} \frac{\partial (ru_r)}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\alpha}{\partial \alpha} + \frac{\partial u_z}{\partial z} = 0, \quad (3.2)$$

где r – радиус носового хода; u_z , u_r , u_α – аксиальная (направленная вдоль оси носового хода), радиальная и угловая компоненты скорости воздушного потока, соответственно.

Для аксиально симметричного потока $\frac{\partial u_\alpha}{\partial \alpha} = 0$ и тогда после очевидных преобразований получаем из формулы (3.2)

$$\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{u_r}{r} + \frac{\partial u_r}{\partial r} + \frac{\partial u_z}{\partial z} = 0. \quad (3.3)$$

Произведем численную оценку величин $\frac{\partial u_z}{\partial z}$ и $\frac{\partial \rho}{\partial t}$. Среднее значение дивергенции аксиальной скорости согласно данным [2]

$$\frac{\partial u_z}{\partial z} \approx \frac{\Delta u_z}{\Delta z} \approx \frac{-1,5}{0,07} \approx -21 \text{ с}^{-1}. \quad (3.4)$$

Выполним оценку производной от плотности по времени, считая воздух газом близким к идеальному, а процесс его распространения в носовой полости близким к изотермическому, тогда из уравнения Клапейрона-Менделеева находим

$$\frac{d\rho}{dt} = \frac{1}{R_\mu T} \cdot \frac{dp}{dt}, \quad (3.5)$$

где $R_\mu = \frac{R}{\mu} = 287 \frac{\text{м}^2}{\text{с}^2 \cdot \text{К}}$ – молярная газовая постоянная для воздуха.

Заменяя величину производной от давления средним значением изменения давления в процессе вдоха или выдоха к его

продолжительности, т. е. считая $\frac{dp}{dt} \approx \frac{\Delta p}{\Delta t} \approx \frac{300}{1,5}$ (учитывая, что по данным

[3, 2] $\Delta p = 300$ Па и $\Delta t = 1,5$ с – средняя продолжительность вдоха), и подставляя в формулу (3.5) соответствующие значения численных величин при температуре 300 К, находим значение производной от плотности по времени

$$\frac{dp}{dt} = \frac{1}{287 \cdot 300} \cdot \frac{300}{1,5} = 2,3 \cdot 10^{-3} \frac{\text{кг}}{\text{м}^3 \cdot \text{с}}. \quad (3.6)$$

После подстановки найденных средних значения производных в уравнение (3.3), получим

$$\frac{u_r}{r} + \frac{du_r}{dr} = \pm \frac{2,3 \cdot 10^{-3}}{1,3} + 21. \quad (3.7)$$

Поскольку первый член в правой части этого уравнения (среднее значение производной $\frac{\partial \rho}{\partial t}$) пренебрежимо мал по сравнению со вторым,

который представляет собой дивергенцию аксиальной скорости воздуха, можно считать, что

$$\operatorname{div} \vec{u} \approx 0, \quad (3.8)$$

и из формулы (3.2) получим

$$\frac{d\rho}{dt} = 0. \quad (3.9)$$

Таким образом, принимаем, что при данных условиях воздух является несжимаемым газом.

Приведенную выше теоретическую оценку несжимаемости воздуха при дыхании можно подтвердить исходя из эмпирического критерия, который основан на определении значения числа Маха M , равного отношению величины скорости U воздушного потока в носовой полости к скорости распространения звука в воздушной среде $V_{зв}$

$$M = \frac{U}{V_{зв}}. \quad (3.10)$$

При значениях $M \leq 0,3$ воздух можно считать несжимаемой средой [1]. Учитывая, что действующие значения скорости W воздушного потока в верхних дыхательных путях не превосходят 50 м/с, а скорость звука в воздухе принимается равной около 320 м/с и число $M \approx 0,15$, что позволяет рассматривать воздух как несжимаемую среду.

Для проведения компьютерного планирования в функциональной ринопластики необходимо знать аэродинамические характеристики воздушного потока, проходящего через верхние дыхательные пути. Базовым параметром при этом является безразмерное число Рейнольдса, по значению которого определяется режим течения воздуха, а также выбор соответствующих моделей и допущений.

Число Рейнольдса [1, 4] определяется как

$$\operatorname{Re} = 10^3 \frac{V \cdot d_r}{\nu_{вязк}}, \quad (3.11)$$

где V – скорость течения воздуха в канале, м/с; $V_{\text{вязк}}$ – коэффициент кинематической вязкости воздуха, мм²/с; d_r – гидравлический диаметр, определяемый по формуле

$$d_r = \frac{4S}{\Pi}, \text{ мм}, \quad (3.12)$$

где S – площадь сечения канала, мм²; Π – смоченный периметр носового канала, мм.

В зависимости от значения числа Рейнольдса определяют режим течения воздуха (ламинарный или турбулентный), знание которого необходимо для расчета аэродинамических сопротивлений в носовой полости и планирования оперативного вмешательства по устранению критических участков.

Для определения режима течения воздуха в полости носа необходимо выполнить построение сечений носового канала, перпендикулярных движению воздуха, определить их площади и смоченные периметры, провести расчет числа Рейнольдса и сравнить его с критическим значением. Расчет геометрических характеристик сечений носового канала выполняется путем построения мультипланарной реконструкции (МПР) данных спиральной компьютерной томографии (СКТ-данных) во фронтальной плоскости перпендикулярно течению воздуха в носовой полости.

Модуль построения МПР обеспечивает отображение томографических срезов, произвольно ориентированных относительно плоскости сканирования. Для носовых ходов, имеющих сложную разветвленную структуру, этот режим визуализации является одним из основных, так как позволяет наглядно отобразить их ориентацию и анатомическую конфигурацию живых сечений – перпендикулярных к направлению течения воздуха. Алгоритм построения мультипланарной реконструкции (рис. 3.1, а) базируется на задании плоскости P реконструкции по трем точкам $A(A_x, A_y, A_z)$, $B(B_x, B_y, B_z)$ и $C(C_x, C_y, C_z)$.

Две точки, как правило, задаются в плоскости одного томографического среза, а третья определяет ориентацию плоскости реконструкции в вертикальной плоскости. Также указываются ее пределы в виде номеров верхнего и нижнего томографических срезов.

В случае построения реконструкций, перпендикулярных плоскости сканирования, третья точка выбирается автоматически и имеет x, y координаты, совпадающие с координатами одной из двух ранее выбранных точек, а z -координата определяется максимальным (минимальным) номером среза S_k , используемого в реконструкции. Таким образом, плоскость реконструкции определяется параметрически из выражения

$$P(t,s) = C + \vec{a}t + \vec{b}s = C + (\overrightarrow{A-C})t + (\overrightarrow{B-C})s, \quad (3.13)$$

где t и s – параметры, причем $t; s \in [0,1]$.

Соответственно в координатной форме, непосредственно используемой для расчетов, уравнение (3.13) принимает вид

$$P(t,s) = (C_x + a_x t + b_x s, C_y + a_y t + b_y s, C_z + a_z t + b_z s). \quad (3.14)$$

Для устранения эффекта ступенчатости, связанного с меньшим пространственным разрешением в плоскости Z , к реконструированному изображению на стадии окончательной обработки следует применить процедуру усредняющей фильтрации. На рис. 3.1, б) приведен пример МПР в плоскости, перпендикулярной носовым ходам.

Для проведения аэродинамических расчетов используется бинарная воксельная модель $F(i, j, k, 1)$ воздухоносных полостей носовых ходов, полученная после многозначной сегментации исходных томографических данных, причем количество N сечений определялось как

$$N = \frac{l}{h_{XY}}, \quad (3.15)$$

где l – длина носового хода (составляет в среднем около 70 мм); h_{XY} – шаг реконструкции (задавался 2 мм, и, соответственно, $N=35$).

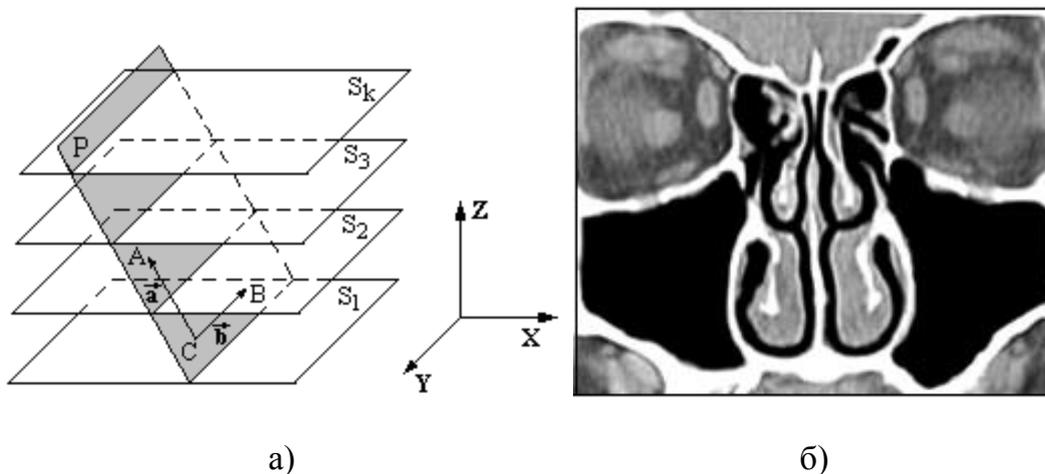


Рисунок 3.1 – Схематические изображения плоскостей исходных аксиальных СКТ- срезов S_k (а) и МПР во фронтальной плоскости (б)

На полученных в результате сегментации изображениях выполнялось интерактивное удаление областей, принадлежащих придаточным пазухам носа и их соустьям (оценка роли придаточных пазух носа в аэродинамике верхних дыхательных путей будет рассмотрена ниже).

Далее проводились вычисление площадей и смоченных периметров сечений носовых каналов для каждой реконструкции

$$S = M_S \cdot h_{XY}^2; \quad \Pi = M_{\Pi} \cdot h_{XY}, \quad (3.16)$$

где M_S – количество элементов изображения, принадлежащих сечению носового канала; M_{Π} – количество элементов изображения, принадлежащих смоченному периметру сечения носового канала.

Расчеты проводились по формулам (3.16) с учетом масштабного коэффициента, компенсирующего различие пространственного разрешения по соответствующим координатам при построении мультипланарных реконструкций. При определении количества элементов изображения, принадлежащих смоченному периметру M_{Π} , в каждом сечении носового канала проводилась локальная обработка сегментированных изображений оператором пространственного

дифференцирования с последующим инвертированием получаемых данных. Результаты сегментации характерных сечений носового хода (для левого носового прохода) и их смоченных периметров приведены на рис. 3.2 (n – номера сечений C_n). При этом конфигурация сечений носового канала на входе имеет щелевидно-эллиптическую форму, далее условно разделяется на нижний, средний и верхний носовые ходы, которые на выходе в носоглотку объединяются в широкое овальное отверстие – хоану.

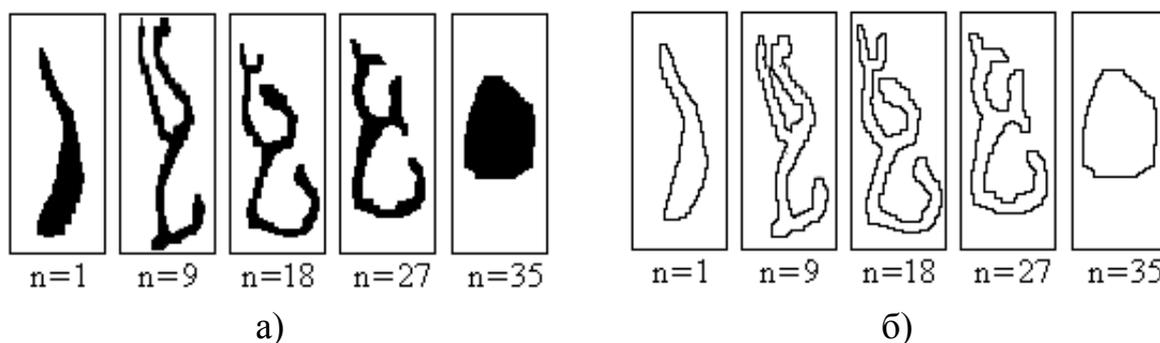


Рисунок 3.2 – Сегментация характерных сечений (а) и смоченных периметров (б) носовых ходов

Анализ полученных геометрических характеристик сечений носового хода (рис. 3.3, а) показал что, распределения площади S сечений носового канала по 35 срезам с шагом 2 мм, площадь сечений практически монотонно возрастает от значения 70 мм^2 на входе в носовой канал до максимальной – площади хоаны, достигающей более 200 мм^2 .

В соответствие с конфигурацией сечений носового канала смоченный периметр (рис. 3.3, б) имеет максимум примерно в середине длины канала и снижается при приближении к хоане. Максимальное значение смоченного периметра составляет 118 мм. Гидравлический диаметр d_r на входе и выходе из носового канала (рис. 3.3, в) достигает максимального значения, а его минимум находится в центральных сечениях. Глобальный максимум d_r составляет порядка 20 мм на уровне хоаны.

Сравним значения полученных гидравлических диаметров с аналогичными параметрами для характерных объектов, например, плоской щели

$$h_c \ll l_c, \quad (3.17)$$

где h_c и l_c – высота и длина щели, соответственно; $d_{гс}$ – гидравлический диаметр (3.12) щели равен ее удвоенной высоте

$$d_{гс} = \frac{4h_c \cdot l_c}{2 \cdot h_c + 2l_c} \approx 2h_c, \quad (3.18)$$

и трубопровода круглого сечения, для которого гидравлический диаметр $d_{гтп}$ (3.13) равен диаметру $d_{тп}$ этого трубопровода

$$d_{гт} = \frac{4\pi \cdot d_{т}^2}{4\pi \cdot d_{тп}} = d_{тп}. \quad (3.19)$$

Таким образом, входное сечение носового канала ($n = 1$) можно считать плоской щелью: $l_c = 34$ мм; $h_c = 4,8$ мм; $l_c / h_c \approx 7$ и $d_{гс} \approx 9,6$ мм, что сопоставимо с расчетным значением $d_r = 7$ мм (рис. 3.3, в). Для круглого сечения на выходе носового хода ($n = 35$) диаметр и, соответственно, гидравлический диаметр составляют 15 мм, что так же сопоставимо с расчетным значением $d_r = 19,5$ мм. Полученные результаты позволяют сделать вывод о возможности использования для определения аэродинамических сопротивлений носовых ходов стандартной методики расчета трубопроводов [4, 5].

Для расчета числа Рейнольдса (2.11) значение коэффициента кинематической вязкости воздуха определяется по формуле

$$\nu_{\text{вязк}} = 10^6 \frac{\mu}{\rho} = 10^6 \frac{1,81 \cdot 10^{-5}}{1,205} = 15,02 \text{ мм}^2/\text{с} \text{ (сантiСтокс)}, \quad (3.20)$$

где μ и ρ – коэффициент динамической вязкости и плотность воздуха, значения которых при нормальных атмосферных условиях по ГОСТ 19862 (температуре 20°C и давлении 760 мм рт. ст.) составляют $\mu = 1,81 \cdot 10^{-5} \text{ Н} \cdot \text{с}/\text{м}^2$ и $\rho = 1,205 \text{ кг}/\text{м}^3$ [5], соответственно.

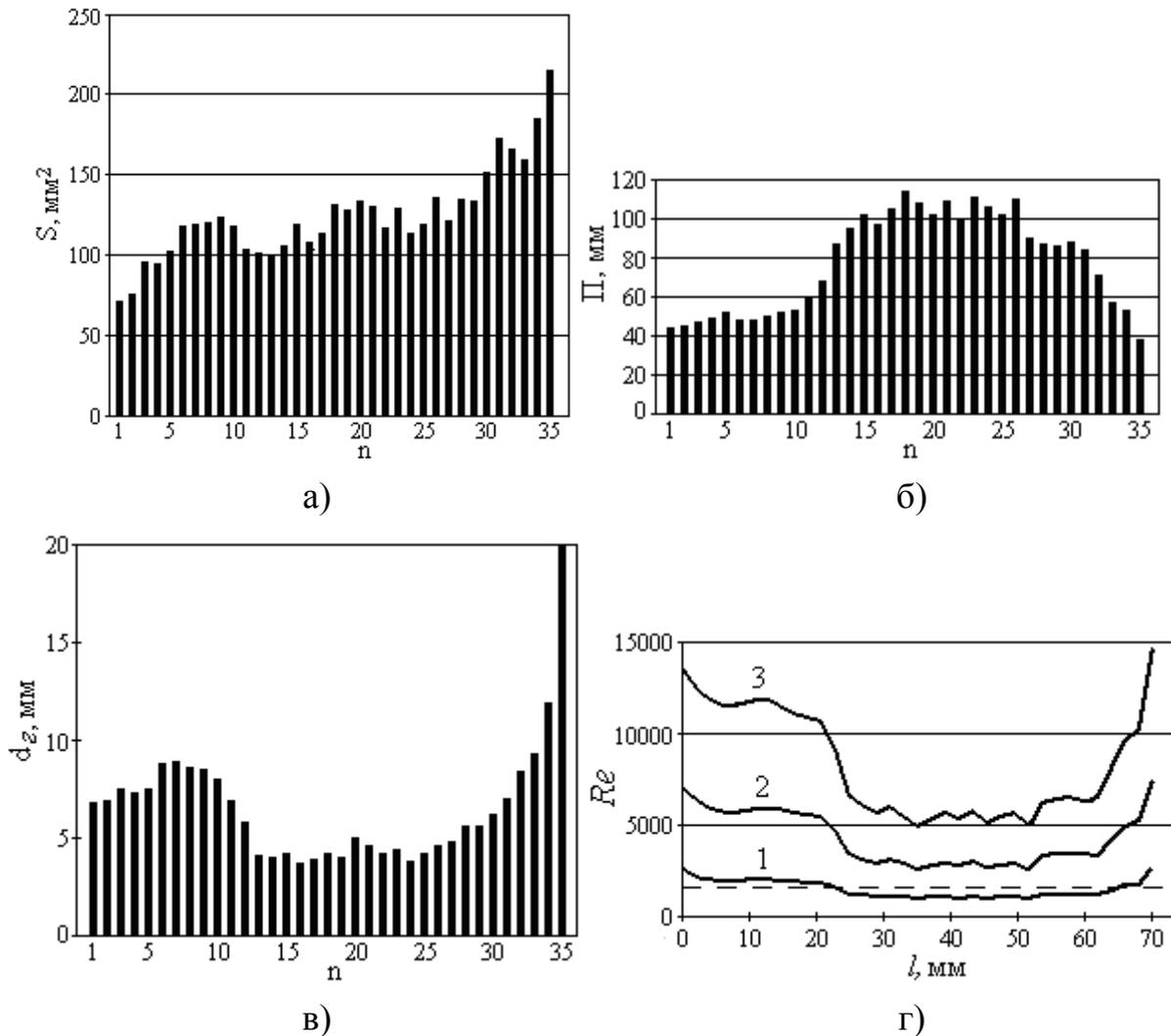


Рисунок 3.3 – Изменение параметров по длине носовой полости:
 а) – площади S сечений; б) – смоченного периметра Π ;
 в) – гидравлического диаметра d_g ; г) – числа Рейнольдса
 (при значениях расхода: 1-0,3 л/с; 2-1 л/с; 3-2 л/с)

Скорость течения воздуха по носовому каналу определяем по формуле

$$V = 10^3 \frac{Q}{S}, \text{ м/с}, \quad (3.21)$$

где Q – расход воздуха через носовой канал, л/с; S – площадь поперечного сечения канала, мм^2 .

С учетом соотношений (3.20) и (3.21) формула (3.11) принимает вид

$$\text{Re} = 10^3 \frac{V \cdot d_r}{\nu_{\text{вязк}}} = \frac{10^6 Q \cdot 4S}{\nu_{\text{вязк}} \cdot S \cdot \Pi} = \frac{4 \cdot 10^6 Q}{\nu_{\text{вязк}} \cdot \Pi}. \quad (3.22)$$

После подстановки значения вязкости $\nu_{\text{вязк}}$ (3.20) получаем окончательное выражение для вычисления числа Рейнольдса

$$\text{Re} = 2,7 \cdot 10^5 \frac{Q}{\Pi}, \quad (3.23)$$

из которого следует, что при постоянной вязкости число Рейнольдса зависит только от расхода воздуха и смоченного периметра носового прохода. Задаваясь расходом воздуха в носовом проходе в диапазоне реальных значений от 0,3 до 2 л/с [6, 7] и определяя смоченные периметры сечений каналов Π (рис. 3.3, б), проводим расчет по формуле (3.23).

На рис. 3.3, в) приведены зависимости изменения чисел Рейнольдса вдоль длины l носового канала при различных значениях расхода воздуха. Таким образом, при расходах 0,3...2 л/с диапазон значений чисел Рейнольдса составляет от 650 до 13500. Поток воздуха является ламинарным при $\text{Re} < \text{Re}_{\text{кр}}$ и турбулентным в противном случае. Для труб круглого сечения и резиновых рукавов $\text{Re}_{\text{кр}} = 1600 \dots 2300$ [4, 5, 8], для других гидравлических сопротивлений может снижаться до $\text{Re}_{\text{кр}} = 260 \dots 1100$ в зависимости от конфигурации входа в сопротивление и степени турбулизации потока перед входом.

Таким образом, максимумы значений гидравлического диаметра (рис. 3.3 в) имеют место при щелевидной форме сечения на входе в носовой канал и при почти круглой на выходе в носоглотку, что объясняется малыми смоченными периметрами данных сечений по сравнению со срединными, которые условно разделяются на носовые ходы. При анализе изменения числа Рейнольдса по сечениям можно сделать вывод о том, что наибольшая турбулизация потока возникает при входе и выходе из носового канала. При спокойном дыхании режим течения воздуха в верхних дыхательных путях можно считать ламинарным, при форсированном – турбулентным.

Полученные результаты полностью корреспондируются с данными, приведенными в работе [9], где показано, что только при расходе воздуха до 0,25 л/с в носовых проходах может иметь место ламинарный режим, а дальнейший рост расхода воздуха (приведены данные до 0,4 л/с) приводит к турбулизации течения воздуха.

Однако, следует также отметить, что в носовых проходах расход и скорость воздуха носят нестационарный характер, который обусловлен механикой работой дыхательных мышц легких по типу гармонических колебаний, например как у кривошипно-шатунного однопоршневого насоса, поэтому ламинарный режим течения воздуха практически не реализуем.

В заключение получим значение скорости воздуха в одном носовом канале при расходе 3,36 л/с

$$V = 10^3 \frac{Q}{2S} = 10^3 \frac{3,36}{2 \cdot 70} = 24 \text{ м/с.} \quad (3.24)$$

Формула (3.24) содержит удвоенную площадь сечения в знаменателе как допущение о равномерном распределении расхода через каждый носовой проход. Расчет действующих значений скоростей воздуха имеет важное практическое значение для определения возможной травматизации слизистой оболочки носовой полости [10].

3.1.1. Динамическая модель течения воздуха в носовой полости

Рассмотрим процесс дыхания как аэродинамический процесс прохождения воздуха через носовую полость и установим особенности, возникающие при движении воздушного потока через входные и выходные отверстия носовых ходов.

Для исследования основных аэродинамических закономерностей дыхательного процесса в носовой полости следует рассмотреть упрощенную модель носового прохода, которая представляет собой круглую цилиндрическую трубу радиусом a , в которой под влиянием периодически изменяющегося перепада давления перемещается воздух. При

этом в качестве аналога принимаем пульсирующее ламинарное движение вязкой несжимаемой жидкости по круглой цилиндрической трубе.

Уравнение нестационарного ламинарного установившегося (не зависящего от осевой координаты z) движения вязкой несжимаемой жидкости в цилиндрической трубе круглого сечения при гармонически изменяющемся внешнем давлении $p = \Delta p \cos \omega t$ имеет вид [1]

$$\frac{\partial w}{\partial t} - \nu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} \right) = \frac{\Delta p}{\rho L} \cos \omega t, \quad (3.25)$$

где w – скорость движения воздуха вдоль оси z ; r – радиальная координата вдоль радиуса трубы; t – время; Δp – перепад давлений вдоль трубы длиной L ; ρ – плотность воздуха; ν – коэффициент кинематической вязкости воздуха; ω – частота гармонических колебаний внешнего давления.

Это уравнение следует подчинить очевидному граничному условию равенства нулю скорости воздуха на стенке трубы ($w = 0$ при $r = a$). Начальное условие определяется максимальным значением перепада Δp внешнего давления, изменяющегося по гармоническому закону (при $t = 0$, $p = \Delta p$). Существует аналитическое решение этого уравнения [1], которое выражается через модифицированные цилиндрические функции Кельвина $ber(x)$ и $bei(x)$, связанные с функцией Бесселя нулевого порядка от комплексного аргумента $J_0(x\sqrt{i})$ соотношением

$$J_0(x\sqrt{i}) = ber(x) - i bei(x), \quad (3.26)$$

и имеет вид

$$w(r,t) = \frac{\Delta p}{\omega \rho L} \left[\left(1 - \frac{bei x_a bei x + ber x_a ber x}{ber^2 x_a + bei^2 x_a} \right) \sin \omega t + \frac{bei x_a ber x - ber x_a bei x}{ber^2 x_a + bei^2 x_a} \cos \omega t \right], \quad (3.27)$$

где $x = r\sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$, $x_a = a\sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$ и $\omega = \frac{2\pi}{T}$ при периоде колебаний T .

Полагая, что средний радиус носового хода равен $r = a \approx 6$ мм, плотность воздуха и его коэффициент кинематической вязкости при нормальных условиях $\rho = 1,205$ кг/м³ и $\nu = 15,02$ мм²/с, соответственно, при задаваемом периоде колебаний $T \approx 5$ с получим значение $x_a \approx 0,8$. Функции Кельвина этого аргумента имеют значения $\text{ber}(0,8) = 0,99$ и $\text{bei}(0,8) = 0,16$.

В режиме спокойного дыхания, когда характер движения воздуха в носовой полости близок к ламинарному, рассматриваемая модель отражает общие закономерности дыхательного процесса. Это видно из представленных на рис. 3.4 графиков зависимости от времени (фазы колебания) относительной скорости потока, рассчитанной по формуле (3.27) и по экспериментальным данным (относительная скорость является отношением текущего значения скорости к максимальному значению). Идентичность зависимостей относительных величин скоростей от времени позволяет перенести особенности рассматриваемой модели на натуральный образец.

Введем обозначения

$$C_1(\omega, r) = 1 - \frac{\text{bei } x_a \text{ bei } x + \text{ber } x_a \text{ ber } x}{\text{ber}^2 x_a + \text{bei}^2 x_a}, \quad (3.28)$$

$$C_2(\omega, r) = \frac{\text{bei } x_a \text{ ber } x - \text{ber } x_a \text{ bei } x}{\text{ber}^2 x_a + \text{bei}^2 x_a}. \quad (3.29)$$

Преобразуем уравнение (3.27) с учетом соотношений (3.28) и (3.29)

$$\begin{aligned} w(r, t) &= \frac{\Delta p}{\omega \rho L} \cdot [C_1(\omega, r) \sin(\omega t) + C_2(\omega, r) \cos(\omega t)] = \frac{\Delta p \cdot \sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)}}{\omega \rho L} \times \\ &\times \left[\frac{C_1(\omega, r)}{\sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)}} \sin(\omega, t) + \frac{C_2(\omega, r)}{\sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)}} \cos(\omega, t) \right] = \\ &= \frac{\Delta p \cdot \sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)}}{\omega \rho L} [\sin(\delta) \sin(\omega t) + \cos(\delta) \cos(\omega t)]. \end{aligned}$$

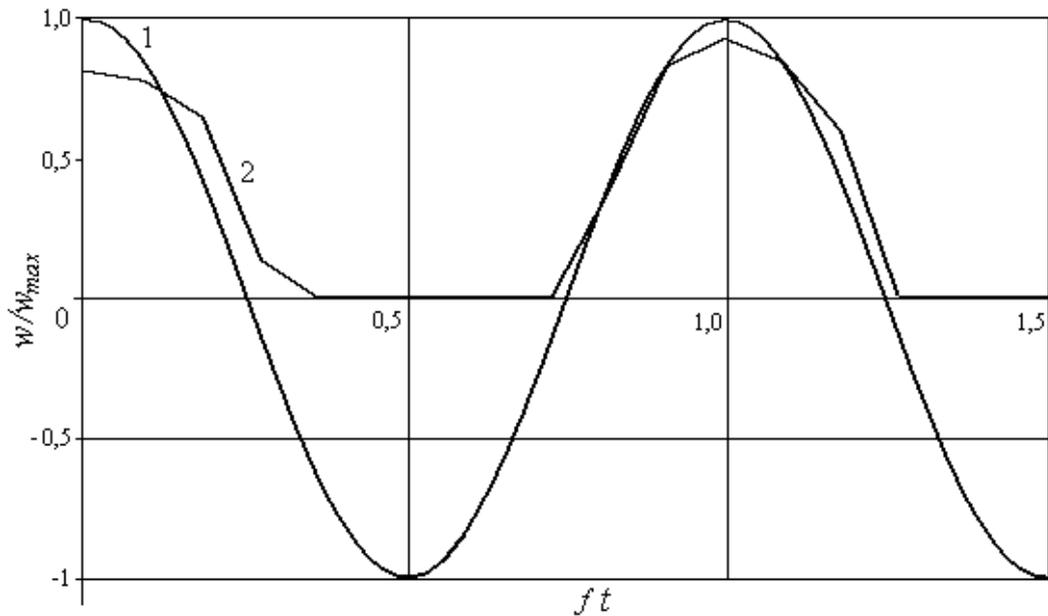


Рисунок 3.4 – Зависимость относительной скорости воздуха в носовой полости от фазы колебаний: 1 – теоретическое значение; 2 – экспериментальная зависимость

Тогда, с учетом тригонометрических преобразований, уравнение (3.27) принимает вид

$$w(r,t) = \frac{\Delta p}{\omega \rho L} \sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)} \cdot \cos(\omega t - \delta), \quad (3.30)$$

где $C_1(\omega, r)$ и $C_2(\omega, r)$ – множители при тригонометрических функциях, определенные по формулам (3.28) и (3.29),

δ – разность фаз [град] между скоростью и давлением, причем отношение указанных множителей $C_1(\omega, r)$ и $C_2(\omega, r)$ равно тангенсу угла разности фаз

$$\frac{C_1(\omega, r)}{C_2(\omega, r)} = \operatorname{tg} \delta. \quad (3.31)$$

Поскольку внешнее давление задано в виде $p = \Delta p \cos \omega t$, то между скоростью и давлением существует разность фаз δ , которая является функцией координат и частоты (вязкость воздуха в данных условиях является постоянной). Тональная диаграмма зависимости разности фаз δ от безразмерного радиуса r/a и частоты f представлена на рис. 3.5, из которого следует, что разность фаз возрастает с ростом безразмерного радиуса при малых частотах и имеет минимум по радиусу в области высоких частот (низкие и высокие частоты определяются приведенными на диаграмме значениями этой величины). Зависимость разности фаз от частоты более сложная – при малых значениях r/a разность фаз увеличивается с ростом частоты, а при больших имеет максимум и минимум.

Отметим, что отношение $\Delta p / L$ является градиентом давления и уравнение (3.30) может быть представлено в виде

$$w(r, t) = \frac{\sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)}}{\omega \rho} \cos(\omega t - \delta) \cdot \text{grad } p. \quad (3.32)$$

Учитывая, что скорость является функцией расхода, уравнение (3.32) формально представляет собой кинетическое уравнение переноса, в котором $\text{grad } p$ можно рассматривать как термодинамическую силу, обуславливающую данный расход, а коэффициент, находящийся перед $\text{grad } p$ – как соответствующий коэффициент переноса. Среднее по периоду значение скалярного произведения скорости потока на термодинамическую силу (процедура усреднения аналогична усреднению мощности переменного тока) определяет величину диссипативной функции мощности D

$$D(r) = \frac{\sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)}}{\omega \rho} \text{grad}^2 p \cdot \cos \delta. \quad (3.33)$$

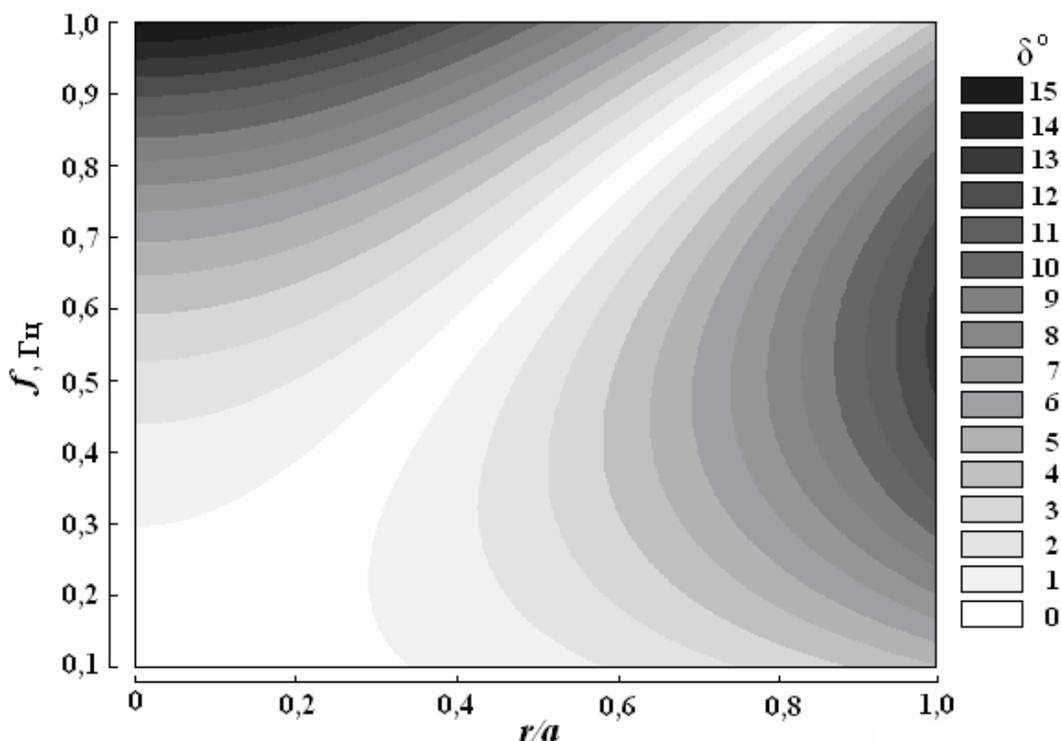


Рисунок 3.5 – Тональная зависимость разности фаз от безразмерного радиуса r/a и частоты f при перепаде давления 1 кПа

На тональной диаграмме светлая область соответствует наибольшим значениям диссипативной функции. При малой частоте дыхания область максимальной диссипации мощности дыхания находится на оси носового хода, а с повышением частоты смещается в пристеночную область. Разработанная модель не учитывает взаимодействие воздушного потока со стенкой носа, но позволяет выявить области максимальной диссипации энергии в носовой полости за счет внутреннего трения [11].

3.1.2. Математические модели аэродинамических и диффузионных процессов в придаточных пазухах носа

Рассмотрим воздушный поток на участке носового хода, включающем соустье воздухоносной полости. На рис. 3.6 показано

аксиальное (по отношению к оси соустья пазухи) сечение воздухоносной полости с характерными для верхнечелюстной пазухи размерами, которая считается в плане изометрической со средним размером около 25 мм. Можно выделить внутри пазухи область, ограниченную внутренней поверхностью пазухи и боковой поверхностью цилиндра, диаметр которого совпадает с диаметром D соустья, а высота – с глубиной h пазухи и рассчитаем поток вектора скорости воздуха через данную поверхность. Так как внутренняя поверхность пазухи непроницаема для воздуха, поток может быть отличным от нуля только на боковой поверхности цилиндра.

В соответствии с теоремой Гаусса величина этого потока равна скорости генерирования объема V воздуха в полости

$$\oiint v_n dS = \frac{dV}{dt}, \quad (3.34)$$

где v_n – нормальная по отношению к боковой поверхности цилиндра скорость.

Так как внутри выделенной поверхности отсутствуют источники и стоки воздуха, то

$$\frac{dV}{dt} = 0, \quad (3.35)$$

откуда следует, что формула (3.34) преобразуется к виду

$$\oiint v_n dS = 0. \quad (3.36)$$

При этом возможны два случая:

- во всех точках боковой поверхности цилиндра нормальная скорость равна нулю ($v_n = 0$);
- на одних участках поверхности скорость $v_n > 0$, а на других $v_n < 0$, что также может привести к обращению в нуль полного потока вектора скорости.

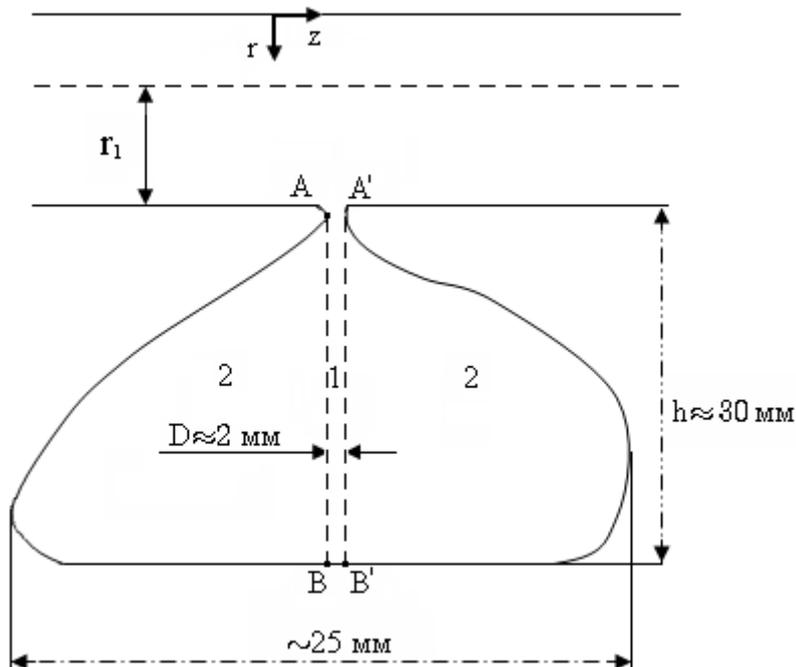


Рисунок 3.6 – Аксиальное (по отношению к оси соустья) сечение
воздухоносной верхнечелюстной пазухи

Однако если разбить выделенную область компланарными сечениями, расстояния между которыми образуют бесконечно тонкие слои величиной dh , в пределах которых скорость может характеризоваться только вполне определенным значением, то из условия (3.35) следует, что это значение должно быть равным нулю, т.е. реализуется первый случай (нормальная скорость равна нулю).

При этом возможно существование тангенциальной скорости v_r , направленной, как видно из рисунка, вдоль r . Для оценки величины этой скорости запишем уравнение неразрывности для точки А, которое при условии несжимаемости среды и отсутствии источников имеет вид

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} + \frac{\partial v_r}{\partial r} = 0. \quad (3.37)$$

Переходя в этом уравнении от частных дифференциалов к конечным приращениям и полагая, что точка А находится непосредственно на

поверхности ткани на условной границе между носовым ходом и соустьем, а также считая, что изменение скорости происходит скачком на толщине граничного слоя δ ($\Delta z \approx \Delta r \approx \delta$), получим

$$\Delta v_z = -\Delta v_r. \quad (3.38)$$

Для нахождения этих величин запишем равенство потоков до входа в соустье ($z < A$) и после входа в него ($A < z < A'$)

$$\pi r_1^2 v_{z(1)} \approx \left[\pi r_1^2 + \pi \left(\frac{h}{2} \right)^2 \right] v_{z(2)}, \quad (3.39)$$

где $v_{z(1)}$, $v_{z(2)}$ – скорости воздушного потока перед соустьем ($z < A$) и после входа в соустье ($A < z < A'$), соответственно.

Полагая на основании данных [12–17], что $v_{z(1)} \approx 2,75$ м/с и средний радиус носового хода $r_1 \approx 3$ мм, и считая в соответствии с рисунком $h \approx 30$ мм, определяем по формуле (3.42) $v_{z(2)} \approx 0,04$ м/с.

Согласно полученным данным на основании уравнения (3.38) можно определить величину скачка радиальной скорости при входе в соустье

$$\Delta v_r = -\Delta v_z \approx 2,7 \text{ м/с},$$

и поскольку перед входом в соустье радиальная скорость $v_{r(1)} \approx 0$, то внутри соустья ее значение составит $v_{r(2)} \approx 2,7$ м/с.

В симметричной точке A' , если не учитывать незначительное в этом случае влияние вязкости, повторяя проделанные преобразования, можно получить значение скорости $v'_{r(2)} \approx -2,7$ м/с.

Таким образом, радиальная скорость изменяет свое направление, обращаясь в нуль на оси соустья пазухи. Отметим, что радиальная скорость потока обуславливает явление эжекции – вовлечение в поток прилежащих к струе областей жидкости или газа, однако согласно экспериментальным данным эжекция происходит в тем более узкой области, чем меньше вязкость жидкости [18], и для воздуха можно считать это явление несущественным.

В соответствии с рассмотренной моделью, вентиляция в пазухе происходит лишь в объеме 1 (см. рис.3.6), непосредственно примыкающем к области соустья, который равен

$$V = \frac{\pi D^2}{4} \cdot h, \quad (3.40)$$

имеет значение около 1 см^3 , в то время как общий объем крупных придаточных пазух (верхнечелюстных, клиновидных и лобных) составляет $10 \dots 20 \text{ см}^3$ [10, 19]. Предполагая, что радиальная скорость изменяется в пределах соустья вдоль оси z по линейному закону, уменьшаясь до нуля от стенки соустья до его оси и возрастая по модулю при приближении к противоположной стенке, можно считать, что средняя скорость на каждой половине соустья равна половине пристеночной радиальной скорости. При этом расход воздуха в зоне вентиляции через каждую из половин соустья равен

$$Q \approx \frac{1}{2} \frac{v_{r(2)}}{2} \frac{\pi D^2}{4}, \quad (3.41)$$

что составляет около $2 \text{ см}^3/\text{с}$, а среднее время вентиляции

$$t_v \approx 4 \frac{h}{v_{r(2)}}, \quad (3.42)$$

составляет $t_v \sim 0,05 \text{ с}$.

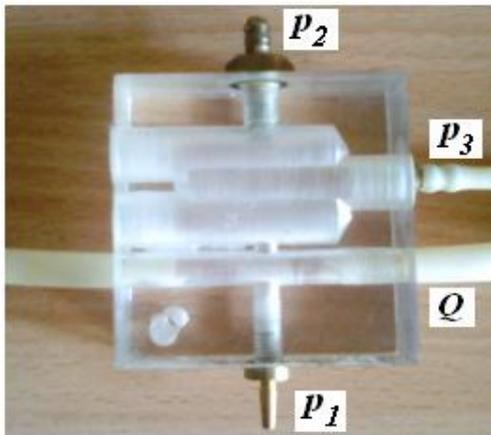
Таким образом, вентилируемая часть воздухоносной полости составляет около $5 \dots 10 \%$ от ее общего объема, а остальная часть является зоной застоя. Качественно оценивая роль соустьев придаточных пазух носа в аэродинамике верхних дыхательных путей, можно отметить, что в норме при спокойном дыхании ламинарный поток воздуха, распространяющийся через носовой ход, частично ответвляется в соустье пазухи, что приводит к созданию местного возмущения, способствующего турбулизации потока [1]. В случае блокирования соустья придаточной пазухи участок носового прохода становится однородным, что способствует большей устойчивости ламинарного режима. Вывод о турбулентном характере потока при

отсутствии патологии носовых каналов подтверждается результатами, приведенными в [2].

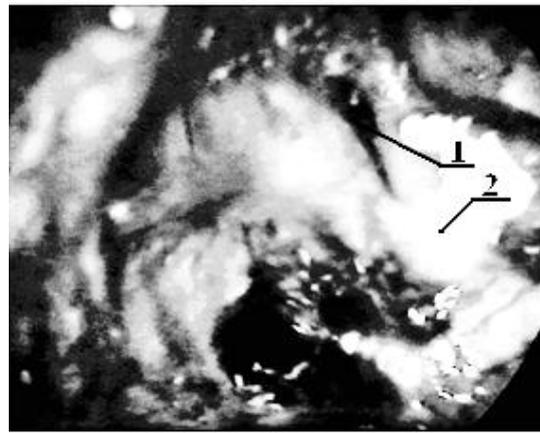
Для подтверждения теоретической модели целесообразно провести экспериментальные исследования, направленные на уточнение воздухообмена в придаточных пазухах носа.

Первый эксперимент для выяснения возможности движения воздуха за счет перепада давления между придаточной пазухой и носовым ходом выполнялся на специально изготовленной натурной модели носового хода и придаточной пазухи, выполненной из прозрачного стекла (рис. 3.7, а). Носовой проход моделировался трубой круглого сечения диаметром 8 мм, а полость придаточной пазухи тремя сообщающимися цилиндрами диаметром 12 мм и длиной 50 мм. Соустье пазухи выполнялось в виде цилиндрического отверстия диаметром 3 мм в месте соединения с носовым ходом. Точками измерения давления являлись: p_1 – в носовом проходе напротив соустья; p_2 – в латеральной стенке пазухи напротив соустья; p_3 – в дистальной стенке пазухи (для измерения перепада давления в периферийной области пазухи).

Методика эксперимента заключалась в измерении показаний датчиков, установленных в точках p_1 , p_2 и p_3 при значениях расхода воздуха через носовой ход от 0,3 до 8 л/с (0,3; 0,5; 1,0; 2,0; 3,0; 4,0; 6,0 и 8,0 л/с). При этом показания датчиков в установившихся режимах при разных расходах не изменялись $p_1 = p_2 = p_3$, а при изменении расхода значения перепада давлений p_1 , p_2 и p_3 изменялись синхронно, что свидетельствует об отсутствии значимых аэродинамических эффектов эжекции (всасывания/высасывания) воздуха из придаточных пазух носа во время дыхания, что так же подтверждается клиническим экспериментом, рассмотренным ниже.



а)



б)

Рисунок 3.7 – Исследование воздухоснабжения придаточных пазух носа:

а) – натурная модель для оценки перепада давлений между областями придаточной пазухи и носовым ходом (стрелкой показано направление потока воздуха Q через носовой ход); б) – иллюстрация прохождения сигаретного дыма (2) из носового хода через соустье (1) верхнечелюстной (гайморовой) пазухи при дыхании по данным эндоскопического видеонаблюдения во время гайморотомии

Исходными данными клинического эксперимента служили результаты исследований, проводимых во время гайморотомий – вмешательств для лечения хронического гайморита на базе оториноларингологического отделения Харьковской областной клинической больницы.

При эндоскопическом видеонаблюдении в носовую полость (в естественном цикле вдоха) вводился сигаретный дым, который через соустье 1 (рис. 3.7, б) при дыхании проникал в полость гайморовой пазухи кольцеобразными спиралевидными клубками 2, наблюдение характера которых позволило судить о турбулентном диффузионном процессе распространения воздуха (в данном случае – аэрозольной смеси) из соустья в придаточную пазуху.

Для теоретической оценки скорости распространения воздуха в придаточных пазухах носа рассмотрим модель диффузии аэрозоля в

придаточных пазухах носа. В соответствие с законом Фика для стационарной диффузии плотность \vec{j}_o диффузионного потока равна

$$\vec{j}_o = -D \cdot \text{grad } n, \quad (3.43)$$

где D – коэффициент диффузии; n – объемная концентрация частиц (число частиц в единице объема).

Учитывая, что плотность диффузионного потока \vec{j}_o связана с концентрацией n и скоростью \vec{V} соотношением

$$\vec{j}_o = n \cdot \vec{V}, \quad (3.44)$$

то для произвольного направления \vec{r} получаем

$$n \cdot V = -D \frac{dn}{dr}. \quad (3.45)$$

После разделения переменных имеем

$$V dr = -D \frac{dn}{n}; \quad V \cdot r \Big|_0^{r'} = -D \ln n \Big|_{n_{\max}}^{n'}; \quad V = \frac{-D \cdot \ln \frac{n'}{n_{\max}}}{r'} = \frac{D}{r'} \ln \frac{n_{\max}}{n'},$$

где n' – концентрация в точке r' .

Качественно скорость диффузии можно определить, считая, что в начальный момент времени $\Delta n = n - 0$ (полагая, что на стенке $n = 0$, а $r = r_{\Pi}$, где r_{Π} – глубина пазухи). Тогда уравнение (3.47) можно представить в виде

$$n \cdot V \approx D \frac{n}{r_{\Pi}}, \quad (3.46)$$

Откуда

$$V \approx \frac{D}{r_{\Pi}}. \quad (3.47)$$

Учитывая, что для воздуха в ламинарном режиме $D \approx 10^{-5} \text{ м}^2/\text{с}$ и характерный размер пазухи около $r \approx 2 \cdot 10^{-2} \text{ м}$, скорость диффузии составляет

$$V \approx \frac{10^{-5}}{2 \cdot 10^{-2}} = 0,5 \cdot 10^{-3} \text{ м/с},$$

и, соответственно, время диффузного воздухообмена

$$\tau = \frac{r_{II}}{V} = \frac{2 \cdot 10^{-2}}{0,5 \cdot 10^{-3}} = 40 \text{ с.} \quad (3.48)$$

Для турбулентного режима течения воздуха коэффициент диффузии D^* увеличивается приблизительно на два порядка и соответственно

$$D^* \approx 100 \cdot D, V^* \approx 100 \cdot V, \tau^* \approx \frac{\tau}{100}. \quad (3.49)$$

Скорость V^* диффузии согласно формуле (3.47) составляет порядка 0,05 м/с, а время τ^* диффузионного воздухообмена порядка 0,4 с. Таким образом, скорость обновления воздуха в придаточных пазухах носа более чем на два порядка меньше скорости воздуха в носовой полости в процессе дыхания, что визуально подтверждается экспериментами. Время аэрации застойной области на порядок больше, чем области, примыкающей к соустью. Расход воздуха будет определяться площадью соустья пазухи. При этом согласно эксперименту полностью отсутствуют эффекты, связанные со значительной эжекцией воздуха из придаточных пазух через соустья, что объясняется сравнительно невысокими скоростями воздуха в верхних дыхательных путях и малой вязкостью воздуха.

3.2. Разработка метода динамической задней активной риноманометрии

Риноманометрия – метод количественной оценки функции носового дыхания [9, 10, 20–35], основанный на измерении перепада давлений между входом и выходом из носовой полости и пропускаемого при этом расхода воздуха. Традиционно основным показателем риноманометрической диагностики является коэффициент сопротивления

носовому дыханию (аэродинамического сопротивления носовых проходов), определяемый как отношение перепада давлений Δp на носовой полости к соответствующему значению расхода воздуха Q

$$A = \frac{\Delta p}{Q} \left[\frac{\text{кПа}}{\text{л/с}} \right]. \quad (3.50)$$

Усредненная по времени (по количеству дыхательных циклов) величина отношения пиковых значений перепада давлений к расходу воздуха Q является значимым диагностическим показателем носовой проводимости [10, 20–35]. В основе создания современных диагностических устройств, обеспечивающих проведение передней активной (ПАРМ) или задней активной риноманометрии (ЗАРМ) носовых проходов, лежат законы и уравнения гидравлики (пневматики) – закон Паскаля и уравнение неразрывности [1, 4, 8].

На рис. 3.8 представлена принципиальная пневматическая схема системы дыхания человека, где для сопротивлений носовых проходов и носового клапана введены следующие обозначения:

- дроссель $DR_{л.кп}$ – аналог сопротивления клапана (крыльев носа) на входе в левый носовой проход, который автоматически закрывается (захлопывается) при интенсивном дыхании через нос;
- дроссель $DR_{л.нп}$ – аналог комбинации сопротивлений по длине и местных вдоль левого носового прохода;
- дроссели $DR_{п.кп}$ и $DR_{п.нп}$ – сопротивления в правом носовом проходе, аналогичные указанным для левого прохода;
- дроссель DR_p включает местные сопротивления в виде внезапного сужения и расширения потока при прохождении воздуха через губы и потери по длине вдоль носоглотки. В связи с существенно большей площадью полости рта по сравнению с носовыми проходами, потерями по длине в носоглотке можно пренебречь.

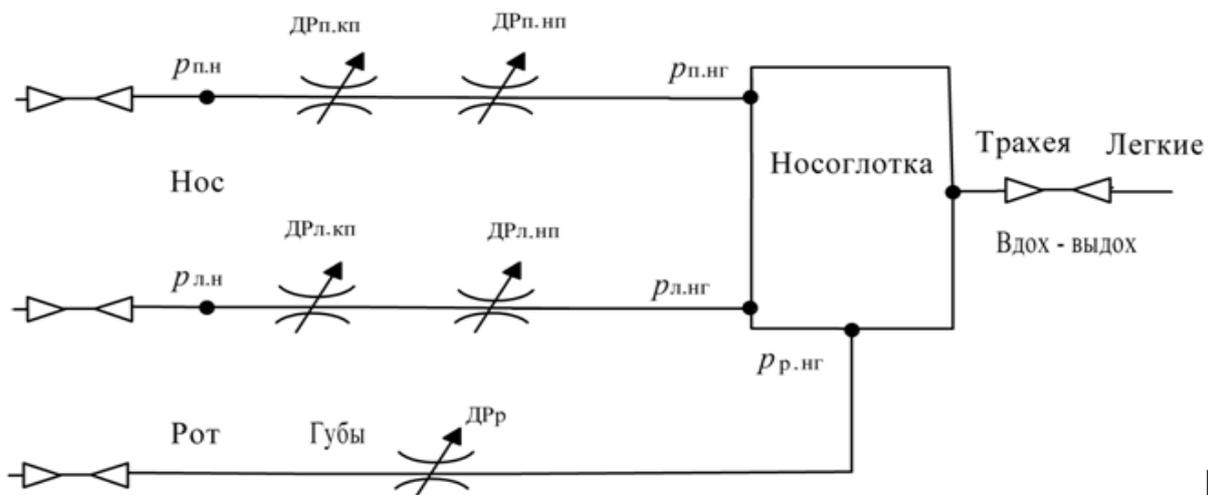


Рисунок 3.8 – Принципиальная пневматическая схема системы дыхания человека с указанием точек измерения давления

Возможность измерения перепада давлений на носовых проходах реализуется с помощью закона Паскаля – свойства текучей среды (жидкости или воздуха) передавать внешнее давление всем расположенным внутри нее частицам без изменения [1]

$$p_{л.н} = p_{л.нг} = p_{п.н} = p_{п.нг} = p_{р.нг} = const, \text{ кПа}, \quad (3.51)$$

где $p_{л.нг}$ и $p_{п.нг}$ – давления на выходе из левого и правого носовых проходов (хоан) в носоглотку соответственно; $p_{л.н}$ и $p_{п.н}$ – давления, измеряемые датчиками, установленными герметично на входе левого или правого носового проходов соответственно; $p_{р.нг}$ – давление, измеряемое в носоглотке с помощью датчика на конце трубки, дистальный конец которой устанавливается герметично во рту между губами пациента.

При этом для метода передней риноманометрии с размещением датчика давления поочередно и герметично в каждом носовом проходе, закон Паскаля позволяет получить следующие равенства согласно формуле (3.51)

- при тестировании левого носового прохода

$$P_{л.нг} = P_{пр.н}; \quad (3.52)$$

– при тестировании правого носового прохода

$$P_{п.нг} = P_{л.н}. \quad (3.53)$$

Для метода задней риноманометрии равенство давлений согласно формуле (3.51) может быть представлено в виде

$$P_{л.нг} = P_{п.нг} = P_{р.нг}. \quad (3.54)$$

На основании приведенных равенств составлена табл. 3.1 с указанием точек измерения давления в зависимости от метода риноманометрии.

Таблица 3.1 – Точки измерения давления в зависимости от метода риноманометрии

| Измерение давления | Передняя риноманометрия | | | Задняя риноманометрия | | |
|--------------------|-------------------------|------|------------|-----------------------|------|------------|
| | Л.П | Пр.П | Л.П.+ Пр.П | Л.П | Пр.П | Л.П.+ Пр.П |
| $P_{л.н}$ | | + | – | | | |
| $P_{п.н}$ | + | | – | | | |
| $P_{р.нг}$ | | | | + | + | + |

Примечания: 1. Л.П. и Пр.П – тестирование и дыхание через левый и правый носовой проходы, соответственно; 2. Л.П + Пр.П – тестирование и дыхание через оба носовых прохода.

Из уравнения неразрывности или сплошности потока несжимаемой текучей среды согласно следует, что расход среды через каждое (i -е) сечение канала является постоянной величиной

$$Q = v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2 = v_i \cdot S_i = const, \text{ м}^3/\text{с}, \quad (3.55)$$

где V – скорость течения воздуха, м/с; S – площадь сечения (часто встречается термин площадь «живого» сечения как часть поперечного сечения канала, заполненного воздухом), м².

Размещение преобразователей (датчиков) давления и расхода воздуха иллюстрируется на полуконструктивных схемах устройств для проведения передней и задней активной риноманометрии, приведенных на рис. 3.9, (а) и (б), соответственно.

При проведении ПАРМ измеряется расход воздуха Q через один из носовых проходов и перепад давлений Δp между атмосферным и в носоглотке (измерение давления физически проводятся согласно выражениям (3.52) и (3.53) на входе одного из носовых ходов, герметично obturированного) с помощью дифференциального датчика p_1 , причем дыхание осуществляется через другой носовой ход. Достоверность диагностики при этом существенно уменьшается из-за расширения одного носового хода при obturировании другого и, как следствие, невозможности корректного алгебраического сложения последовательно измеряемых расходов воздуха $Q_{\text{ЛПАРМ}}$ и $Q_{\text{ППАРМ}}$ через левый и правый носовые ходы, соответственно, для получения суммарного расхода воздуха Q при физиологическом дыхании для последующего расчета по формуле (3.50)

$$Q \approx Q_{\text{ЛПАРМ}} + Q_{\text{ППАРМ}}. \quad (3.56)$$

Метод ЗАРМ предусматривает измерения суммарного расхода воздуха Q при дыхании носом через оба носовых хода и перепада давлений Δp между атмосферным и в носоглотке (дистальный конец измерительной трубки датчика давления p_2 вводится через ротовую полость) в соответствие с выражением (3.73). Таким образом, согласно полуконструктивной схеме, приведенной на рис. 3.9, (б), определение величины расхода воздуха Q можно осуществить с помощью расположенного в диффузоре (согласно принципу работы сопла Вентури) датчика давления p_1 , а перепад давления на носовых проходах

определяется как разность значений дифференциальных датчиков давлений p_2 и p_3

$$\Delta p = p_2 - p_3, \quad (3.57)$$

выполняющих измерения в ротовой полости и на входе в носовые ходы (внутри маски), причем $p_2 = p_{p.нг}$ и $p_3 = p_{л.н} = p_{п.н}$ в соответствие с выражениями (3.51) и (3.54), и схемой, изображенной на рис. 3.8. Датчики p_1 , p_2 и p_3 измеряют разрежение по отношению к атмосферному давлению (в цикле вдоха), а датчик p_4 избыточное давление в цикле выдоха для фиксации дыхательных фаз. Учитывая, что датчики давления являются дифференциальными, то далее равнозначными являются значения $\Delta p_* = p_*$, где индекс (*) обозначает любой из используемых датчиков.

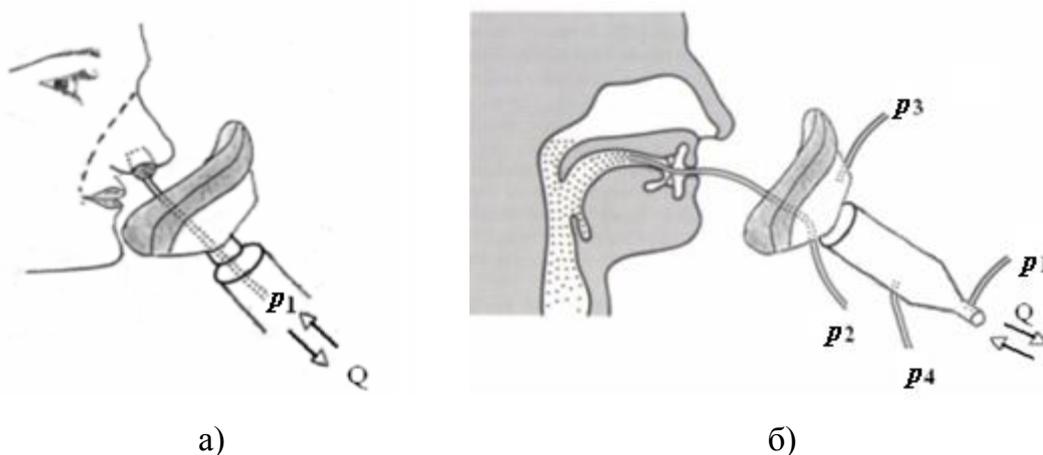
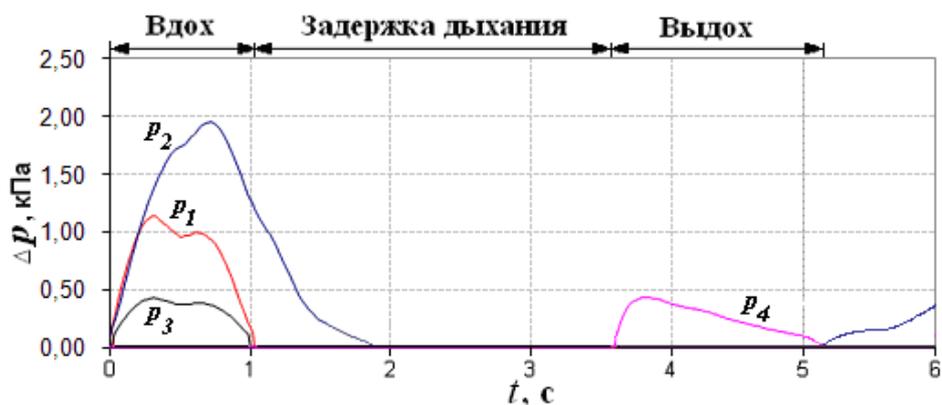


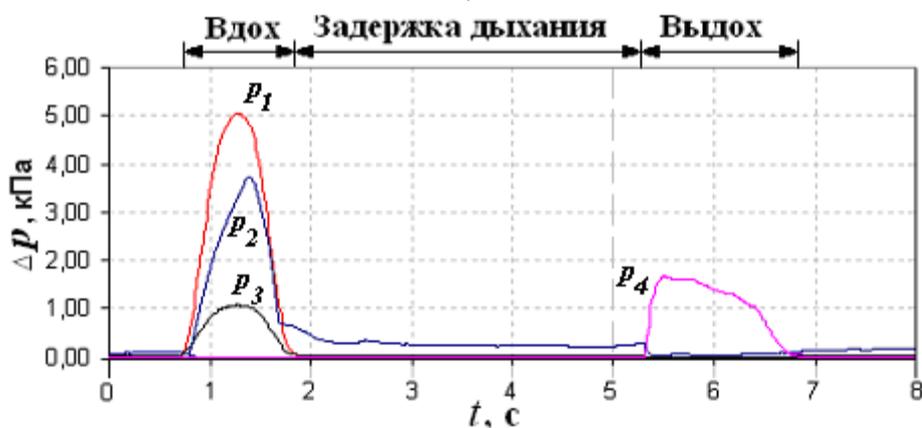
Рисунок 3.9 – Полуконструктивные схемы размещения датчиков давления p и расхода воздуха Q при передней (а) и задней (б) активной риноманометрии

Предлагаемый метод динамической ЗАРМ предусматривает изучение стандартных показателей ЗАРМ в процессе дыхания (в динамике). На рис. 3.10, (а) приведена диаграмма одного дыхательного цикла, полученного с помощью разработанного компьютерного риноманометра КРМ типа ТНДА-ПРХ, подробное описание которого будет приведено в разд. 5. В цикле вдоха, который фиксируется ненулевым

значением датчика давления p_1 , установленного в расходомере на основе сопла Вентури, сигналы давления датчиков p_1 , p_2 и p_3 , фиксирующих разрежение, достигают максимального значения, а при задержке дыхания сигналы всех датчиков равны нулю. Цикл выдоха фиксируется по ненулевым показаниям датчика давления p_1 .



а)



б)

Рисунок 3.10 – Диаграммы дыхательных циклов по данным динамической ЗАРМ при сообщении (а) и герметичном отделении (б) полости рта от носоглотки структурами мягкого неба

Показания датчика p_2 , измеряющего давление в носоглотке (на выходе из хоан), дистальная оконечность измерительной трубки которого расположена в ротовой полости, могут быть отличными от нуля

при герметичном отделении полости рта от носоглотки структурами мягкого неба (см. рис. 3.10, (б) и 3.11) во время задержки дыхания и составлять около 100 Па. Этот показатель может иметь диагностическую значимость при изучении степени подвижности мягкого неба, например, при лечении храпа и синдрома обструктивного апноэ сна [36, 20].



Рисунок 3.11 – Статическое изображение кадра высокоскоростной динамической рентгенографии носоглотки в сагиттальной проекции: 1 – дыхательные пути носоглотки, 2 – задняя стенка глотки, 3 – мягкое небо

Диагностическим показателем может служить также временной сдвиг Δt (рис. 3.12) между максимумами сигналов перепада давления p_2 на носовых проходах и расхода воздуха на вдохе (определяется по показаниям датчика p_1), имеющий физический смысл разности фаз δ согласно формуле (3.32), и по значению которого можно судить о диссипации энергии при прохождении воздуха через верхние дыхательные пути. Как видно из графика на рисунке 3.12, временной сдвиг Δt между максимумами сигналов перепада давления p_2 на носовых проходах и перепада давления в расходомере равен 0,05 с, что соответствует фазовому сдвигу между сигналами $\delta = 9^\circ$. Однако определение статистической значимости приведенных выше показателей при диагностике заболеваний верхних дыхательных путей требует дальнейшего изучения и

медицинского обоснования. Диаграммы нескольких дыхательных циклов по данным динамической ЗАРМ приведены на рис. 3.13.

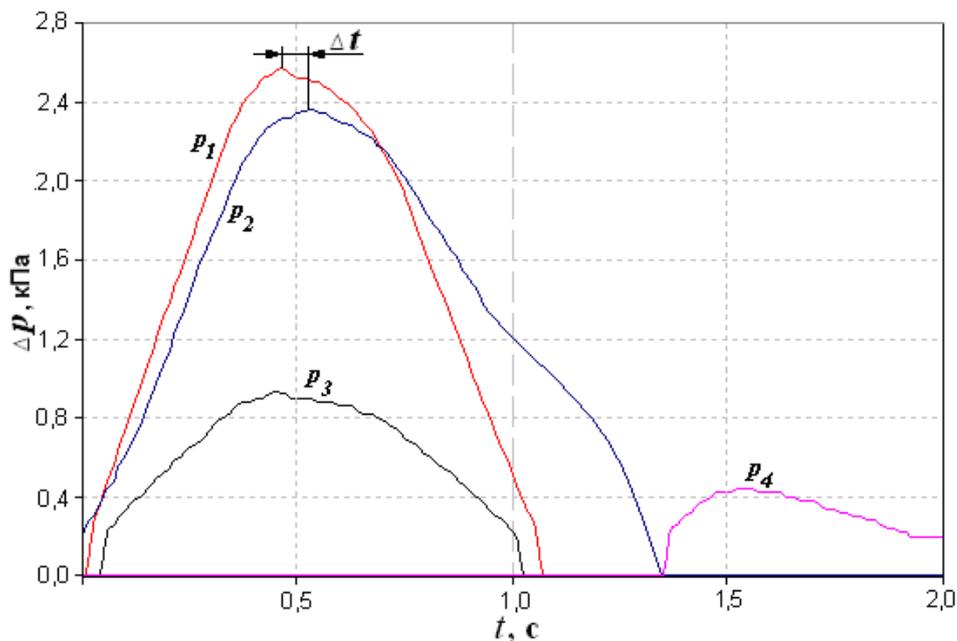


Рисунок 3.12 – Диаграмма дыхательного цикла, показывающая временной сдвиг Δt между амплитудами сигналов датчиков давления p_1 и p_2 по данным динамической ЗАРМ

Результирующим показателем активной риноманометрии, как задней, так и передней, является величина аэродинамического сопротивления носовых проходов, определяемая по формуле (3.50) как отношение амплитудных значений перепада давления на носовых проходах к пропускаемому расходу воздуха, и усредненная по количеству n дыхательных циклов

$$\bar{A} = \sum_{i=1}^n \frac{\Delta p_{\max}^{(i)}}{Q_{\max}^{(i)}}, \quad (3.58)$$

где $\Delta p_{\max}^{(i)}$ и $Q_{\max}^{(i)}$ – максимальные значения перепада давления и расхода воздуха через носовые проходы во время i -го дыхательного цикла.

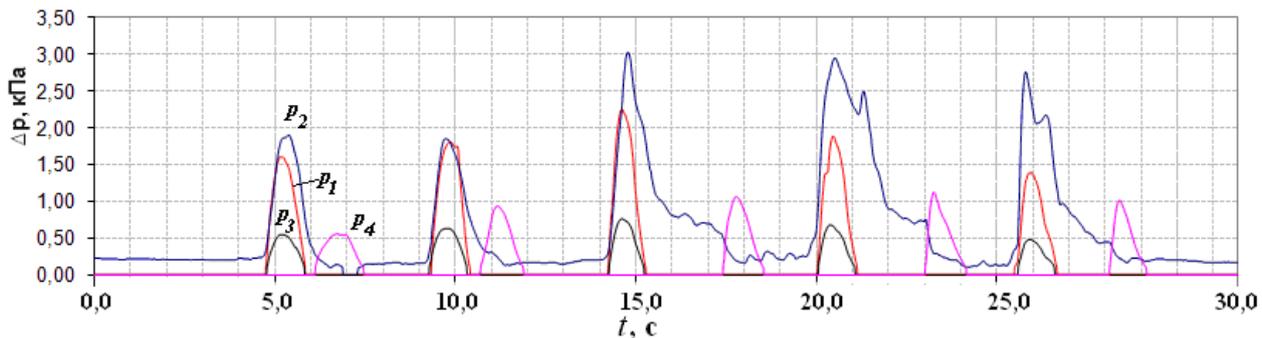


Рисунок 3.13 – Диаграмма дыхательных циклов по данным ЗАРМ

Для определения сопротивления носовых проходов, как правило, строится график зависимости перепада давлений Δp на носовых проходах от расхода воздуха Q (рис. 3.14). При этом величина аэродинамического сопротивления носовых проходов приобретает смысл тангенса угла наклона прямой, соединяющей точку с координатами $(Q, \Delta p)$ с началом координат $(0,0)$. По значению этого показателя (угла наклона прямой) и осуществляется стандартный диагностический вывод о величине сопротивления носовому дыханию.

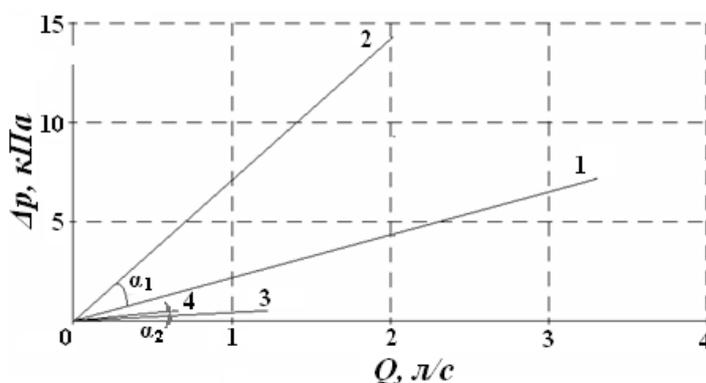


Рисунок 3.14 – Зависимость перепада давления на носовых проходах от пропускаемого расхода воздуха по данным форсированной ЗАРМ (1 – соответствует условной норме, 2 – отклонению от нормы) и традиционной ПАРМ (3 – соответствует условной норме, 4 – отклонению от нормы)

На величину аэродинамического сопротивления носовых проходов существенно влияет фаза носового цикла [10, 37, 38], что приводит к

трудности достижения повторяемости результатов при обследовании одного и того же пациента с интервалом в несколько десятков минут, и снижает диагностическую достоверность при исследовании носовой проводимости, а также физическое состояние и возраст тестируемого. Поэтому актуальной является задача обеспечения повторяемости результатов риноманометрической диагностики. Кроме того, в большинстве случаев, субъективное ощущение нарушения носовой проводимости возникает при выполнении физической нагрузки и, как следствие, учащенном глубоком, т.е. форсированном дыхании.

Поэтому предлагается метод динамической ПАРМ при форсированном дыхании, который позволяет максимально учитывать компенсаторные возможности организма человека, связанные с тем, что требуемый расход воздуха можно получить путем кратковременного создания большего перепада давления на носовых проходах за счет напряжения дыхательных мышц диафрагмы или достижения одинаковых показателей аэродинамического сопротивления носовых проходов (механической мощности дыхания) при разных значениях перепада давления и расхода воздуха.

Стандартный метод ПАРМ [6, 12, 39–42,] предусматривает измерение носового сопротивления при спокойном дыхании и фиксированном значении перепада давления в 300 Па.

Сравнительный анализ коэффициентов аэродинамического сопротивления носовых проходов для двух пациентов с нормальным носовым дыханием и нарушением, вызванным искривлением носовой перегородки (рис. 3.14) при измерении методом ЗАРМ при форсированном дыхании и традиционным методом ПАРМ показывает, что различие величин коэффициентов аэродинамического сопротивления носовых проходов составляет для метода форсированной ЗАРМ 2,1 (7 кПа/(л/с)/3,3 кПа/(л/с), прямые 2 и 1), и 1,6 (0,5 кПа/(л/с)/0,3 кПа/(л/с), прямые 4 и 3) для метода ПАРМ, что наглядно видно по различию углов α_1 и α_2 между отрезками прямых 1, 2 и 3, 4, соответственно. Прямые на

рисунке 3.14 соединяют начало координат и пиковые значения достигнутых в процессе диагностики значений перепада и расхода воздуха. Дискриминантные возможности методов форсированной ЗАРМ и форсированной динамической ЗАРМ в сравнении со стандартным методом ПАРМ будут рассмотрены в п. 3.2.3.

3.2.1. Метод оценки функционирования носового клапана

Под носовым клапаном подразумевают пространство между каудальным краем верхнего латерального хряща и перегородкой носа [10, 21, 23]. Основной функцией носового клапана является его способность ограничивать расход пропускаемого воздуха путем динамического дросселирования. Этот эффект достигается за счет подвижности его внешних анатомических структур. При проведении компьютерного планирования функциональных ринохирургических вмешательств необходимо определить количественные критерии оценки функционирования носового клапана по регулированию воздушного потока.

Инструментально определить степень подвижности носового клапана можно по данным электромиографии. Методика исследования состоит в закреплении электродов на крыльях носа обследуемого, регистрации электромиографического сигнала в циклах форсированного дыхания (когда проявляется подвижность анатомических структур клапана) и последующем анализе полученных электромиограмм. Измерения проводились с помощью накожных электродов стандартного электромиографа типа Нейро-МВП-4 по двум отведениям.

Анализ электромиографических сигналов выполнялся в частотной области путем построения периодограмм, которые представляют собой оценки спектральной плотности мощности, полученные по N отсчетам одной реализации случайного процесса согласно

$$\hat{W}(\omega) = \frac{1}{Nf_{\text{Д}}} \left| \sum_{k=0}^{N-1} x(k)e^{-j\omega kT} \right|^2, \quad (3.59)$$

где N – количество отсчетов электромиографического сигнала; f_d – частота дискретизации; $x(k)$ – отсчеты электромиографического сигнала; T – интервал дискретизации.

Переходя от циклической частоты к частоте сигнала в формуле (3.59), на рассчитанных периодограммах  выделялись три частотных диапазона: низкие частоты (5...150 Гц), средние частоты (150...300 Гц) и высокие частоты (300...500 Гц). Далее рассчитывался суммарный вклад периодограммы в каждом из частотных диапазонов, и проводилось построение диаграмм соотношений спектральных мощностей по частотным диапазонам.

На рис. 3.15 приведены типичные диаграммы соотношений спектральных мощностей по частотным диапазонам для левой (рис. 3.15, а) и правой (рис. 3.15, б) групп мышц носового клапана в норме (1) и при нарушении подвижности клапана в связи с выраженной деформацией наружного носа (2). При этом очевидно, что наибольшее отличие проявляется в нижнем частотном диапазоне (5...150 Гц). Для обследуемого с выраженной деформацией наружного носа отмечено значительное снижение (на порядок) амплитуды столбцов диаграммы по сравнению со значением обследуемых без нарушения подвижности клапана. Так же выявлена у большинства обследуемых, как в норме, так и при нарушении функции носового клапана, асимметричность в подвижности правого и левого клапанов, которая выражается в изменении амплитуды столбцов диаграммы для правого и левого клапанов (приблизительно в 2 раза), что обусловлено анатомической вариабельностью. Результаты были получены по данным обследования 25 пациентов с нарушением функционирования носового клапана (20 пациентов составляли контрольную группу) [43, 44]. Однако рассмотренный метод трудно использовать в практической ринологии из-за сложности получения электромиографического сигнала без артефактов от движения. Кроме того, оценка подвижности носового клапана только косвенно позволяет судить о его функции регулирования

воздушного потока при входе в носовую полость. Поэтому целесообразно предложить метод, основанный на непосредственном динамическом измерении значений расхода воздуха при форсированном дыхании и анализе полученных данных.

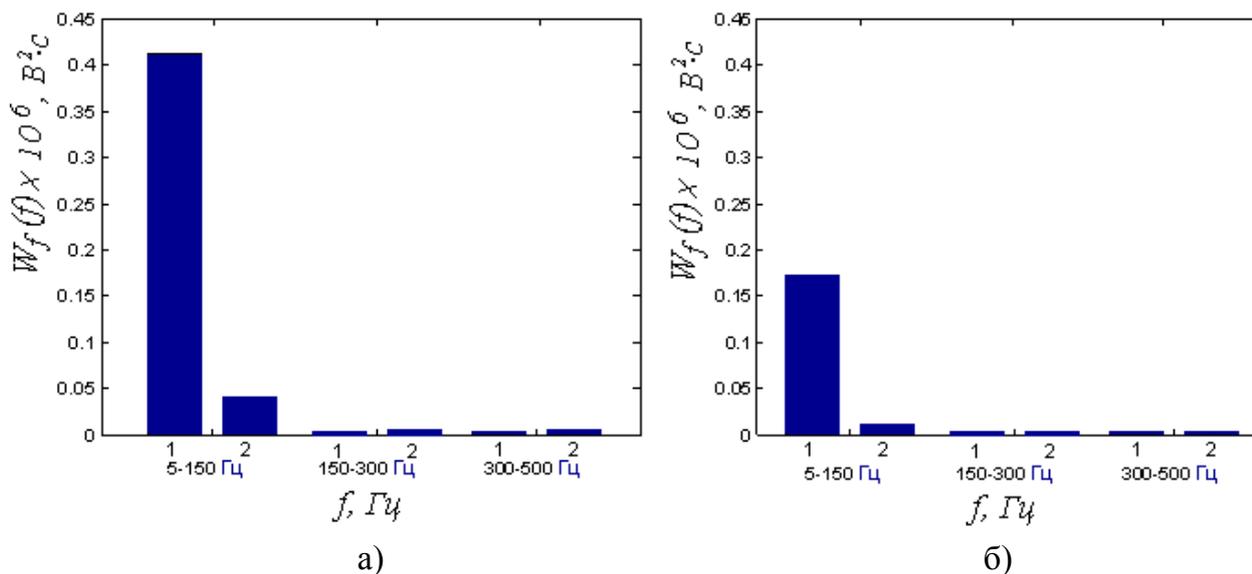
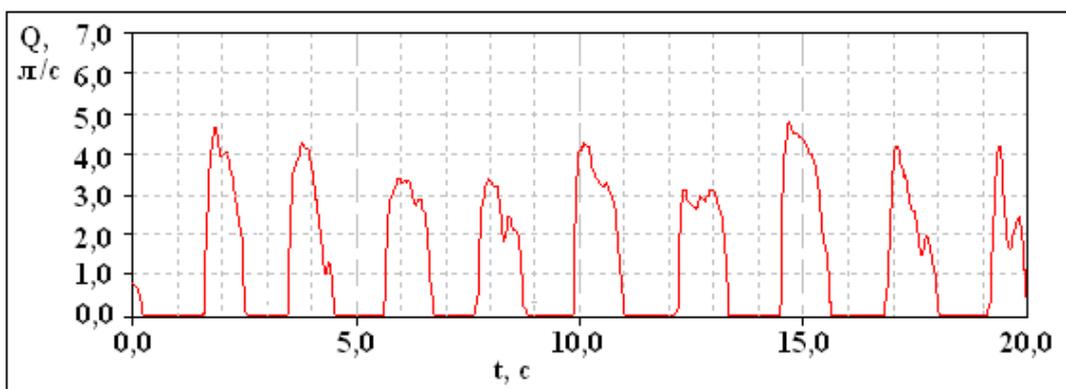


Рисунок 3.15 – Диаграммы соотношений спектральных мощностей по частотным диапазонам для левой (а) и правой (б) групп мышц носового клапана в норме (1) и при нарушении подвижности носового клапана (2)

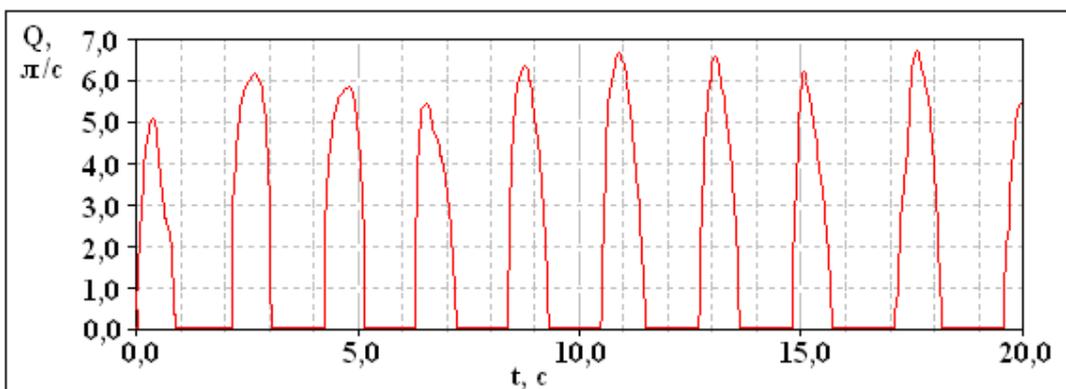
Предлагаемый метод основан на оценке формы сигнала расхода воздуха в дыхательных циклах по данным форсированной динамической ЗАРМ. В норме сигнал расхода воздуха в дыхательных циклах имеет периодическую форму с явно выраженными максимумами. Причем при форсированном дыхании под действием разряжения внутри носовой полости подвижные крылья носа (внешние анатомические структуры носового клапана, образующие латеральные стенки носовой полости при входе в носовые проходы) сдвигаются в медиальном направлении и, за счет уменьшения площади живого сечения носовых проходов, создают дополнительное аэродинамическое сопротивление (в предельном случае до полной обструкции носового хода), препятствуя увеличению расхода воздуха [23]. Соответствующая форма сигнала расхода воздуха в циклах

вдоха приведена на рис. 3.16, (а). При этом хорошо видна уплощенная форма сигналов расхода воздуха с выраженными локальными максимумами, свидетельствующими об ограничении пропускаемого расхода. Отсутствие подвижности структур носового клапана приводит к диаграмме сигнала расхода воздуха в циклах вдоха, приведенной на рис. 3.16, (б). При этом форма сигнала расхода воздуха близка к идеальной синусоиде.

При искусственном обездвиживании структур носового клапана наблюдается также рост (до 30 %) пиковых значений величины расхода воздуха, что способствует созданию повышенных скоростей воздушного потока в носовой полости и связанной с этим хронической травматизацией слизистой оболочки верхних дыхательных путей [10, 17, 21, 45, 46].



а)



б)

Рисунок 3.16 – Диаграммы дыхательных циклов: а) – при нормальном функционировании носового клапана; б) – при нарушении подвижности носового клапана (измерения выполняются только в цикле вдоха)

Автоматизация метода заключается в программной фиксации уплощенной формы и локальных экстремумов сигнала расхода воздуха путем численного дифференцирования сигнала расхода воздуха по времени и анализа количества нулевых значений производной во время фазы вдоха дыхательного цикла (при положительном значении сигнала расхода воздуха). Численное дифференцирование измеряемого сигнала расхода воздуха осуществляется согласно формуле

$$Q'(i) = \frac{\Delta Q}{\Delta t} = \frac{Q(i) - Q(i-1)}{t(i) - t(i-1)}, \quad (3.60),$$

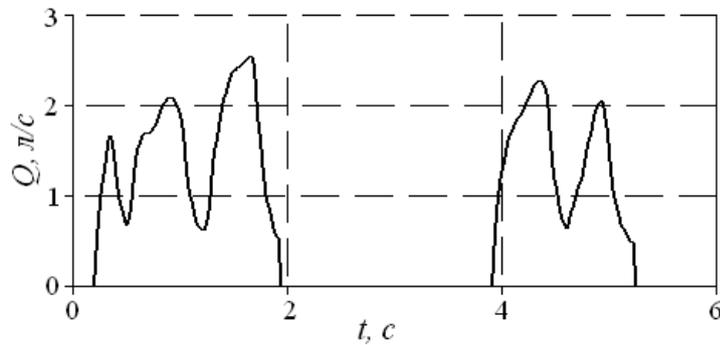
где  – дискретно заданные i -е значения сигнала расхода воздуха в моменты времени $t(i)$, $i \in [1; n]$; n – количество отсчетов сигнала расхода воздуха; Δt – временной интервал между отсчетами сигнала.

Пример сигнала расхода воздуха в двух дыхательных циклах с соответствующими фазами вдоха по данным форсированной динамической ЗАРМ приведен на рис. 3.17, (а) (соответствующий график производной от расхода воздуха по времени приведен на рис. 3.17, (б). Численным показателем наличия ограничения расхода воздуха является бинарная характеристическая функция $F(k)$ уплощенной вершины сигнала расхода воздуха в k -м цикле дыхания

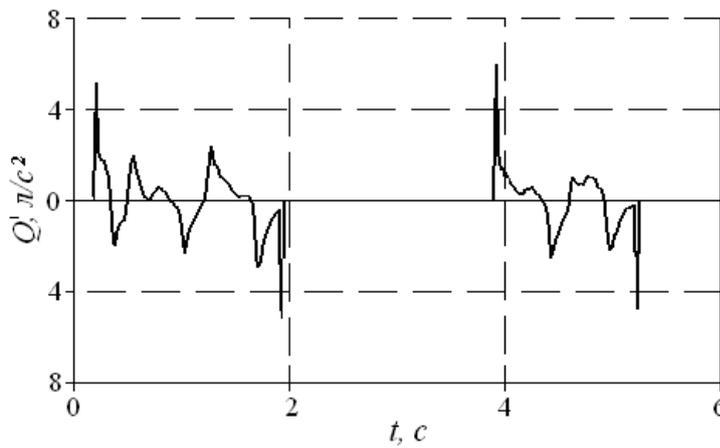
$$F(k) = \begin{cases} 1; & (Q(i_{\tau_k}) > 0,1 \text{ л/с}) \& (m(Q'(i_{\tau_k}) = 0)) > 2) \& (\tau_k < 2 \text{ с}); \\ 0; & \text{иначе,} \end{cases} \quad (3.61)$$

где $\tau_k = t_{E_k} - t_{S_k}$ – временной интервал цикла вдоха, определяемый как разность конечного t_{E_k} и t_{S_k} начального моментов времени фазы вдоха, определяемых по завершению и началу возрастания значений сигнала расхода воздуха по отношению к нулевому уровню; $m(Q'(i))$ – функция-счетчик количества нулевых значений производной сигнала расхода воздуха по времени $Q'(i)$, определяемая как

$$m(Q'(i)) = \begin{cases} m(Q'(i)) + 1; & Q'(i) = 0; \\ m(Q'(i)); & Q'(i) \neq 0. \end{cases} \quad (3.62)$$



а)



б)

Рисунок 3.17 – Графики сигнала расхода воздуха в двух дыхательных циклах при вдохе по данным форсированной динамической ЗАРМ (а) и производной от расхода воздуха по времени (б)

Таким образом, согласно формуле (3.61), признаком уплощения вершин сигнала расхода воздуха является наличие более 2-х локальных экстремумов в течение цикла вдоха длительностью не более 2-х секунд и величине расхода более 0,1 л/с. Наличие таких признаков в более чем 3-х из 10-ти циклов форсированного дыхания, по данным проведенной клинической апробации, свидетельствует о нормальном функционировании носового клапана [47].

3.2.2. Математическая модель и метода обработки риноманометрических показателей в динамике

Повышение точности технических средств измерительного контроля и функциональной диагностики практически не снижает неопределенность результатов измерений при неустранимой неопределенности свойств сложных, диффузных объектов контроля, какими являются биологические и медицинские процессы. В таких объектах подобная неопределенность обусловлена чаще всего динамическими свойствами. Повышение количества ожидаемой измерительной информации прямо связано с уменьшением неопределенности результатов измерений [48–51]. Наиболее эффективными при этом являются структурно-алгоритмические методы [50]. Их применение в сочетании с информационно-измерительными технологиями преобразования первичной количественно информации в логические решения позволяет уменьшить неопределенность последних.

Основной целью разрабатываемого метода является получение дополнительной информации о динамических свойствах объекта контроля, обусловленных изменением его состояний на основе применения регрессионных моделей дисперсионного анализа нестационарных измерительных сигналов динамической ЗАРМ. Для этого целесообразно использовать математическую модель группового регрессионного преобразования.

Рассмотрим последовательность результатов измерений физической величины X с указанием моментов времени ее измерения. Такая последовательность представляет упорядоченное по времени множество двумерных наблюдений

$$X(t) = \{(x_1, t_1), (x_2, t_2), \dots, (x_N, t_N)\}. \quad (3.63)$$

Пусть Θ_0 и Θ_1 – обозначения функциональных состояний объекта контроля (в «норме» и, соответственно, не в «норме»). Информацию об изменении вида состояния объекта контроля несут информативные параметры измерительного сигнала $X(t)$. Выделение таких параметров

связано с задачей синтеза математической модели сигнала $X(t)$, в которой изменение вида состояния объекта приводит к изменению, например, средних значений информативных параметров (коэффициентов модели). В общем виде модель измерительного сигнала содержит m условных параметров $\overline{a_1}(\Theta_r), \dots, \overline{a_m}(\Theta_r)$, $r = \overline{0,1}$, среднее значение которых меняется при изменении состояния объекта контроля

$$a_l = \begin{cases} \overline{a_l}^{(0)}, & \text{если } r = 0; \\ \overline{a_l}^{(1)}, & \text{если } r = 1, \end{cases}$$

где $l = \overline{1, m}$.

В отличие от статических измеряемых величин, динамические сигналы открывают дополнительную возможность получения информационной избыточности за счет учета корреляционных связей этих сигналов со временем их наблюдения. Корреляция может проявляться в наличии трендов (первого порядка и выше). Дополнительными информативными параметрами в этом случае будут коэффициенты, входящие в математические модели подобных трендов. Такие тренды являются регрессиями величины X на время t , а остаточная дисперсия такой регрессии может быть использована для оценки получаемой при контроле информации (информативность тем выше, чем меньше остаточная дисперсия). Рассмотрим аппроксимацию сигнала $X(t)$ последовательностью K частных линейных регрессий со случайными коэффициентами

$$x_{j,i} = A_j + B_j \cdot t_{j,i}, j = \overline{1, k}; i = \overline{1, n_j}, \quad (3.64)$$

где k – число групп результатов измерений, для которых построены частные регрессии; n_j – число результатов измерений в j -й группе.

Общее число измерений равно

$$N = \sum_{j=1}^k n_j. \quad (3.65)$$

Пусть

$$\hat{X}_{j,i} = A + B \cdot t_{j,i} \quad (3.66)$$

является общей регрессией X на t , коэффициенты которой определены по всему множеству (3.63) двумерных результатов наблюдений. Коэффициенты же $\{A_j, B_j\}_1^k$ частных регрессий определяются по результатам соответствующих групповых измерений.

Известно из [52], что сумму S квадратов отклонений результатов наблюдений от общего среднего \bar{x}

$$S = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} (x_{i,j} - \bar{x})^2, \quad (3.67)$$

можно разложить на пять слагаемых

$$S = S_0 + S_{WG} + S_G + S_W + S_R, \quad (3.68)$$

где

$$S_0 = w_0 B_0^2,$$

$$S_{WG} = \frac{w_c w_m}{w_0} (B_c - B_m)^2,$$

$$S_G = \sum_{j=1}^k n_j [\bar{x}_j - \bar{x} - B_m (\bar{t}_j - \bar{t})]^2,$$

$$S_W = \sum_{j=1}^k w_j (B_j - B_c)^2,$$

$$S_R = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} [x_{j,i} - \bar{x}_j - B_j (t_{j,i} - \bar{t}_j)]^2.$$

В свою очередь

$$w_m = \sum_{j=1}^k n_j (\bar{t}_j - \bar{t})^2,$$

$$w_c = \sum_{j=1}^k w_j,$$

$$w_0 = w_m + w_c,$$

$$w_j = \sum_{i=1}^{n_j} (t_{j,i} - \bar{t}_j)^2,$$

где \bar{x} , \bar{t} – общие средние по множествам $\{x_S\}_1^N$ и $\{t_S\}_1^N$; \bar{x}_j , \bar{t}_j – групповые средние по множествам $\{x_{j,i}\}_{i=1}^k$ и $\{t_{j,i}\}_{i=1}^k$.

При выборе информативных параметров необходимо учитывать, что сумма S_R позволяет оценить остаточную дисперсию $\overline{S_R}$ данной регрессионной модели результата измерения

$$\overline{S_R} = \frac{S_R}{N - 2k}, \quad (3.69)$$

и выбирать в качестве информативных параметров модели статистики

$$\begin{cases} F_0 = S_0 / \overline{S_R}; \\ F_{WG} = S_{WG} / \overline{S_R}; \\ F_G = S_G / [\overline{S_R} \cdot (k - 2)]; \\ F_W = S_w / [\overline{S_R} \cdot (k - 1)], \end{cases} \quad (3.70)$$

где $\overline{S_R}$ – остаточная дисперсия регрессионной модели, которая определяется по формуле (3.69).

Данные статистики являются отношениями средних квадратов сумм S_0, S_{WG}, S_G и S_w к среднему квадрату остаточной суммы S_R , т.е. представляют собой случайные величины с F - распределением Фишера-Снедекора.

Дисперсионное разложение (3.68) позволяет рассчитывать F - статистики согласно формулам (3.70) по реализациям сигнала $X(t)$. Условиями такого разложения являются:

1. Нормальность распределения случайного остатка

$$\varepsilon_{j,i} = x_{j,i} - \overline{x_j} - B_j(t_{j,i} - \overline{t_j}), \varepsilon_{j,i} \approx \text{NORM}(0, \sigma_\varepsilon^2);$$

2. $M[\varepsilon_{j,i}] = 0;$

3. $M[\varepsilon_{j,i}^2] = \sigma_\varepsilon^2;$

4. Некоррелированность остатков

$$M[\varepsilon_{j,i} \cdot \varepsilon_{j,z}] = 0 \text{ для всех } i \neq z.$$

Информативность любой из F -статистик согласно формуле (3.70) определяется количеством информации, которое можно получить по этой статистике о виде состояния Θ_r объекта контроля. Достоинство F -статистик – независимость друг от друга в силу независимости членов дисперсионного разложения (3.68) [52]. Это означает, что статистики (3.70) можно рассматривать как составляющие вектора

$$\vec{F} = (F_0, F_{WG}, F_G, F_W), \tag{3.71}$$

являющегося многомерным информативным параметром. Полная информация будет определяться суммой

$$I = I_0 + I_{WG} + I_G + I_W, \tag{3.72}$$

где слагаемые правой части могут быть рассчитаны независимо друг от друга [48].

Количество информации (3.72) характеризует параметры, определяемые как составляющие полной дисперсии измерительного сигнала $X(t)$ на интервале наблюдения $(0, t_N)$. Эта дисперсия является линейной функцией остаточной дисперсии (3.69).

При нормальном законе распределения измеряемой величины X ее линейное, относительно времени t преобразование, будет характеризоваться независимостью между средними значениями и

дисперсией [53] (если не меняется ширина интервала наблюдения). Поэтому информация о смене состояния Θ объекта, полученная по F -статистикам дисперсионного разложения (3.68), может дополнять информацию, найденную по измерению среднего значения величины X .

Оценка количества дополнительной информации. Пусть $F^{(0)}$ и $F^{(1)}$ – статистики (3.70) дисперсионного разложения (3.68), где точка заменяет один из индексов «0», «WG», «G» или «W». Данные статистики, как случайные величины, изменяют, в общем случае, нецентральное F -распределение с V_1 и V_2 степенями свободы с параметром нецентральности $\lambda^{(r)}$ (где $r = \overline{0,1}$).

$$F^{(r)} \approx F_{V_1;V_2} \cdot \lambda^{(r)}. \quad (3.73)$$

Среднее и дисперсия статистики $F^{(r)}$, соответственно, равны [311]

$$\chi_1^{(r)} = \frac{V_2}{(V_2 - 2)} \left(1 + \frac{\lambda^{(r)}}{V_1} \right), \quad (3.74)$$

$$\chi_2^{(r)} = \frac{2V_2^2}{(V_2 - 2)(V_2 - 4)} \left(\frac{2\lambda^{(r)}}{V_1} + \frac{(1 + \lambda^{(r)})^2}{(V_2 - 2)} \right). \quad (3.75)$$

Количество информации, получаемой по статистике $F^{(r)}$ (3.73), определяется из выражения [48]

$$I = \log_2 \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_F}{\sigma_{\Delta F}} \right)^2}, \quad (3.76)$$

где σ_F^2 – дисперсия F -статистики до измерения (контроля), $\sigma_{\Delta F}^2$ – дисперсия F -статистики после измерения.

С учетом выражений (3.74) и (3.75) дисперсии σ_F^2 и $\sigma_{\Delta F}^2$ можно определить как

$$\sigma_F^2 \geq (\chi_1^{(0)} - \chi_1^{(1)})^2 / 12,$$

$$\sigma_{\Delta F}^2 \geq 4(\max \chi_2^{(r)}).$$

В табл. 3.2 представлены результаты дисперсионного анализа измеренных значений сигнала $X(t)$ для состояний Θ_0 и Θ_1 биологического объекта контроля ($N=9$, $K=3$, $n_j = n$ для всех $j = \overline{1,3}$), которым является процесс динамической форсированной ЗАРМ.

В этой же таблице даны значения количества информации (в битах), при $\chi_1^{(0)} = F^{(0)}$; $\chi_1^{(1)} = F^{(1)}$, а дисперсия $\chi_2^{(r)}$ представлена как функция среднего $\chi_1^{(r)}$ [54]

$$\chi_2^{(r)} = \frac{4V_2}{(V_2 - 4)} \cdot \chi_1^{(r)} + \frac{2V_1^2}{(V_2 - 4)} \chi_1^{(r)2} - \frac{4V_2^2}{(V_2 - 2)(V_2 - 4)}. \quad (3.77)$$

Если учесть, что оценка [48] количества информации (3.76) по измерению среднего значения сигнала $X(t)$, т. е. оценка по $\overline{X}^{(0)}$ и $\overline{X}^{(1)}$ дала величину $I_{\overline{X}} = 2,69$ (бит), то дополнительное приращение $I_{\overline{X}} = 1,09078$ (бит) составляет не менее 40 %, что указывает на эффективность предложенного метода дисперсионного преобразования измерительного сигнала. На рис. 3.18 представлены временные ряды измеренных значений сигнала $X(t)$ для состояний $\Theta = \Theta_0$ и $\Theta = \Theta_1$ с последовательной регрессионной аппроксимацией рядов.

На рис. 3.18 наглядно видно изменение угловых коэффициентов частных регрессий (2; 3 и 4) по сравнению с угловым коэффициентом прямой общей регрессии (1) при смене состояния объекта контроля (как в условной норме, так и при патологии).

Для анализа риноманометрических данных необходимо выбрать модель по критерию наименьшей погрешности определения диагностических параметров и получения наибольшего количества информации.

Таблица 3.2 – Результаты дисперсионного анализа

| Средний квадрат отклонений | Число степеней свободы | Средний квадрат | F-статистика | I (бит) |
|---|------------------------|--|--|---------|
| 1. $S_0^{(1)} = 0,736502$ $S_0^{(1)} = 1,857845$ | $V_0 = 1$ | $\overline{S_0^{(0)}} = S_0^{(0)}$ | $F_0^{(0)} = 92,9$ $F_0^{(1)} = 368,1$ | 0,92 |
| 2. $S_{WG}^{(1)} = 0,01579$ $S_{WG}^{(1)} = 0,0119$ | $V_{WG} = 1$ | | $F_{WG}^{(0)} = 1,9$ $F_{WG}^{(1)} = 2,4$ | 0,00078 |
| 3. $S_G^{(0)} = 0,0088707$ $S_G^{(1)} = 0,11395$ | $V_G = 1$ | | $F_G^{(0)} = 1,119$ $F_G^{(1)} = 22,6$ | 0,17 |
| 4. $S_\varepsilon^{(0)} = 0,03964$ $S_\varepsilon^{(1)} = 0,02523$ | $V_\varepsilon = 1$ | $\overline{S_\varepsilon^{(0)}} = 0,007928$ $\overline{S_\varepsilon^{(1)}} = 0,005045$ | – | – |

Примечание. Для обеспечения условия $V_2 > 4$ суммы S_W и S_R объединены, соответственно возросло и число степеней свободы ($V_2 = V_\varepsilon = 5$), суммарное количество информации $I_F = 0,92 + 0,00078 + 0,17 = 1,09078$ (бит) [55].

Основными моделями при этом являются:

– усредненная

$$x_i = \overline{x} + \varepsilon_i^{(1)}, \quad (3.78)$$

при представлении результатов измерений x_i средним значением \overline{x} с остатками $\varepsilon_i^{(1)}$;

– на основе общей линейной регрессии при представлении результатов измерений x_i уравнением общей линейной регрессии с угловым коэффициентом B и остатками $\varepsilon_i^{(2)}$

$$x_i = \bar{x} + B(t_i - \bar{t}) + \varepsilon_i^{(2)}, \quad (3.79)$$

где \bar{x} – среднее значение сигнала; \bar{t} и t_i – среднее и i -е значения временного интервала, соответственно;

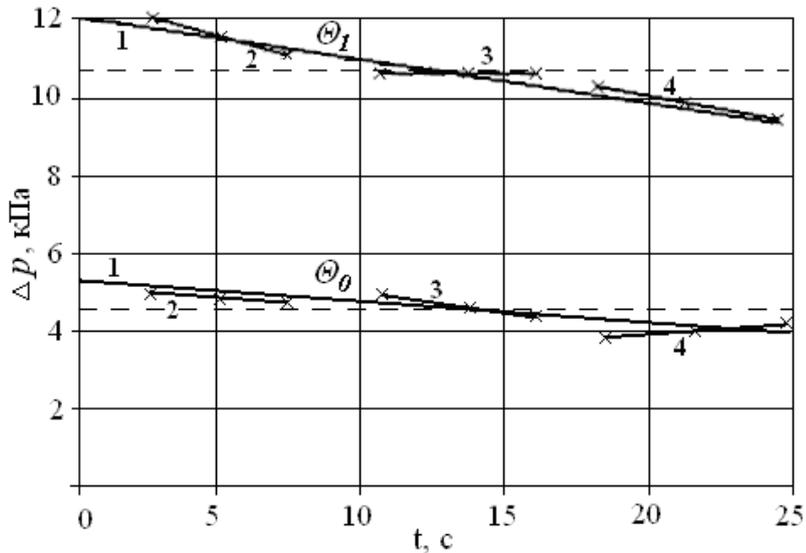


Рисунок 3.18 – Временные ряды измеренных значений сигнала давления $\Delta p(t)$ с последовательной регрессионной аппроксимацией рядов в норме (состояние Θ_0) и при патологии (состояние Θ_1): 1 – прямые общих регрессий; 2, 3 и 4 – прямые частных регрессий (пунктиром показаны средние значения)

– с учетом частных линейных регрессий при представлении результатов измерений x_{ji} суммой значений общей линейной регрессии с угловым коэффициентом B и частных линейных регрессий с угловыми коэффициентами b_j с остатками $\varepsilon_{ji}^{(3)}$, причем временной ряд измеренных значений делится на j интервалов

$$x_{ji} = \bar{x} + B(t_{ji} - \bar{t}) + b_j(t_{ji} - \bar{t}_j) + \varepsilon_{ji}^{(3)}, \quad (3.80)$$

где \bar{t}_j – среднее значение времени на j -м интервале; t_{ji} – i -е значение времени на j -м интервале.

Согласно [52] величины остатков моделей (3.78), (3.79) и (3.80) должны соотноситься, как

$$\varepsilon_{ji}^{(3)} < \varepsilon_i^{(2)} < \varepsilon_i^{(1)}, \quad (3.81)$$

где верхний индекс в скобках указывает на номер модели.

Тестирование моделей проводилось отдельно для сигналов перепада давления и расхода воздуха при количестве измерений $m = 9$ и разбиения временного ряда на 3 интервала ($n = 3$) по 3 значения в каждом интервале $j \in [1, J]$; $J = 3$.

Для тестирования вычислялись значения количества информации [48]

$$I = \log_2 \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_x}{\sigma_{\varepsilon_x}} \right)^2}, \quad (3.82)$$

где σ_x и σ_{ε_x} – среднеквадратические отклонения сигнала x и остатков ε , соответственно, вычисляемые по формулам

$$\bar{x} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i; \quad \sigma_x = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})^2},$$

$$\bar{\varepsilon}^* = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I \varepsilon_i^*; \quad \sigma_{\varepsilon_x}^* = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (\varepsilon_{x_i}^* - \bar{\varepsilon}_x^*)^2},$$

где * обозначает произвольный выбор вида модели.

В табл. 3.3 и 3.4 приведены результаты расчета количества информации, получаемой при использовании 3-х видов моделей для условной нормы и при нарушении носового дыхания при искривлении носовой перегородки, соответственно. Очевидно, что как при норме, так и при нарушении носового дыхания, модель, основанная на использовании частных регрессий, обладает существенно большей информационной емкостью. Это объясняется учетом тенденции к усталости пациента при выполнении последовательности форсированных дыхательных маневров через расходомер с большим входным сопротивлением с помощью прямой

общей регрессии и учета локальных трендов, которые учитывают индивидуальные особенности дыхания пациента во время тестирования.

Понятие количества информации является в данном случае достаточно абстрактным, но позволяет оценить степень уменьшения неопределенности при использовании различных методов обработки измеряемых данных. Справедливость неравенства (3.81) об уменьшении величин остатков моделей аппроксимации доказана так же экспериментально, что видно по данным табл. 3.3 и 3.4. Для сигналов расхода воздуха количество информации I соответственно равно 0,22; 0,36 и 0,51 в норме и 0,24; 0,33 и 0,56 при нарушении носового дыхания. Однако уменьшение неопределенности при анализе значений расхода воздуха существенно меньше (почти в 2 раза), что говорит о меньшей информативности сигнала расхода воздуха через носовые ходы по сравнению с вызвавшим его значением перепада давления. Усредненные величины по 30 пациентам с нарушением носового дыхания при искривлении носовой перегородки и такой же численности контрольной группы (условной нормы) соответствуют значениям, приведенным в табл. 3.3 и 3.4.

Таблица 3.3 – Результаты анализа количества информации при обработке риноманометрических данных с помощью 3-х видов моделей в норме

| Вид модели | M_x , кПа | σ_x , кПа | M_ε , кПа | σ_{ε_x} , кПа | I (бит) |
|--|----------------|---------------------|--------------------------|-----------------------------------|-----------|
| 1. $x_i = \bar{x} + \varepsilon_i^{(1)}$ | 5,3 | 0,26 | 0,20 | 0,33 | 0,35 |
| 2. $x_i = \bar{x} + B(t_i - \bar{t}) + \varepsilon_i^{(2)}$ | | | 0,14 | 0,2 | 0,70 |
| 3. $x_{ji} = \bar{x} + B(t_{ji} - \bar{t}) + b_j(t_{ji} - \bar{t}_j) + \varepsilon_{ji}^{(3)}$ | | | 0,10 | 0,15 | 1,02 |

Таблица 3.4 – Результаты анализа количества информации при обработке риноманометрических данных с помощью 3-х видов моделей при нарушении носового дыхания

| Вид модели | M_x , кПа | σ_x , кПа | M_ε , кПа | σ_{ε_x} , кПа | I (бит) |
|--|----------------|---------------------|--------------------------|-----------------------------------|-----------|
| 1. $x_i = \bar{x} + \varepsilon_i^{(1)}$ | 11,28 | 0,6 0 | 0,46 | 0,75 | 0,35 |
| 2. $x_i = \bar{x} + B(t_i - \bar{t}) + \varepsilon_i^{(2)}$ | | | 0,30 | 0,45 | 0,72 |
| 3. $x_{ji} = \bar{x} + B(t_{ji} - \bar{t}) + b_j(t_{ji} - \bar{t}_j) + \varepsilon_{ji}^{(3)}$ | | | 0,24 | 0,39 | 0,86 |

Учитывая требования минимального дискомфорта пациента при риноманометрическом обследовании целесообразно организовать процедуру тестирования носового дыхания и обработку измеренных данных следующим образом:

- пациенту выполнить 9 полных дыхательных маневров при максимально возможном форсировании фазы вдоха ($m = 9$);
- получить максимальные значения измеряемых величин перепада давления и расхода воздуха в каждом цикле вдоха и сформировать временной ряд (x_i, t_i) , $i \in [1, m]$; $m = 9$;
- разбить полученный временной ряд на 3 интервала ($n=3$) по 3 значения в каждом интервале $j \in [1, J]$; $J = 3$;
- выполнить аппроксимацию измеренных данных согласно (3.80).

Таким образом, использование метода кусочно-линейной регрессионной аппроксимации измерительных сигналов перепада давления и расхода воздуха позволило получить дополнительную информацию по изменениям случайных коэффициентов частных линейных регрессий.

Доказано, что дополнительную информацию, помимо коэффициентов частных линейных регрессий, несут четыре члена дисперсионного разложения, что указывает на возможность получения дополнительной информации.

Так же показано на практическом примере риноманометрической диагностики, что дополнительное увеличение ожидаемой измерительной информации может достигать 40 % от первоначальной. Последняя была получена по анализу изменений средних значений измеренных сигналов.

Предложенный метод дисперсионного анализа частных линейных регрессий позволяет получить дополнительную информацию по составляющим дисперсионного разложения сигнала. Такая процедура эквивалентна процедуре спектрального анализа при отсутствии информации об энергетическом спектре нестационарного по среднему измерительного сигнала, так как исследуемые последовательности результатов измерений являются временными рядами.

Разработанный метод можно рассматривать в рамках совершенствования информационно-измерительных технологий контроля и технической диагностики при ограничениях по времени наблюдения (или числу измерений) и при априорной неопределенности свойств объекта контроля и диагностики. Метод позволяет планировать многократные группированные измерения, полученные на базе нестационарных измерительных сигналов с априори неизвестными частотными свойствами, к которым относятся результаты функциональных обследований верхних дыхательных путей человека, и в частности, риноманометрической диагностики.

3.2.3. Сравнительная оценка достоверности методов риноманометрических измерений

Анатомические особенности верхних дыхательных путей, сложность физиологического процесса дыхания и отсутствие фактического эталона приводят к тому, что оценка носового сопротивления, характеризующего

степень нарушения дыхания, существенно зависит от метода измерения и обладает значительной вариабельностью. Поэтому актуальной задачей является расширение диагностических возможностей методов исследования и обоснование целесообразности их применения при диагностике конкретных патологий.

При разработке новых диагностических методов и средств заключительным этапом является сравнение дискриминантных характеристик предлагаемого метода с существующими. При этом важной задачей является выбор информативных параметров диагностики и контроля, а так же критерия, по которому будут сравниваться дискриминантные возможности методов.

Эффективность решения задач контроля состояний объектов со случайными свойствами, как правило, зависит от правильного выбора максимально информативной системы параметров (признаков), чувствительных к изменениям характеристик объекта. Любой контроль формально реализует процедуру тестирования, эффективность результата которого определяется достоверностью, т.е. вероятностью принятия правильного решения [56]. При неопределенности свойств объекта задача отбора информативных параметров становится проблемной. Особенно, если затруднено метрологическое обеспечение информационных преобразований в структуре системы контроля, что часто имеет место при проведении медицинской диагностики.

Выбор оптимальной, по критерию максимума достоверности, системы информационных признаков является классической задачей статистического синтеза в условиях априорной неопределенности [56–61]. Ранжирование признаков по информативности осуществляют по величине показателя достоверности контроля [49] или вероятности ошибок [50].

В данном подразделе проводится оценка возможности использования критериев и моделей параметрического распознавания (дискриминации) при сравнении диагностических возможностей рассмотренных выше риноманометрических методов исследования.

Как было показано выше, общепринятым является метод передней активной риноманометрии, проводимый при спокойном дыхании и основанный на анализе данных расхода воздуха при фиксированных значениях перепада давления (300 Па). Предлагаемый метод задней риноманометрии при форсированном дыхании позволяет оценить функцию носового клапана и получить информацию о предельных величинах перепада давления и расхода воздуха, что особенно важно для спортивной медицины. Сравнение методов диагностики проводилось на базе оториноларингологического отделения Харьковского центра экстренной медицинской помощи и медицины катастроф (Харьковской областной клинической больницы) с помощью разработанного компьютерного риноманометра КРМ типа ТНДА-ПРХ (свидетельство о государственной метрологической аттестации устройства ПРХ, № 05-0102 от 01.04.2010 г.), конструкция которого рассматривается в разд. 5.

Учитывая, что коэффициент оценки носового сопротивления (3.15) при определении дискриминантных свойств методов диагностики дополнительной информации не несет, т.к. является только отношением измеренных величин, то анализу будут подлежать распределения непосредственно измеряемых параметров – перепада давления и расхода воздуха.

Рассмотрим модель линейной дискриминации. Информативный параметр X , используемый для получения информации об априорно неопределенных свойствах объекта контроля, может рассматриваться как случайная величина. Последняя, в случае двух состояний объекта (Θ_0 – норма, Θ_1 – отклонение от нормы) характеризуется условными плотностями распределения вероятностей

$$X \approx f(X / \Theta_0), \text{ если } \Theta \in \Theta_0,$$

$$X \approx f(X / \Theta_1), \text{ если } \Theta \in \Theta_1.$$

Если $m^{(0)}, m^{(1)}, \sigma^{(0)^2}, \sigma^{(1)^2}$ – средние и дисперсии величины X для условий $\Theta \in \Theta_0$, и $\Theta \in \Theta_1$ соответственно, то при Гауссовых

распределениях $f(X / \Theta_0)$, $f(X / \Theta_1)$ вероятность ошибки принятия решений в виде состояний объекта определяется при $\sigma^{(0)^2} = \sigma^{(1)^2}$ через интеграл вероятности $\Phi(\cdot)$ [48]

$$P_{ош} = 1 - \Phi(\delta / 2), \quad (3.83)$$

где

$$\delta = \left| \frac{m^{(0)} - m^{(1)}}{\sigma} \right|. \quad (3.84)$$

Если $\sigma^{(0)^2} \neq \sigma^{(1)^2}$, то граница для $P_{ош}$ может оцениваться неравенством

$$P_{ош} \leq 1 - \Phi(\delta / 2). \quad (3.85)$$

При многопараметрическом контроле, когда число информативных параметров X_1, \dots, X_n более одного ($n \geq 2$) переменная δ в выражениях (3.83) или (3.85) описывается уравнением

$$\delta = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{m_i^{(0)} - m_i^{(1)}}{\sigma_i} \right)^2}. \quad (3.86)$$

Квадрат этой переменной

$$\delta^2 = \sum_{i=1}^n \left(\frac{m_i^{(0)} - m_i^{(1)}}{\sigma_i} \right)^2,$$

называют квадратичным махалонобисовым расстоянием между контролируемыми состояниями (между векторами средних по состояниям Θ_0 и Θ_1) [56].

Объект контроля в этом случае представляет собой вектор-столбец измеренных значений

$$\bar{x} = \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ x_n \end{pmatrix},$$

с условной n -мерной нормальной плотностью распределения

$$f(\bar{x} / \Theta_k) = (2\pi)^{-\frac{n}{2}} |\Sigma|^{-\frac{1}{2}} \exp \left[-\frac{1}{2} (\bar{x} - \bar{m}^{(k)}) \Sigma^{-1} (\bar{x} - \bar{m}^{(k)}) \right]. \quad (3.87)$$

В уравнении (3.87) вектор средних $\bar{m}^{(k)}$ и дисперсионная матрица Σ имеют следующий вид (k – номер состояния объекта, $k = \overline{0,1}$)

$$\bar{m}^{(k)} = \begin{pmatrix} m_1^{(k)} \\ m_2^{(k)} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ m_n^{(k)} \end{pmatrix}, \quad \Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_1^2 & & & & & \\ & \sigma_2^2 & & & & \\ & & \cdot & & & \\ & & & \cdot & & \\ & & & & \cdot & \\ & & & & & \sigma_n^2 \end{pmatrix}.$$

Выражение (3.86) предполагает взаимную независимость составляющих вектора при линейной модели дискриминации [56].

Вероятность ошибки тем меньше, чем больше δ , то есть чем больше нормированный по дисперсии квадрат расстояния между векторами средних.

Таким образом, переменные δ (или δ^2) по выражению (3.86) позволяют количественно сравнивать по дискриминирующей способности (фактически, по информативности) не только одиночные информативные сигналы, но и подмножества (системы) сигналов.

Для практического применения модели дискриминации рассмотрим задачу оценки эффективности двух методов риноманометрии,

обозначенных как метод M_a с измерениями при спокойном дыхании, и метод M_6 с измерениями при форсированном дыхании, которые обеспечивают получение измерительной информации о состоянии диагностического объекта, представленного:

а) статической моделью (метод M_a риноманометрии при спокойном дыхании);

б) динамической моделью (метод M_6 риноманометрии при форсированном дыхании).

В методе M_a при спокойном дыхании измеряемые физические величины (X_1 – перепад давления ΔP и X_2 – расход воздуха Q , количество измеряемых параметров $n = 2$) в отличие от метода M_6 не коррелированы с длительностью интервала наблюдения. Состояния условной нормы и нарушения носового дыхания обозначаются соответственно Θ_0 и Θ_1 . Всего было обследовано 60 пациентов, разделенных на две группы по 30 человек в норме и при затруднении носового дыхания. Измерения для каждого пациента проводились двумя методами – при спокойном M_a и форсированном M_6 вдохе по десяти циклам дыхания. При этом по общему алгоритму для каждого метода вычислялись максимальные значения перепада давления ΔP и расхода воздуха Q в верхних дыхательных путях пациента в каждом цикле вдоха, и проводилось их усреднение по десяти циклам дыхания. Затем для каждой группы пациентов находились статистические показатели – средние значения $m_1^{(0)} = \overline{\Delta P}$, $m_2^{(0)} = \overline{Q}$, $m_1^{(1)} = \overline{\Delta P}$, $m_2^{(1)} = \overline{Q}$ в норме и при нарушении носового дыхания, соответственно, а так же среднеквадратические отклонения соответствующих показателей, причем для расчетов выбирались максимальные значения среднеквадратических отклонений $\sigma_1 = \max(\sigma_{\Delta P}^{(0)}, \sigma_{\Delta P}^{(1)})$ и $\sigma_2 = \max(\sigma_Q^{(0)}, \sigma_Q^{(1)})$, соответственно. Далее согласно введенным обозначениям выполнялись

расчеты махаланобисового расстояния по формуле (3.86) и вероятности ошибки принятия решения по формуле (3.85) для каждого метода. Результаты расчетов приведены в табл. 3.5 и показывают очевидность того, что предложенный в работе метод риноманометрических измерений при форсированном дыхании обладает большими (в 1,7 раза) дискриминантными свойствами по сравнению с традиционным и позволяет снизить вероятность ошибки при принятии диагностического решения с 0,36 до 0,21. Это позволяет использовать данный метод для функциональной диагностики верхних дыхательных путей [62].

Таблица 3.5 – Результаты дискриминантного анализа для статических методов риноманометрической диагностики

| Параметр, размерность | Тип метода: | | | |
|-----------------------------|---------------------|------------|---------------------|------------|
| | традиционный, M_a | | предлагаемый, M_6 | |
| | Θ_0 | Θ_1 | Θ_0 | Θ_1 |
| $\overline{\Delta P}$, кПа | 0,30 | 0,30 | 8,7 | 16,5 |
| $\sigma_{\Delta P}$, кПа | 0,07 | 0,07 | 2,26 | 3,80 |
| \overline{Q} , л/с | 0,40 | 0,20 | 3,10 | 0,80 |
| σ_Q , л/с | 0,11 | 0,08 | 1,60 | 0,43 |
| δ | 1,80 | | 2,5 | |
| $P_{\text{ОШ}}$ | $\leq 0,36$ | | $\leq 0,21$ | |

Проведем оценку влияния динамических свойств процесса риноманометрической диагностики на дискриминантные характеристики метода. По приведенной выше методике форсированной динамической риноманометрии в каждом цикле вдоха вычислялись амплитудные значения перепада давления Δp и расхода воздуха Q в верхних дыхательных путях пациента и проводилось их усреднение по девяти

циклам дыхания, а так же находились по четыре F -статистики F_0, F_{WG}, F_G, F_W (см. табл. 3.3) для каждого измеряемого сигнала (Δp и Q).

Затем, для каждой группы пациентов находились статистические показатели: средние значения $m_i^{(0)}$ и $m_i^{(1)}$ и среднеквадратические отклонения соответствующих показателей, причем для расчета по формуле (3.86) выбиралось максимальное среднеквадратическое отклонение

$$\sigma_i = \max(\sigma_i^{(0)}, \sigma_i^{(1)})$$

Таким образом, в расчетах участвовали десять информативных параметров $X_i (i = \overline{1,10})$ – по пять для каждого измеряемого сигнала. Первые пять $\{X_i\}_1^5$ относятся к характеристикам перепада давления Δp , а вторые пять $\{X_i\}_6^{10}$ – к характеристикам расхода воздуха.

Далее, согласно введенным обозначениям, выполнялись расчеты махаланобисового расстояния по формуле (3.86) и вероятности ошибки принятия решения по формуле (3.85) для каждого параметра. Результаты расчетов приведены в табл. 3.6 и 3.7.

Как видно из приведенных таблиц, по средним значениям сигналов, а так же с учетом их F -статистик, метод анализа динамического случайного сигнала перепада давлений обладает большими дискриминантными характеристиками по сравнению с расходом воздуха (в 1,5 раза большее расстояние Махаланобиса как при анализе средних значений сигналов, так и с учетом F -статистик). Это объясняется физической возможностью пациента при затрудненном носовом дыхании кратковременно обеспечить расход близкий к нормальному за счет повышения перепада давлений на носовых проходах.

Таблица 3.6 – Дискриминантные характеристики параметров сигнала перепада давления Δp

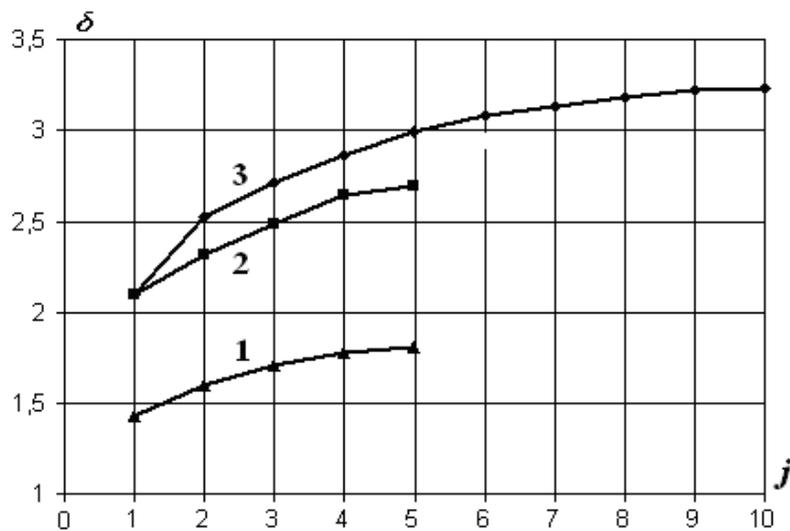
| Параметр | | Состояния объекта контроля | | Расстояние Махалонобиса δ | Вероятность ошибки $P_{\text{ОШ}}$ |
|---------------|-----------------------------|-------------------------------|------------|-------------------------------------|--|
| | | Θ_0 | Θ_1 | | |
| X_1 | $\overline{\Delta p}$, кПа | 8,70 | 16,5 | 2,1 | $\leq 0,3$ |
| | $\sigma_{\Delta p}$, кПа | 2,26 | 3,80 | | |
| X_2 | $\overline{F_{0p}}$ | 111,50 | 65,20 | 0,98 | $\leq 0,62$ |
| | $\sigma_{F_{0\Delta p}}$ | 47,10 | 22,14 | | |
| X_3 | $\overline{F_{WG\Delta p}}$ | 6,41 | 18,70 | 0,87 | $\leq 0,68$ |
| | σ_{FWGp} | 3,47 | 14,20 | | |
| X_4 | $\overline{F_{G\Delta p}}$ | 48,40 | 38,20 | 0,50 | $\leq 0,81$ |
| | $\sigma_{FW\Delta p}$ | 19,6 | 12,95 | | |
| X_5 | $\overline{F_{W\Delta p}}$ | 18,25 | 35,30 | 0,92 | $\leq 0,65$ |
| | $\sigma_{FW\Delta p}$ | 4,77 | 11,32 | | |
| $\{X_i\}_1^5$ | $\delta_{\Delta p}$ | | | 2,7 | $\leq 0,18$ |

При этом, используя только средние значения сигналов перепада давлений и расхода воздуха, можно получить вероятность ошибки менее 0,21. Учет же всех информативных параметров случайных измерительных сигналов позволяет получить расстояние Махалонобиса $\delta_{\{X_i\}_1^5} = 3,25$ и, соответственно, понизить вероятность ошибки до величины менее 0,1. При ранжировании признаков в порядке убывания расстояния Махалонобиса можно провести анализ влияния количества параметров на дискриминантные характеристики метода диагностики.

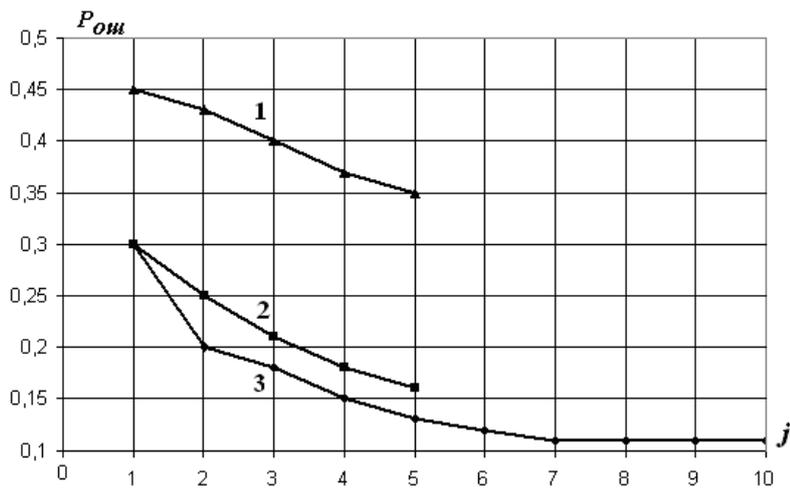
**Таблица 3.7 – Дискриминантные характеристики параметров
сигнала
расхода воздуха Q**

| Параметр | | Состояния объекта контроля | | Расстояние Махалонобиса δ | Вероятность ошибки $P_{\text{ОШ}}$ |
|------------------|-----------------------|-------------------------------|------------|--|---------------------------------------|
| | | Θ_0 | Θ_1 | | |
| X_6 | \bar{Q} , л/с | 3,10 | 0,80 | 1,43 | $\leq 0,48$ |
| | σ_Q , л/с | 1,60 | 0,43 | | |
| X_7 | \bar{F}_{0Q} | 77,95 | 47,62 | 0,74 | $\leq 0,72$ |
| | $\sigma_{F_{0Q}}$ | 40,50 | 12,37 | | |
| X_8 | \bar{F}_{WGQ} | 4,50 | 3,80 | 0,33 | $\leq 0,88$ |
| | σ_{FWGQ} | 2,15 | 1,76 | | |
| X_9 | \bar{F}_{GQ} | 6,10 | 7,94 | 0,50 | $\leq 0,81$ |
| | $\sigma_{FW\Delta P}$ | 3,12 | 3,63 | | |
| X_{10} | \bar{F}_{WQ} | 9,70 | 13,1 | 0,60 | $\leq 0,76$ |
| | σ_{FWQ} | 3,77 | 5,65 | | |
| $\{X_i\}_6^{10}$ | δ_Q | | | 1,82 | $\leq 0,37$ |

На рис. 3.19, (а) и (б) приведены кумулятивные характеристики увеличения расстояния Махаланобиса и уменьшения вероятности ошибки диагностики как функции размерности пространства и информативных параметров давления и расхода воздуха. При этом очевидным является то, что три наименее значимых параметра на вероятность принятия диагностического решения практически не влияют и могут быть исключены из расчетов [63].



а)



б)

Рисунок 3.19 – Результаты дискриминантного анализа данных динамической ЗАРМ: а) – зависимость увеличения расстояния Махаланобиса по мере добавления признаков в модель дискриминации $\delta = F(j)$; б) – зависимость

снижения вероятности ошибки принятия решения по мере добавления признаков в модель дискриминации $P_{\text{ош}} = f(j)$: (j – размерность пространства информативных параметров. 1 – для сигнала расхода воздуха, 2 – для сигнала перепада давления, 3 – с учетом признаков всех сигналов)

Предложенный оригинальный метод тестирования носового дыхания пациента при форсированном вдохе позволил выявить следующую закономерность – наибольшими дискриминантным свойствами обладают параметры сигнала перепада давлений, так как пациент при затрудненном носовом дыхании кратковременно может обеспечить расход воздуха через носовые проходы близкий к нормальному за счет повышения перепада давлений.

Используя для анализа дыхания только средние из максимальных значений сигналов перепада давлений и расхода воздуха, можно получить вероятность ошибки диагностического решения менее 0,21 ($P_{\text{ош}} \leq 0,21$). Учет всех показателей диагностических сигналов позволяет снизить вероятность ошибки диагностики затрудненного носового дыхания до величины менее 0,1 ($P_{\text{ош}} \leq 0,1$). Таким образом, добавление к параметрам аппаратно-методологических средств измерений F -статистик обеспечивает существенное (с 0,21 до 0,1) снижение вероятности ошибки принятия диагностического решения.

Объем выборки $N_{\text{п}}$ (количество пациентов) для проведения клинической апробации форсированной динамической ЗАРМ определяется из [52]

$$N_{\text{п}} = \frac{t^2 \cdot \sigma_x^2}{\Delta_x}, \quad (3.88)$$

где t – коэффициент доверия, определяемый из интеграла вероятности Лапласа как

$$\Phi(t) = p,$$

где p – уровень значимости (для проводимых исследований $p=0,95$, $t=2$); σ_x – дисперсия оцениваемой величины, принимается как максимальная из двух дисперсий для измеряемых сигналов перепада давления и расхода воздуха (согласно таблице $\sigma_x = \sigma_{x_{\max}} = \sigma_{\Delta p} = 3,8$); Δ_x – предельная ошибка выборки, которая определяется исходя из требований точности согласно $\Delta_x = 0,4 \cdot \sigma_x$.

Окончательно, по формуле (3.88) получим

$$N_{\Pi} = \frac{2^2 \cdot 3,8^2}{1,52^2} \approx 25$$

Таким образом, объем выборки не должен быть менее 25 пациентов при заданных исходных значениях уровня значимости, предельной ошибки выборки и дисперсии оцениваемой величины. Результаты предварительных клинических испытаний приведены в Приложении А. В испытаниях для одинаковой априорной вероятности объемы выборок составляли по 30 пациентов с искривлением носовой перегородки и в контрольной группе, соответственно.

Оценка дискриминантной способности риноманометрических методов диагностики (традиционного – при спокойном дыхании и разработанного при форсированном дыхании) позволяет сделать вывод о том, что предложенный в работе метод риноманометрических измерений при форсированном дыхании обладает большими (в 1,7 раза) дискриминантными свойствами по сравнению с традиционным и позволяет снизить вероятность ошибки при принятии диагностического решения с 0,36 до 0,21, что позволяет использовать данный метод для функциональной диагностики верхних дыхательных путей. Добавление к параметрам аппаратно-методологических средств F-статистик измеряемых сигналов обеспечивает существенное (с 0,21 до 0,1) снижение вероятности ошибки принятия диагностического решения.

Список литературы к разделу 3

1. Лойцянский Л. Г. Механика жидкости и газа / Л. Г. Лойцянский. – М. : Наука, 1970. – 904 с.
2. Aerodynamics of Nasal Airways with Application to Obstruction Chometon F., Gillieron P., Laurent J. et al. – [Электронный ресурс] / Режим доступа: http://www.nasalspray.com/pdf/nasal_airway_aerodynamics.pdf. – Загол. с экрана.
3. Bachmann W. Obstructed nasal breathing. Basis investigation: history, inspection, rhinomanometry, allergy [Электронный ресурс] / W. Bachmann. – 2001. – 31 с. – Режим доступа: <http://www.atmosmed.de>. – Загл. с экрана.
4. Абрамов Е. И. Элементы гидропривода: Справочник / Е. И. Абрамов, К. А. Колесниченко, В. Т. Маслов. – Киев: Техніка, 1977. – 320 с.
5. Элементы и устройства пневмоавтоматики высокого давления: Отраслевой каталог / (Е. А. Рагулин, Ж. М. Кривко, А. Ф. Караго и др.); под ред. А. И. Кудрявцева. – М. : ВНИИТЭМР, 1990. – 184 с.
6. Физические параметры, характеризующие организм человека [Электронный ресурс]. – 03.01.2011. – 4 с.– Режим доступа: <http://www.everyday.com.ua>. – Загл. с экрана.
7. Пискунов Г. З. О физиологической роли перегородки носа / Г. З. Пискунов, С. З. Пискунов // Вестник оториноларингологии. – 2000. – № 6. – С. 57-58.
8. Справочник по гидравлическим расчетам / (П. Г. Киселев, А. Д. Альтшуль, Н. В. Данильченко и др.); под ред. П.Г. Киселева.– М.: Энергия, 1974.– 312 с.
9. Bachmann W. Obstructed nasal breathing. Basis investigation: history, inspection, rhinomanometry, allergy [Электронный ресурс] / W. Bachmann. – 2001. – 31 с. – Режим доступа: <http://www.atmosmed.de>. – Загл. с экрана.

10. Руководство по ринологии / Под ред. Г. З. Пискунова. – М. : Литтерра, 2011. – 960 с.
11. Аврунин О. Г. Методика расчета диаметра сопла Вентури для устройства по определению перепадно-расходных характеристик носовых проходов / О. Г. Аврунин // Промислова гідравліка і пневматика. – 2010. – № 2(28). – С. 62-66.
12. Шамраева Е. О. Построение моделей черепных имплантатов по рентгенографическим данным / Е. О. Шамраева, О. Г. Аврунин // Прикладная радиоэлектроника. – 2005. – Т.4, № 4. – С. 441-443.
13. Ex vivo evaluation of force data and tissue elasticity for robot-assisted FESS/ I. Wagner, K. Tingelhoff, R. Westpal et al. // Eur Arch Otorhinolaryngol. – 2008. – № 265(11). – P. 1335-1339.
14. Economic evaluation of da Vinci-assisted robotic surgery: a systematic review / G. Turchetti, I. Palla, F. Pierotti, A. Cuschieri // Surg. Endosc. – 2012. – № 26 (3). – P. 598– 606.
15. Рентгенодиагностика заболеваний и повреждений черепа / Г. Ю. Коваль, Г. С. Даниленко, В. И. Нестеровская и др. – К. : Здоровье, 1984. – 375 с.
16. Дуплянский А. Л. Компьютер и цифровые технологии в отделении лучевой диагностики : справочное пособие [Электронный ресурс] / А. Л. Дуплянский – Пенза: ГИУВ 2004. – Режим доступа: <http://xray.nm.ru/book/cifra/cifra.html>. – Загл. с экрана.
17. Современные неинвазивные компьютерные методы исследования в оценке результатов хирургического лечения хронического синусита / Л. Л. Державина, В. С. Козлов, С. К. Жуков, А. А. Шиленков // Рос. ринолог.– 1997.– №2.– С. 20.
18. Airflow Patterns in Both Sides of a Realistic Human Nasal Cavity for Laminar and Turbulent Conditions / J. Wen, K. Inthavong, Z. F. Tian // 16th Australasian

Fluid Mechanics Conference Crown Plaza, Gold Coast, Australia. – 2007. – P. 68-74.

19. Топоров Г. Н. Клінічна анатомія. Обличчя / Г. Н. Топоров . – Харків : Факт, 2003. – 233 с.

20. Блоцкий А. А. Феномен храпа и синдром обструктивного сонного апноэ / А. А. Блоцкий, М. С. Плужников.– СПб. : СпецЛит. – 2002. –176 с.

21. Бабияк В. И. Клиническая оториноларингология. Руководство для врачей / В. И. Бабияк, Я. А. Накатис. – СПб. : Гиппократ. – 2005. – 800 с.

22. Гапанович В. Я. Оториноларингологический атлас / В. Я. Гапанович, В. М. Александров.– Минск : Выш. шк., 1989. – 239 с.

23. Керн Ю. Б. Хирургия носового клапана / Ю. Б. Керн, Т. Д. Уонг // Российская ринология.– 1995.– № 1.– С. 4-31.

24. Палажук О. А. Передняя активная риноманометрия в контроле эффективности хирургического лечения хронического гнойного и полипозного синуситов / О. А. Палажук, В. В. Вишняков, Т. А. Сергеева // Вестник отоларингологии. Материалы IV Всероссийской конф. отоларингологов.– 2005.– № 5.– С. 240-242.

25. Cole P. Contemporary rhinomanometry / P. Cole, R. Fenton // J Otolaryngol.– 2006. – № 35(2). – P. – 83-87.

26. Cole P. Rhinomanometry 1988: practice and trends / P. Cole // Laryngoscope. – 1989. – № 99 (3). – P. 311-315.

27. Computer averaged nasal resistance / K. Naito, P. Cole, R. Chaban, D. Humphrey // Rhinology. – 1989. – № 27(1). – P. 45-52.

28. A fundamental study of rhinomanometry and its clinical application to objective evaluation / K. Naito, S. Iwata, M. Kondo et al. // Auris Nasus Larynx. – 1989. – № 16(2). – P. 99-108.

29. Cole P. Anterior and posterior rhinomanometry / P. Cole, A. Ayiomanimitis, M. Ohki et al . // Rhinology. – 1989. – № 27(4). – P. 257-62.

30. Naito K. Unilateral and bilateral nasal resistances: a supplement / K. Naito, P. Cole, D. Humphrey // *Rhinology*. – 1990. – № 28(2). – P. 91-95.
31. Диагностическое значение риноманометрии при персистирующем (круглогодичном) аллергическом рините/ Б. А. Черняк, Е. К. Сергеева, И. И. Воржева И.И. и др. // *Российская ринология*. – 2002. – № 2. – С. 46-49.
32. Бойко Н. В. Клиническая ценность передней активной риноманометрии / Н. В. Бойко, В. Н. Колесников // *Рос. ринология*. – 2006. – №3. – С. 3-7.
33. Бойко Н. В. Активная передняя риноманометрия в оценке изменений носовой резистентности / Н. В. Бойко, В. Н. Колесников // *Рос. ринология*. – 2005. – № 2. – С. 43.
34. Колесников В. Н. Использование передней активной риноманометрии при диагностике патологии носового клапана / В. Н. Колесников // *Рос. ринология*. – 2005. – № 2. – С. 146.
35. Состояние дыхательной функции носа при свежих травмах по данным передней активной риноманометрии / Ю. Ю. Русецкий, И. О. Чернышенко, М. А. Попов и др. // *Вестник оториноларингологии*. – М. : «Медиа Сфера». – 2007. – № 5. – С. 29-32.
36. Пат. № 94525 Україна, МПК А61В5/055. Спосіб визначення рівня резекції м'якого піднебіння при лікуванні храпу / Аврунін О. Г., Семенець В. В., Журавльов А. С., Калашник Ю. М.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а201002545; заявл. 09.03.2010; опубл. 10.05.2011. Бюл. № 9.
37. Шиленкова В. В. Носовой цикл у здоровых детей / В. В. Шиленкова, В. С. Козлов // *Вестник оториноларингологии*. – 2008. – №1. – С. 11-16.
38. Козлов В. С. Акустическая ринометрия и передняя активная риноманометрия в исследовании носового цикла / В. С. Козлов, Л. Л. Державина, В. В. Шиленкова // *Российская ринология*. – 2002. – № 1. – С. 4-11.

39. Kavanagh K. Applications of image-directed robotics in otolaryngologic surgery / K. Kavanagh // Laryngoscope. – 1994. – № 104(3). – P. 283-293.
40. Comparison between manual and semi-automatic segmentation of nasal cavity and paranasal sinuses from CT images // K. Tingelhoff, AL. Moral, ME. Kunkel et al. / Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. – 2007. – P. 5505-5508.
41. Щурук Г. З. Можливості використання комп'ютерної томографії з об'ємною реконструкцією в діагностиці захворювань порожнини носа, навколоносових пазух і лицьового черепа/ Г.З. Щурук// ЖВНГХ.– 2001.– №2.– С. 64-69.
42. Ertl-Wagner B. Diagnostic evaluation of the craniocervical vascular system with a 16-slice multi-detector row spiral CT. Protocols and first experiences / B. Ertl-Wagner, R. Hoffmann, R. Bruning // Radiologe.– 2002.– Vol. 42.– № 9.– P. 728-732.
43. Аврунин О. Г. Экспериментальное исследование пневмоустройства для определения перепадно-расходных характеристик воздушного потока в носовых ходах / О. Г. Аврунин // Промислова гідравліка і пневматика. – 2011. – №2(32). – С. 34-38.
44. Аврунін О. Г. Дослідження ступеня рухливості носового клапану за даними електроміографії / О. Г. Аврунін, Т. В. Жемчужкіна, Т. В.Носова // Матеріали 18-й міжнародної науково-практичної конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я». – Харків. – 2010. – НТУ «ХПІ». – Ч.3. – С. 84.
45. Серебрякова И. Ю. Диагностика состояния слизистой оболочки нижних носовых раковин при гипертрофии / И. Ю. Серебрякова, А. С. Юнусов // Рос. ринология. – 2003. – №2. – С. 30.
46. Пелишенко Т. Г. Методы оценки состояния слизистой оболочки носа и ее функций у больных с заболеваниями носа и околоносовых пазух до и

после хирургического вмешательства / Т. Г. Пелишенко, Г. З. Пискунов // Рос. ринология. – 2002. – № 4. – С. 31-34.

47. Пат. № 95018 Україна, МПК А61В5/08. Спосіб об'єктивного визначення функції носового клапана / Аврунін О. Г., Семенець В.В., Журавльов А.С., Калашник Ю.М.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а201003288; заявл. 22.03.2010; опубл. 25.06.2011. Бюл. № 12.

48. Орнатский П. П. Теоретические основы инфлормационно-измерительной техники / П. П. Орнатский. – К. :Вища школа, 1983.– 455 с.

49. Щапов П. Ф. Нормализация метрологически неопределенных информационных сигналов для систем измерительного контроля динамических объектов / П. Ф. Щапов // Механіка та машинобудування. – 2006. – № 1. – С. 280-286.

50. Метрологічне забезпечення вимірювань і контролю / Є. Т. Володарський, В. В. Кухарчук, В. О. Поджаренко, Г. Б. Сердюк. – Вінниця: Велес, 2001.– 219 с.

51. Інформаційно-вимірювальні технології неруйнівного контролю / В. П. Малайчук, О. В. Мозговой, О. М. Петренко.– Дніпропетровськ: РВВ ДНУ, 2001.– 240 с.

52. Джонсон Н. Статистика и планирование эксперимента в технике и науке: Методы планирования эксперимента / Н. Джонсон, Ф. Лион.: Пер. с англ. под ред. Э. К. Лецкого. – М. : Мир, 1981. – 520 с.

53. Жовинский А. Н. Инженерный экспресс-анализ случайных процессов / А. Н. Жовинский, В. Н. Жовинский. – М. : Энергия, 1979. – 112 с.

54. Шефе Г. Дисперсионный анализ / Г. Шефе Пер. с англ. В. А. Севастьянова и В. П. Чистякова. – М. : Наука, 1980. – 512 с.

55. Аврунин О. Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О. Г. Аврунин, В. В. Семенец, П. Ф. Щапов // Радіотехніка. – 2011. – 164. – С. 102-107.
56. Дуда Р. Распознавание образов и анализ сцен / Р. Дуда, П. Харт. Пер. с англ. под ред. В. Л. Стефанюк. – М. : Мир, 1976. – 512 с.
57. Миленский А. В. Классификация сигналов в условиях неопределенности (статистические методы самообучения в распознавании образов) / А. В. Миленский. – М. : Сов. Радио, 1985. – 329 с.
58. Раудис Ш. Ограниченность выборки в задачах классификации / Ш. Раудис // Сб. «Статистические проблемы управления». – Вильнюс, 1976. – № 18. – С. 1-185.
59. Щапов П. Ф. Оптимизация пространства информационных параметров на основе ковариационных моделей дисперсионного анализа / П. Ф. Щапов // Електротехніка і електромеханіка. – 2005. – №2. – С. 59-62.
60. Малайчук В. П. Інформаційно-вимірювальні технології неруйнівного контролю / В. П. Малайчук, О. В. Мозговой, О. М. Петренко. – Дніпропетровськ: РВВ ДНУ, 2001. – 240 с.
61. Осина Т. Г. Использование параметрических дискриминантных функций в задачах измерительного контроля качества / Осина Т. Г. // Вестник НТУ «ХПИ». – 2006. – №9. – С. 103-107.
62. Аврунин О. Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств / О. Г. Аврунин // Технічна електродинаміка, тем випуск «Силова електроніка та енергоефективність». – 2011. – Ч. 2. – С. 293-298.
63. The role of paranasal sinuses in the aerodynamics of the nasal cavities / H. Farouk, E. Abaida, A. Khaleel, O. Avrunin // International Journal of Life Science and Medical Research. – 2012. – Vol. 2. № 3. – P. 52-55.

4. РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДОВ УЛУЧШЕНИЯ ТЕХНИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПОРТАТИВНЫХ СПИРОМЕТРОВ

Современные направления развития аппаратной части спирометрии следуют общим тенденциям развития микропроцессорной техники. Снижение стоимости микропроцессорных устройств в последнее время, рост их вычислительных ресурсов, увеличение объемов памяти, всеобщая миниатюризация позволяют существенно улучшить качество портативных спирометров, не изменив при этом их ценовой категории [1-4]. В настоящее время в подавляющем большинстве портативных спирометров используются турбинные датчики или турбинные преобразователи потока (ТПП).

В общем случае, цифровой портативный спирометр представляет собой автоматический прибор, в состав которого входят следующие основные блоки: датчик, блок обработки и хранения информации, блок отображения информации, блок управления и блок питания.

Технические характеристики каждого блока в отдельности влияют на качество спирометра в целом [4]. Под качеством изделий медицинской техники принято понимать некоторую совокупность характеристик и показателей, которые могут быть названы «качественными» [5, 6]. Эти показатели могут быть определены после анализа параметров медико-технических требований, нормируемых международными стандартами. Требования последней редакции этих стандартов 2005 года [7], касающиеся спирометрического технического обеспечения, сведены в таблицу 4.1.

Применительно к портативным спирометрическим приборам «качественными» показателями будут являться: диапазоны измеряемых расходов и объемов, нелинейность АЧХ в требуемом диапазоне частот, сопротивление воздушному потоку, пределы относительной погрешности измерений, порог срабатывания, количество определяемых показателей внешнего дыхания, массогабаритные показатели, а также дополнительные функциональные возможности [8, 4].

Таблица 4.1

Обобщенные стандарты ATS и ESR, предъявляемые к спирометрам

| Нормируемый параметр | Ед. изм | Значение |
|--|---------|----------|
| Сопротивление дыханию, не более | кПа/л·с | 0,15 |
| Порог реагирования, не более | л/с | 0,025 |
| Верхний предел диапазона измерений | л/с | 14 |
| Пределы допускаемой относительной погрешности | % | 3 |
| Нелинейность АЧХ в диапазоне частот до 20 Гц, не более | % | 5 |

Так как от типа и параметров датчика зависит значение большинства перечисленных показателей, то в первую очередь необходимо уделить внимание основным характеристикам ТПП.

Целью данного раздела является разработка метода обеспечения качества цифровой портативной спирометрической аппаратуры путем уменьшения интервалов усреднения сигнала ТПП. Обеспечить качество предлагается путем улучшения следующих технических показателей: чувствительность, частотная полоса пропускания и надежность. В разделе предложены способы уменьшения интервала усреднения в измерительном канале спирометра, рассмотрены вопросы влияния технологического разброса параметров и эксплуатационного износа измерительной турбины на точность преобразования ТПП. Также рассмотрены вопросы корректировки результатов преобразования с учетом наличия в ТПП технологического разброса параметров и возникновения эксплуатационного износа. Для подтверждения эффективности предложенных способов разработана математическая модель ТПП и проведены ее экспериментальные исследования.

4.1. Обоснование метода

Тахометрический метод измерения расхода подразумевает собой преобразование объемной скорости движущегося потока во вращение ротора, с последующим измерением его угловой скорости. Измерительный канал спирометрического прибора, реализованный на турбинном преобразователе потока (ТПП), представляет собой цепь последовательно соединенных измерительных преобразователей [9-12].

С учетом анализа литературных источников была предложена и рассмотрена схема (рис. 4.1) измерительной части цифрового портативного спирометра [13]. Особенностью данной схемы является использование оптического тахометрического преобразователя (ОТП).

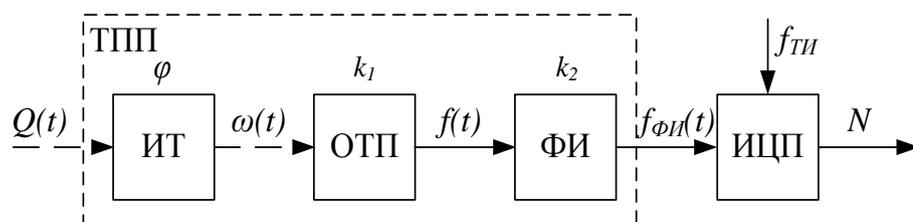


Рисунок 4.1 – Структурная схема измерительной части спирометра с ТПП

Измерительная турбина (ИТ) преобразует скорость воздушного потока $Q(t)$ в угловую скорость $\omega(t)$ вращения ротора и является первичным информационным преобразователем. На данном этапе для упрощения рассуждений передаточная характеристика принимается за линейную, см. выр. (2.2). ОТП преобразует вращение пластины в электрический сигнал с частотой $f(t)$, пропорциональной $\omega(t)$:

$$f(t) = \frac{\omega(t) \cdot k_1}{2 \cdot \pi}, \quad (4.1)$$

где k_1 – коэффициент передачи ОТП.

Формирователь импульсов (ФИ) преобразует электрический сигнал с выхода ОТП в последовательность коротких прямоугольных импульсов с частотой $f_{\Phi И}(t)$ равной

$$f_{\Phi И}(t) = f(t) \cdot k_2, \quad (4.2)$$

где k_2 – коэффициент передачи ФИ.

Если ИТ принимается за первичный измерительный преобразователь, то ОТП и ФИ вместе представляют собой вторичный.

Преобразования объемной скорости потока $Q(t)$ в импульсный электрический сигнал с помощью ТПП могут быть рассмотрены как процесс дискретизации непрерывного сигнала с переменным шагом дискретизации $T(t)$ (см. рис. 4.2)

$$T(t) = 1 / f_{\Phi И}(t). \quad (4.3)$$

Таким образом, частота $f_{\Phi И}(t)$ в измерительной системе, приведенной на рисунке 4.1, является частотой дискретизации.

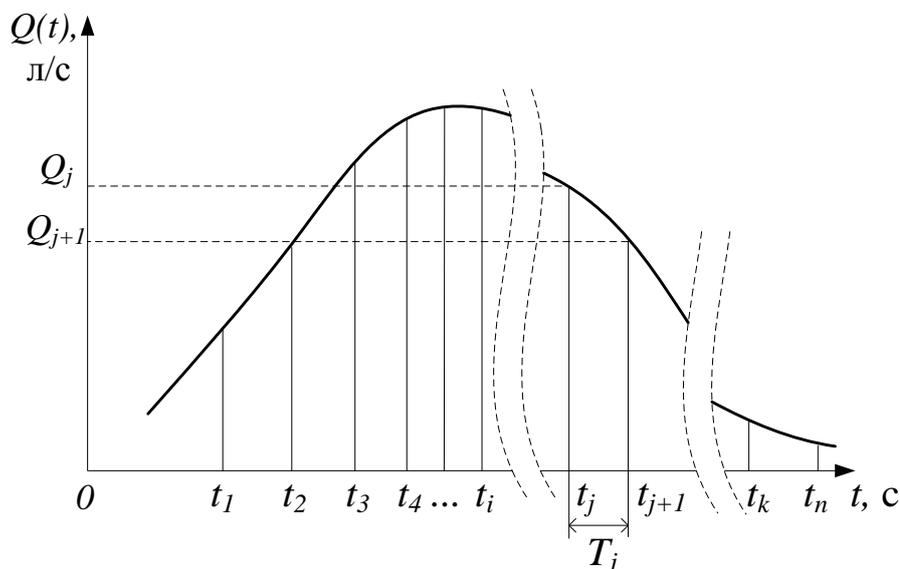


Рисунок 4.2 – К пояснению принципа работы турбинного преобразователя потока

Объем воздуха V_{OB} проходящий за один оборот ротора является величиной обратной по значению передаточному коэффициенту φ измерительной турбины [14, 15]. Выражения для определения скоростей и объемов воздуха на различных этапах выдоха (вдоха) могут быть записаны в виде:

$$V_j = (j-1)V_{OB}; \quad (4.4)$$

$$Q_j = V_{OB}/T_j; \quad (4.5)$$

$$t_j = t_{j-1} + T_j. \quad (4.6)$$

Однако данные выражения (4.4-4.6) действительны только при измерении постоянных расходов на рабочем участке ИТ.

Импульсно-цифровой преобразователь (ИЦП) преобразует частоту следования импульсов в цифровой код классическим методом последовательного счета [16].

Таким образом, суммарный коэффициент передачи ТПП будет равен $K = \varphi \cdot k$, где $k = k_1 \cdot k_2$ – коэффициент передачи вторичного преобразователя, тогда интервал дискретизации сигнала преобразования $\tau = T/k$, где T – период оборота ротора. Следовательно, уменьшить интервал дискретизации возможно путем увеличения коэффициента передачи вторичного преобразователя k .

Чувствительность ТПП по объемной скорости потока из выражений (4.1) и (4.2) равна

$$S = \frac{\Delta f_{\Phi И}(t)}{\Delta Q(t)} = \frac{\Delta \omega(t) \cdot k}{\Delta Q(t) \cdot 2 \cdot \pi}, \quad (4.7)$$

значит, повышая коэффициент передачи k можно повысить чувствительность измерительной части спирометра.

4.2. Способы уменьшения интервала дискретизации в измерительном канале спирометра

Для обеспечения предложенного метода необходим детальный анализ конструкции ТПП, с целью определения возможности ее модернизации [17]. В качестве базовой конструкции (рис. 4.3) ТПП будет рассмотрена та, которая активно применяется ведущими производителями спирометрической аппаратуры – MIR, Shiller и др. Она может быть реализована с использованием измерительной турбины, схематичное изображение которой приведено на рисунке 2.10.

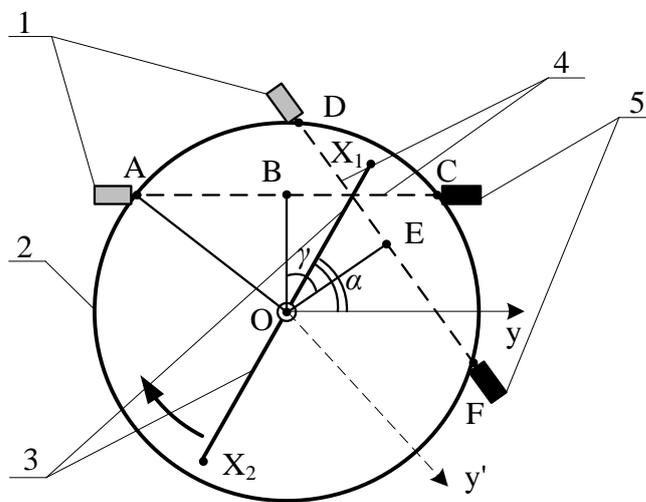


Рисунок 4.3 – Базовая конструкция ТПП

1 – ИК излучающие диоды; 2 – прозрачный корпус измерительной турбины; 3 – лепестки ротора; 4 – траектория ИК луча; 5 – фотоприемники.

Буквенными обозначениями на рисунке 4.3 показаны: т. А и т. D – точки вхождения ИК луча через поверхность корпуса ИТ; т. С и т. F – точки выхода ИК луча; т. O – геометрический центр турбины, полюс (при рассмотрении в полярной системе координат); OB и OE – перпендикуляры, опущенные из т. O на отрезки AC и DF соответственно; т. X₁ и X₂ – точки, соответствующие краям лепестков ротора; OY – полярная ось, α – угол между полярной осью и отрезком OX₁; γ – угол между OB и OE. Примем $OX_1 = r_1$, $OX_2 = r_2$, $OB = L_1$, $OE = L_2$.

Несмотря на наличие двух оптических пар, в качестве тахометрического устройства в известных технических решениях используется лишь одна, другая служит для определения направления вращения ротора [18]. Для математического описания вращения ротора, необходимо рассмотреть работу такого преобразователя в статическом режиме, т.е. при $Q = \text{const}$.

Движение ротора может быть описано функциями $x_1(t)$ и $x_2(t)$ перемещения точек X_1 и X_2 относительно полярной оси OY . Тогда при постоянной угловой скорости ($\omega = \text{const}$) в параметрическом виде уравнения перемещения точек X_1 и X_2 имеют вид

$$\begin{cases} x_1(t) = r_1 \cdot \sin[\alpha(t) + \pi]; \\ x_2(t) = r_2 \cdot \sin[\alpha(t)], \end{cases} \quad (4.8)$$

где $\alpha(t) = \omega t$.

Лепестки ротора, пересекая ИК луч на отрезке AC (см. рис. 4.4, а), модулируют световой поток и на выходе фотоприемников формируется электрический сигнал (рис 4.4, б)

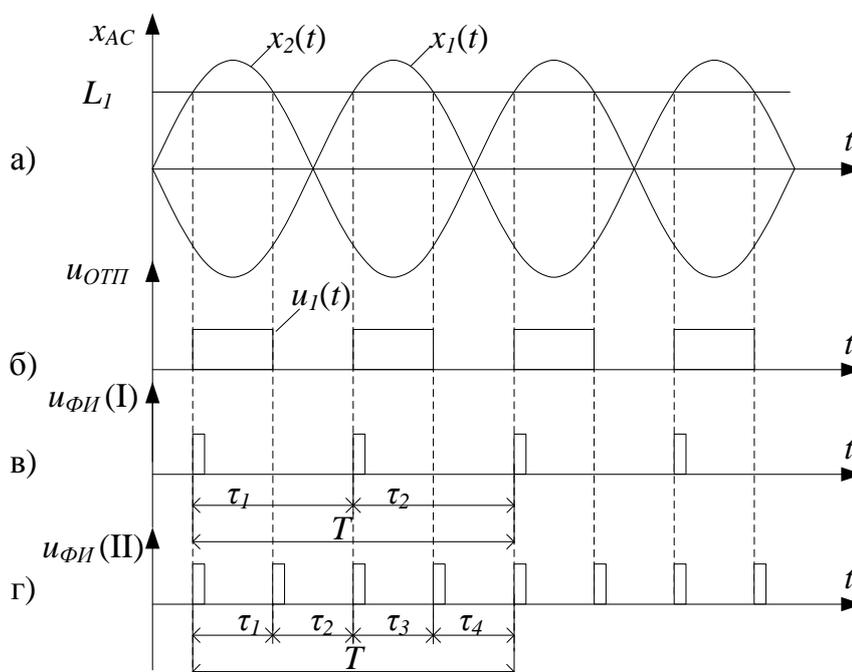


Рисунок 4.4 – Временные диаграммы работы ТПП с использованием одной оптической пары

$$u_1(t) = \begin{cases} "1", & \text{если } x_1(t) \geq L_1 \wedge x_2(t) \geq L_1; \\ "0", & \text{если } x_1(t) < L_1 \vee x_2(t) < L_1. \end{cases} \quad (4.9)$$

По фронту выходных импульсов $u_{ОТП}$ ФИ формирует короткие импульсы с интервалами следования τ_1 и τ_2 (см. рис. 4.4, в), по два за каждый оборот ротора T .

Точное измерение расхода возможно лишь при условии равенства этих интервалов. Это может быть обеспечено при выполнении условия

$$r_1 = r_2. \quad (4.10)$$

Таким образом, интервал усреднения в рассмотренном случае будет равен $T/2$ ($k = 2$).

Способ I, с помощью которого может быть уменьшен интервал усреднения до $T/4$ ($k = 4$) состоит в использовании в качестве информационных параметров фронтов и срезов импульсов $u_j(t)$ (см. рис. 4.4, б, г). Равенство интервалов $\tau_1 - \tau_4$ обеспечивается выполнением условий (4.10) и (4.11)

$$L_1 = r_1 \cos \frac{\pi}{4}. \quad (4.11)$$

Способом II уменьшения интервала дискретизации (он включает в себя способ I), состоит в использовании дополнительной оптической пары в качестве элемента тахометрического преобразователя. При этом интервал дискретизации будет равен $T/8$ ($k = 8$). Уравнения движения ротора относительно ИК луча DF (см. рис. 4.5, б) может быть получено путем совершения перехода в другую полярную систему координат OY' , которая сдвинута относительно OY на угол γ

$$\begin{cases} x'_1(t) = r_1 \cdot \sin[\alpha(t) + \pi + \gamma]; \\ x'_2(t) = r_2 \cdot \sin[\alpha(t) + \gamma]. \end{cases} \quad (4.12)$$

Тогда выходной сигнал ОТП (см. рис. 4.5, в, г), будет состоять из сигналов $u_1(t)$ (см. выр. 4.9) и $u_2(t)$, формируемыми первой и второй оптической парой:

$$u_2(t) = \begin{cases} "1", & \text{если } x'_1(t) \geq L_2 \wedge x'_2(t) \geq L_2; \\ "0", & \text{если } x'_1(t) < L_2 \vee x'_2(t) < L_2. \end{cases} \quad (4.13)$$

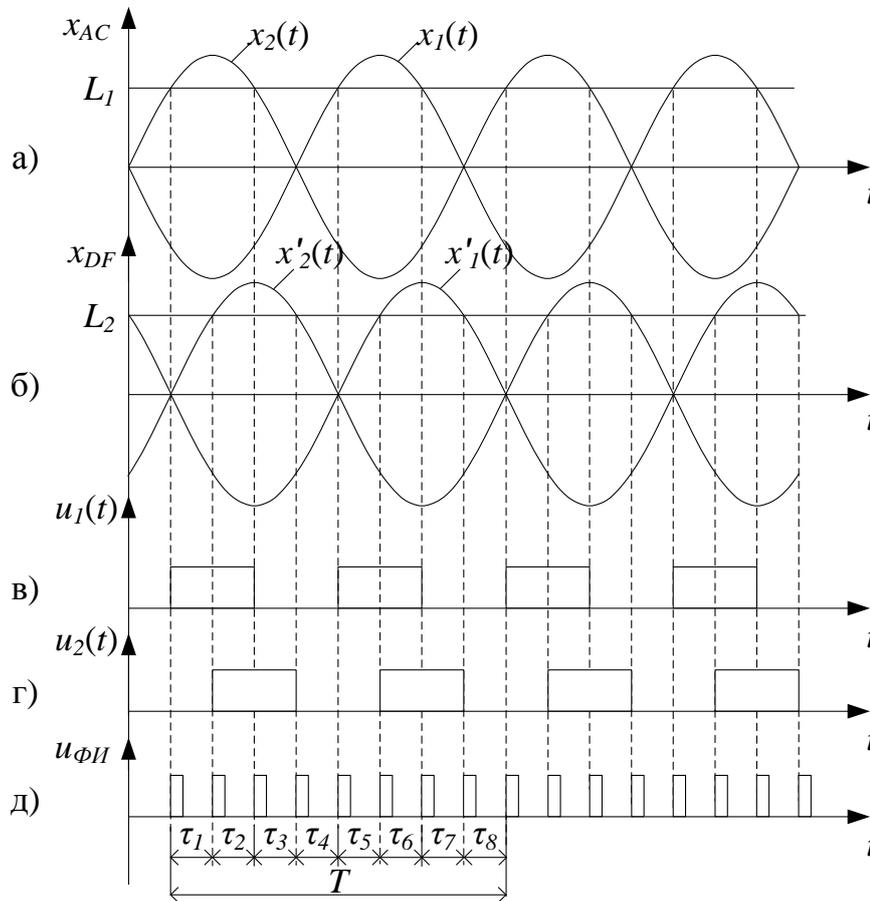


Рисунок 4.5 – Временные диаграммы работы ТПП при реализации способа II

Равенство временных интервалов, соответствующим $\tau_1 - \tau_8$ выходного сигнала ФИ (рис. 4.5, д), при использовании способа II обеспечивается выполнением условий (4.10), (4.11), а также (4.14), (4.15).

$$L_2 = r_1 \cos \frac{\pi}{4}; \quad (4.14)$$

$$\gamma = \pi / 4. \quad (4.15)$$

Следует подчеркнуть, что эти условия получены путем анализа уравнений (4.8), (4.12) и геометрических соотношений элементов базовой конструкции (рис. 4.3). Для реализации способа II кроме выполнения описанных выше условий необходима электрическая схема, приведенная

на рисунке 4.6.

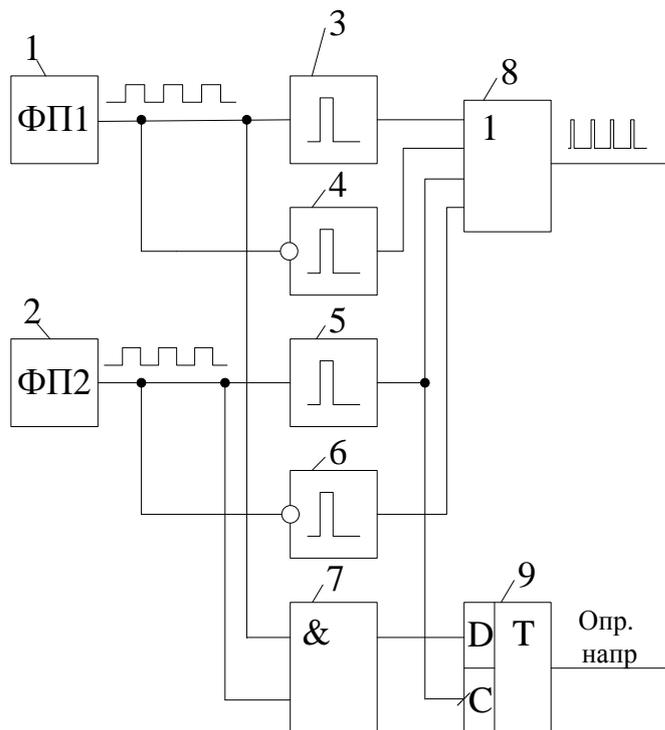


Рисунок 4.6 – Функциональная схема для реализации II способа
 1, 2 – фотоприемники; 3, 5 – формирователи импульсов по фронту;
 4, 6 – формирователи импульсов по срезу; 7 – элемент логического
 умножения 2–И; 8 – элемент логического сложения 4–ИЛИ; 9 – D-триггер.

Данная схема (рис. 4.6) обеспечивает определение направления вращения ротора (выходной сигнал D-триггера «Опр. напр»). При значении «Опр. напр» = лог. 1, фиксируется прямое направление потока (условно выдох), при значении «Опр. напр» = лог. 0 – обратное направление потока (условно вдох) . Описанные выше условия реализации базовой конструкции ТПП и электрическая схема защищены патентом Украины «Спирометрический турбинный преобразователь» [19].

Дальнейшее уменьшение интервала дискретизации принципиально возможно двумя способами:

- за счет увеличения количества лепестков ротора (способ III);
- за счет увеличения количества оптических пар излучатель – фотоприемник (способ IV).

Обеспечение равенства временных интервалов следования информационных импульсов может быть выполнено применением при конструировании ТПП соотношений (4.16) – (4.18), которые являются универсальными вариантами расчетных выражений (4.10), (4.11), (4.14), (4.15).

$$r = \sum_{i=1}^l r_i / l; \quad (4.16)$$

$$L = r \cdot \cos \frac{\pi}{2 \cdot l}; \quad (4.17)$$

$$\gamma = \frac{\pi}{m \cdot l}, \quad (4.18)$$

где l – количество лепестков ротора; m – количество оптических пар.

Способы III и IV могут в равной степени быть использованы для улучшения технических показателей спирометрической аппаратуры, однако следует учитывать, что при увеличении количества лепестков пропорционально возрастает масса ротора, что повышает инерционность, а при увеличении количества оптических пар возрастает вероятность перекрестной засветки, что может приводить к возникновению помех.

При производстве спирометрической аппаратуры неизбежен технологический разброс параметров, который будет существенно влиять на результат преобразования. Поэтому для корректного использования предложенных способов уменьшения интервала дискретизации необходимо детальное исследование влияния этого разброса на точность преобразования.

4.3. Анализ влияния технологического разброса параметров ТПП на результат преобразования

Для проведения анализа влияния технологического разброса параметров ТПП на результат преобразования необходимо более детальное представление выходного сигнала преобразователя [17]. Здесь и далее анализ будет производиться для сигнала при способе II уменьшения

интервала усреднения (как не требующем дополнительной конструктивной доработки базовой конструкции ТПП). Проведение исследований для других способов возможно по аналогичному алгоритму.

На рисунке 4.7, (а) представлен выходной сигнал ТПП $u_{\Phi И}$ за временной промежуток равный периоду T полного оборота ротора, где t_0 – момент времени, соответствующий моменту t_8 предыдущего периода.

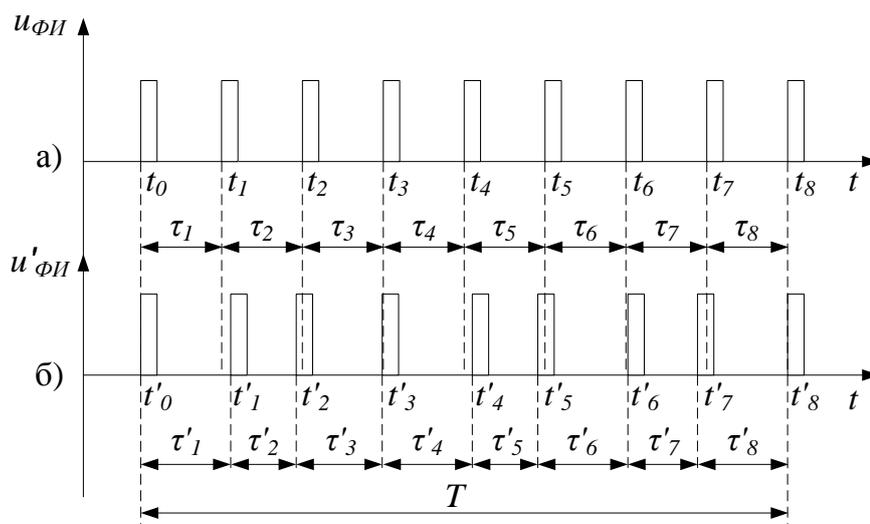


Рисунок 4.7 – Конечный сигнал преобразования

Информационным параметром сигнала $u_{\Phi И}$ является величина временного интервала $\tau_i = t_i - t_{i-1}$, где i – номер измеряемого интервала, t_i и t_{i-1} – моменты времени, соответствующие фронту i -го и $(i-1)$ -го импульса ФИ.

Одной из трудностей, возникающей при реализации описанных выше способов уменьшения интервала усреднения, является влияние технологического разброса параметров ТПП на длительности измеряемых интервалов времени. На рисунке 4.7, (б) на примере сигнала $u'_{\Phi И}$ демонстрируется импульсная последовательность при нарушении геометрических соотношений в ТПП закрепленных условиями (4.10), (4.11), (4.14), (4.15). Такая инструментальная погрешность, связанная со смещением полученных моментов t'_i относительно моментов t_i

(см. рис. 4.7, б), может достигать $\pm 10\%$ [20] внутри одного периода и определяется по выражению:

$$\sigma_i = \frac{\tau_i - \tau'_i}{\tau_i}, \quad (4.19)$$

где τ_i – значение интервалов при отсутствии технологического разброса параметров ($\tau_i = T/k$); τ'_i – измеренное значение интервала.

Период T оборота ротора определяется как:

$$T = \sum_{i=1}^n \tau'_i = \sum_{i=1}^n (\tau_i + \sigma_i). \quad (4.20)$$

Значения ряда σ_i целиком зависят от взаимного расположения оптических пар излучатель-фотоприемник (рис. 4.3 поз. 1 и 5), их расположения относительно центра измерительной турбины и соотношения длин лепестков ротора (рис. 4.3 поз. 3). Однако их суммарное значение за оборот ротора будет равно нулю.

Согласно условиям (4.10), (4.11), (4.14), (4.15) значение инструментальной погрешности будет состоять из четырех элементов

$$\sigma_i = \sigma_{ri} + \sigma_{L1i} + \sigma_{L2i} + \sigma_{\gamma i}, \quad (4.21)$$

где σ_{ri} – погрешность преобразования, вызванная неравенством длин лепестков; σ_{L1i} – погрешность преобразования, вызванная отклонением в соотношении длинны лепестка и расположения элементов первой оптической пары; σ_{L2i} – погрешность преобразования, вызванная отклонением в соотношении длинны лепестка и расположения элементов второй оптической пары; $\sigma_{\gamma i}$ – погрешность преобразования, вызванная отклонением при взаимном расположении оптических пар.

Выражение (4.21) может быть записано в виде:

$$\sigma_i = f(\Delta r^*, \Delta L_1^*, \Delta L_2^*, \Delta \gamma^*), \quad (4.22)$$

где Δr^* – относительная разница в длинах лепестков

$$\Delta r^* = (r_1 - r_2) / r_1 \cdot 100 \%, \quad (4.23)$$

ΔL_1^* , ΔL_2^* – относительное отклонение в расположении элементов оптической пары

$$\begin{aligned}\Delta L_1^* &= [L_1 - r_1 \cos(\pi / 2)] / r_1 \cos(\pi / 2) 100 \% ; \\ \Delta L_2^* &= [L_2 - r_1 \cos(\pi / 2)] / r_1 \cos(\pi / 2) 100 \% ;\end{aligned}\quad (4.24)$$

$\Delta \gamma^*$ – относительное отклонение во взаимном расположении оптических пар

$$\Delta \gamma^* = 4(\gamma - \pi / 4) / \pi 100 \% . \quad (4.25)$$

Для оценки влияния каждой из этих составляющих и их в целом на результат преобразования необходимо решить уравнения (4.9) и (4.12) в точках пересечения ИК луча и лепестков

$$\begin{cases} L_1 = r_1 \sin \omega t ; \\ L_2 = r_1 \sin(\omega t - \gamma) ; \\ L_1 = r_2 \sin(\omega t - \pi) ; \\ L_2 = r_2 \sin(\omega t - \pi - \gamma) , \end{cases} \quad (4.26)$$

относительно t и определить интервалы $\tau_1 - \tau_8$ из приведенной ниже системы уравнений

$$\begin{cases} \tau_1 = (\arcsin \frac{L_2}{r_1} + \gamma - \arcsin \frac{L_1}{r_1}) / \omega ; \\ \tau_2 = (-\arcsin \frac{L_1}{r_1} + \pi - \arcsin \frac{L_2}{r_1} - \gamma) / \omega ; \\ \tau_3 = (-\arcsin \frac{L_2}{r_1} + \gamma + \arcsin \frac{L_1}{r_1}) / \omega ; \\ \tau_4 = (\arcsin \frac{L_1}{r_2} - \gamma + \arcsin \frac{L_2}{r_1}) / \omega ; \\ \tau_5 = (\arcsin \frac{L_2}{r_2} + \gamma - \arcsin \frac{L_1}{r_2}) / \omega ; \\ \tau_6 = (-\arcsin \frac{L_1}{r_2} - \gamma + \pi - \arcsin \frac{L_2}{r_2}) / \omega ; \\ \tau_7 = (-\arcsin \frac{L_2}{r_2} + \gamma - \arcsin \frac{L_1}{r_2}) / \omega ; \\ \tau_8 = (\arcsin \frac{L_1}{r_1} - \gamma + \arcsin \frac{L_2}{r_2}) / \omega . \end{cases} \quad (4.27)$$

На основании данной системы уравнений в приложении MathCad была создана математическая модель преобразования частоты вращения ротора в импульсную последовательность с информационным параметром τ'_i . В разработанной модели была введена возможность варьирования ключевых геометрических размеров $r_1, r_2, L_1, L_2, \gamma$ в пределах $\pm 10\%$. Результаты серии экспериментов представлены в виде графических зависимостей (рис 4.8, а, в) наибольшей инструментальной погрешности преобразований σ_{max} от величин отклонений Δ^* приведенных в выр. (4.22). Также на рисунке 4.8, (б) и (г) приведены результаты исследований для погрешности $\delta f_{\Phi И} = 2\pi (\omega k / 2\pi - f_{\Phi И}') / \omega k \cdot 100\%$ преобразования частоты следования импульсов, так как именно частота является информационным параметром прямо пропорциональным скорости Q воздушного потока.

Проведенные исследования показали, что наибольшее влияние на результат преобразования имеет отклонение в длинах лепестков ротора. При относительном отклонении этих длин друг от друга $\pm 0,1$ значение инструментальной погрешности преобразования σ_{max} (рис. 4.8, а) составило от -30% до 22% , а значение погрешности преобразования частоты $\delta f_{\Phi И}$ (рис. 4.8, б) составило от -18% до 43% . Влияние отклонений ΔL^* и $\Delta \gamma^*$ оказалось менее значимым ($\Delta L^* = \Delta L_1^* = \Delta L_2^*$ так как их влияние на результат преобразования одинаковый). Также были проведены исследования комплексного влияния отклонений геометрических соотношений, на рисунке 4.8, (в) и (г) изображены суммарные результаты погрешностей преобразования временных интервалов и частоты соответственно при наихудших случаях разброса параметров ТПП.

На основании проведенных исследований установлено, что при теоретически возможном разбросе $\pm 10\%$ наибольшее значение погрешности преобразования временного интервала составило -38% , а частоты 60% . Таким образом, при разработке и изготовлении спирометрической аппаратуры необходимо учитывать технологический разброс параметров и применять способы корректировки результатов преобразования.

Кроме того, в связи с тем, что ТПП содержит подвижные элементы, подверженные старению и износу в течение эксплуатационного периода, его метрологические характеристики будут дополнительно изменяться из-за перекаса ротора и истирания подшипника, что приведет к увеличению ошибки преобразований σ_i (рис 4.9) [21].

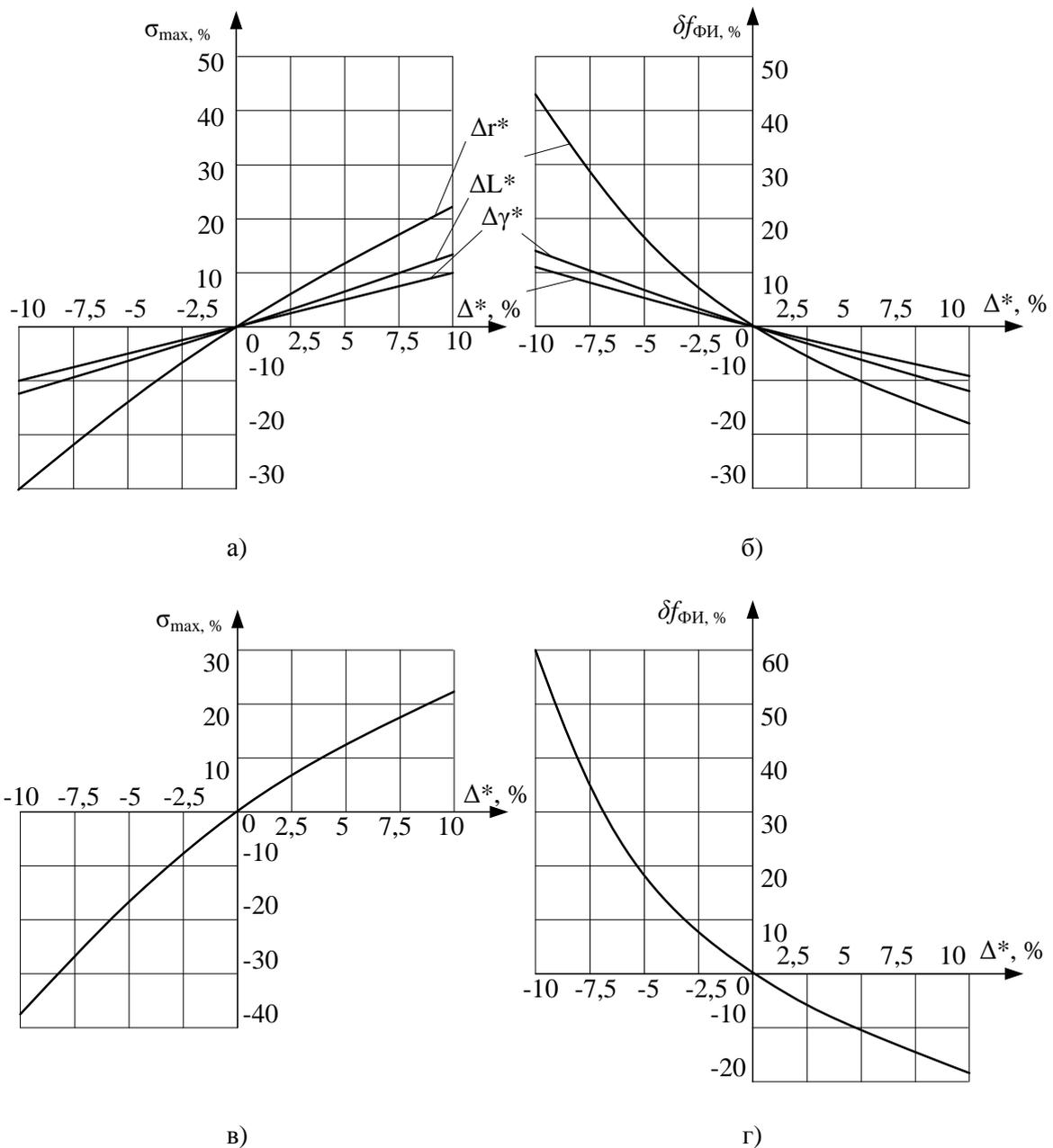


Рисунок 4.8 – Результаты исследований влияния технологического разброса геометрических соотношений ТПП на точность преобразования

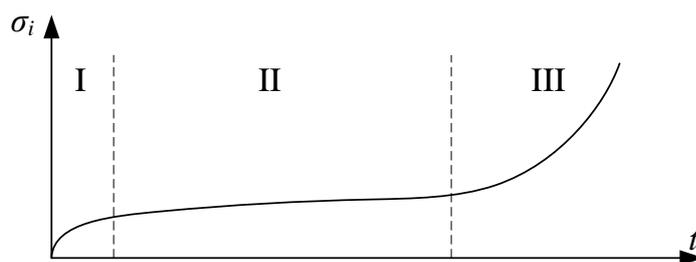


Рисунок 4.9 – Диаграмма теоретического износа подвижной части ТПП
 I – участок приработки; II – рабочий участок; III – участок с повышенной вероятностью выхода ТПП из строя.

Из приведенного графика видно, что даже на рабочем участке II наблюдается незначительный рост инструментальной погрешности, который обычно не учитывается при эксплуатации. Наличие участка приработки I снижает эффективность калибровки нового ТПП.

Исследования, проведенные в работе [22] подтверждают этот факт (исследования проводились на новых приборах MicroMedical DiaryCard 17 месяцев, в течении которых из-за эксплуатационного износа калибровочный коэффициент снизился до 0,93). Однако так как калибровочный коэффициент является интегральным показателем, то следует, что отклонения внутри одного оборота могут достигать больших значений.

Влияние технологического разброса параметров и эксплуатационного износа существенно снижает точность преобразования в процессе эксплуатации и ставит под сомнение целесообразность увеличения коэффициента передачи k . А повышение требований к точности изготовления ТПП и использование более дорогих износостойких материалов влечет за собой значительное повышение стоимости датчика, что неприемлемо для портативных спирометров, особенно в случае использования одноразовых измерительных турбин.

Таким образом, одной из задач при реализации способов уменьшения интервалов усреднения является разработка методов снижения инструментальной погрешности преобразования ТПП.

4.4. Методы коррекции результатов преобразования

Целью данного подраздела является коррекция результатов преобразования ТПП для исключения инструментальной погрешности, а также оценки текущего состояния измерительной турбины [23].

Для достижения поставленной цели предлагаются следующие методы:

- усреднение членов массива временных интервалов τ'_i , для сглаживания колебаний сигнала внутри периода T ;
- предварительное определение поправочных коэффициентов в процессе калибровки с последующей компенсацией ошибки;
- определение поправочных коэффициентов и компенсации ошибки измерения в процессе эксплуатации.

Целесообразность применения метода усреднения опирается на тот факт, что отклонения двух соседних интервалов имеют общую составляющую, противоположную по знаку. Значит, усреднение этих интервалов позволит избавиться от этой составляющей. Усреднение временных интервалов предлагается осуществлять путем вычисления скользящего среднего значения, где интервал усреднения равняется количеству импульсов n – метод скользящего среднего (МСС). Вычислить среднее значение i -того интервала возможно по выражению

$$\tau_{MCCI} = \frac{1}{n} \sum_{j=0}^{n-1} \tau'_{(i-j)}. \quad (4.28)$$

С учетом (4.20) выражение (4.28) может быть представлено в виде:

$$\tau_{MCCI} = T/n. \quad (4.29)$$

Отсюда следует что, такой математический прием исключает последствия технологического разброса геометрических соотношений ТПП. Использование МСС может быть рассмотрено как действие фильтра нижних частот и поэтому используется для устранения той составляющей ошибки σ_i , которая связана с износом и перекосом ротора. Однако, как любой фильтр нижних частот МСС ограничивает частотные свойства измерительной системы, и, следовательно, может быть использовано лишь

при измерении постоянных или медленно изменяющихся расходов. При измерении быстро изменяющихся расходов МСС, вносит погрешность в результат измерений, обусловленную инерционностью.

Принципиально иным методом снижения инструментальной погрешности является корректировка результатов измерения по предварительно определенным поправочным коэффициентам в процессе калибровки – метод предварительной калибровки (МПК). Этот метод заключается в следующем: на измерительную часть спирометра с помощью лабораторной установки подается равномерный поток воздуха (расход $Q = \text{const}$) и регистрируются временные интервалы между импульсами. При этом делается два допущения: первое – передаточная характеристика ТПП имеет линейный характер, второе – в новой измерительной турбине отсутствуют явления перекоса ротора. Тогда вся инструментальная погрешность будет связана с технологическими разбросом параметров ТПП.

Величина отклонения каждого временного интервала может быть записана в виде коэффициентов отклонения $g_i = \tau_i / \tau'_i$. Тогда исключить влияние разброса параметров возможно путем умножения полученного значения временного интервала на соответствующий коэффициент. Для этого целесообразно использовать поправочные коэффициенты G_i , которые могут быть получены путем последовательного усреднения соответствующих коэффициентов отклонения g_i при различных значениях расхода Q , подаваемого на вход ТПП. Однако при этом возникает задача определения соответствия коэффициентов отклонения g_i с поправочными коэффициентами G_i , поскольку начало отсчетов g_i при каждом тесте не предсказуемо и может принимать любое значение из восьми (см. рис. 4.7). С учетом того, что в схеме (рис. 4.6) формируются 8 импульсов от четырех формирователей можно идентифицировать пары интервалов τ'_i и τ'_{i+4} от соответствующих формирователей. В каждой паре импульсов один приходит от одной стороны вращающейся пластины, а второй от другой, поэтому окончательная задача определения номера импульса сводится к задаче

определения номера лепестка ротора (рис. 4.3 поз. 3), т.е. к идентификации интервалов τ'_i и τ'_{i+4} (где i изменяется от 0 до 3 с шагом 1). Идентифицировать эти интервалы предлагается, используя коэффициенты g_i .

Если предположить, что длины лепестков r_1 и r_2 не равны, а величина их соотношения равна β . Экспериментально установлено, что при прочих равных условиях сумма первых четырех коэффициентов всегда больше суммы последних четырех при условии $\beta < 1$ и наоборот (см. рис. 4.10).

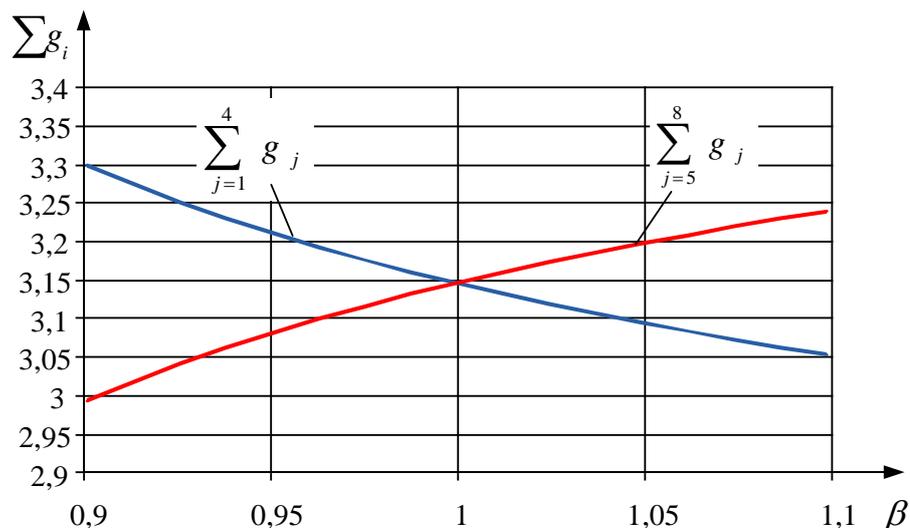


Рисунок 4.10 – К пояснению способа идентификации лепестка

Определить номер лепестка возможно с использованием переменных c для текущего измерения и C для калибровочного теста, которые рассчитываются как:

$$c = \sum_{j=1}^4 g_j - \sum_{j=5}^8 g_j; \quad C = \sum_{i=1}^4 G_i - \sum_{i=5}^8 G_i, \quad (4.30)$$

где j – номера интервалов, которые отсчитываются от начала измерения; i – номера интервалов, начиная с условно принятого первого для всех измерений данного ТПП.

Тогда идентифицировать номер лепестка возможно путем сравнения этих величин в конце одного измерения. Если соблюдается условие, $(c \cdot C \geq 0)$, то номер $j = i$, иначе $(c \cdot C < 0)$ номер $j = i+4$.

Таким образом, МПК можно представить последовательностью следующих операций [23]:

- определение поправочных коэффициентов G_i при подаче стационарных расходов с калибровочной установки и запись их в память прибора;
- определение коэффициентов g_j при проведении дыхательного теста (вдоха или выдоха);
- идентификация номера временного интервала;
- корректировка результатов измерения по выражению

$$\tau_{МПКi} = \tau'_i \cdot G_i. \quad (4.31)$$

Среди недостатков можно отметить то, что данный способ не позволяет учитывать влияние погрешностей, связанных с эксплуатационным износом, а также то, что после замены измерительной турбины необходима новая калибровка на специальной установке и перезапись поправочных коэффициентов G_i , что ограничивает использование данного способа для приборов со сменными или одноразовыми турбинами.

Недостатки, возникающие при использовании ранее рассмотренных методов, могут быть устранены в спирометрических приборах при использовании метода корректировки результатов измерения, основанном на динамической компенсации ошибки (МДКО), за счет периодического вычисления поправочных коэффициентов на этапе эксплуатации цифрового портативного спирометра.

Рассмотрим основные положения данного метода. Так как передаточная функция ТПП с определенными допущениями может быть рассмотрена как линейная и записана в виде:

$$\phi = K \cdot Q, \quad (4.32)$$

где K – коэффициент передачи ТПП с ОТП; ϕ – частота следования информационных импульсов; то значения измеряемых временных интервалов будут обратно пропорциональны текущему значению расхода Q .

Путем графического анализа основных, наиболее типичных для спирометрии, кривых поток-объем (использовались данные ATS WAWE26 [24], а также результаты собственных экспериментальных исследований) установлено, что на кривых зависимостей $1/Q(t)$ имеются участки близкие к линейным. На рисунке 4.11 изображены эти зависимости для стандартных спирометрических тестов ЖЕЛ и ФЖЕЛ.

Линейные участки А и В могут быть рассмотрены как квазиравномерные и, на основании полученных данных, может быть проведена коррекция поправочных коэффициентов G_i . Причем в течение одного дыхательного маневра эти участки могут встречаться многократно.

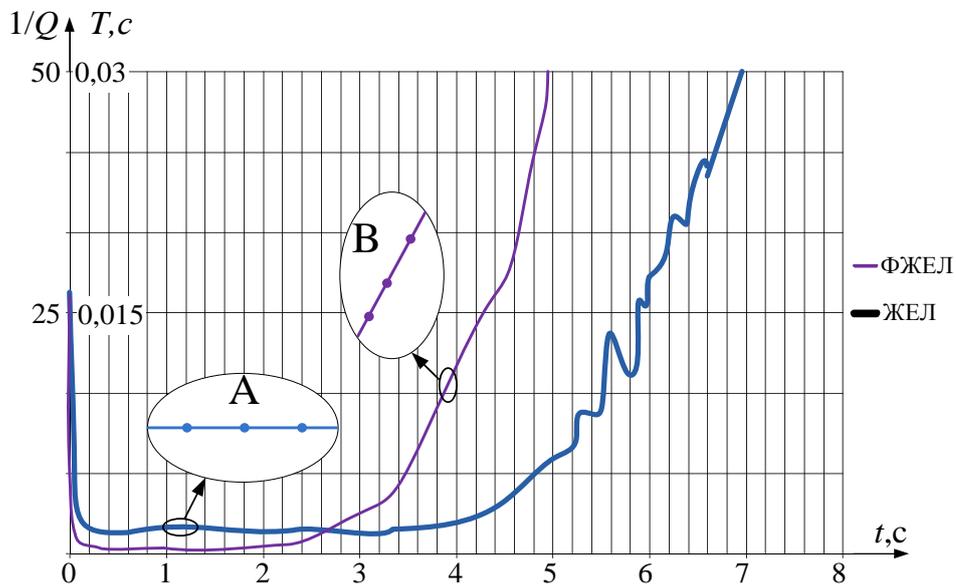


Рисунок 4.11 – Наличие линейных участков на кривых измерений

Так как кривые для каждого пациента и дыхательного теста строго индивидуальны, то одной из задач становится определение линейных участков, решение которой возможно путем математического анализа массива T_j . Для исключения неоднозначности на границах участка, предлагается его расширить до трех оборотов ротора ТПП.

В качестве критерия линейности периода T_j на интервале от начала T_{j-1} до окончания T_{j+1} , используется коэффициент корреляции:

$$r = \frac{\sum_{p=-1}^1 (T_{(j+p)} - M_T)(t_{(j+p)} - M_t)}{\sqrt{\sum_{p=-1}^1 (T_{(j+p)} - M_T)^2 \sum_{p=-1}^1 (t_{(j+p)} - M_t)^2}}, \quad (4.33)$$

где $T_{(i)}$ – длительность i -го оборота; $t_{(i)}$ – время его окончания;

$$M_T = \sum_{p=-1}^1 T_{(j+p)} / m; \quad M_t = \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)} / m.$$

На найденных линейных участках, для периода T_j возможно определение значений временных интервалов по МДКО $\tau_{МДКО i}$ с высокой точностью. Для этого применяется интерполяция полиномом второго порядка. Решая систему линейных уравнений

$$\begin{cases} a_0 + a_1 \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)} + a_2 \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)}^2 = \sum_{p=-1}^1 T_{(j+p)}; \\ a_0 \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)} + a_1 \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)}^2 + a_2 \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)}^3 = \sum_{p=-1}^1 T_{(j+p)} t_{(j+p)}; \\ a_0 \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)}^2 + a_1 \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)}^3 + a_2 \sum_{p=-1}^1 t_{(j+p)}^4 = \sum_{p=-1}^1 T_{(j+p)}^2 t_{(j+p)}, \end{cases} \quad (4.34)$$

становится возможным определить коэффициенты полинома. По полученным коэффициентам может быть определено значение

$$\tau_{МДКО i} = a_0 + a_1 t_i + a_2 t_i^2. \quad (4.35)$$

Используя полученные значения временных интервалов возможно определение коэффициентов $g_{i,j}$ для j -го периода. Однако запись этих коэффициентов в качестве поправочных G_i сопряжена с внесением в математический аппарат погрешности, связанной со статистическим распределением ошибки.

Для ее исключения, при определении коэффициентов G_i , целесообразно использовать усреднение данных. Наилучшим решением является использование экспоненциальной скользящей средней, определение которой соответствует действию фильтра с бесконечной

импульсной характеристикой (БИХ-фильтр) первого порядка, который описывается выражением:

$$G_{i,j} = G_{i,j-1}(1 - A) + A \cdot g_{i,j}, \quad (4.36)$$

где $G_{i,j}$ – текущее значение; $G_{i,j-1}$ – предыдущее значение; A – постоянная времени; j – номер линейного участка.

Использование БИХ-фильтра позволяет приблизить значения калибровочных коэффициентов к математическому ожиданию. Для исключения импульсных помех предлагается использование медианного фильтра. Для оценки эксплуатационного износа измерительной турбины используется среднеквадратичное отклонение полученных коэффициентов $g_{i,j}$ от последнего записанного $G_{i, \max j}$.

Для оценки и использования, предложенных методов коррекции, необходимо определение характеристик, которые показывают их эффективность при использовании в спирометрической аппаратуре.

4.5. Результаты исследования ТПП по математической модели

Разработанная математическая модель на основе системы (4.27) позволяет оценить технические параметры ТПП с различными коэффициентами передачи k при влиянии отклонения основных геометрических размеров.

Для подтверждения эффективности снижения интервала усреднения при преобразовании были получены амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) для трех ТПП с коэффициентами передачи k равными 2, 4 и 8. Для этого на вход разработанной математической модели подавался расход, который изменяется по гармоническому закону с постоянной составляющей, который описывается выражением

$$q(t) = Q_0 + Q_m \sin \Omega t, \quad (4.37)$$

где Q_0 – постоянная составляющая; Q_m – амплитуда гармонического сигнала; Ω – частота колебаний гармонического сигнала (расхода).

Наличие постоянной составляющей необходимо для исключения возможности остановки ротора, связанной с изменением направления

вращения. Так как частота вращения зависит от расхода, то и АЧХ преобразователя будет зависеть от него.

В данном исследовании соблюдалось условие $Q_0 = 2Q_m$. На рис. 4.12 и 4.13 приведены амплитудно-частотные характеристики при расходах Q_0 равных 0,1 и 1 л/с соответственно.

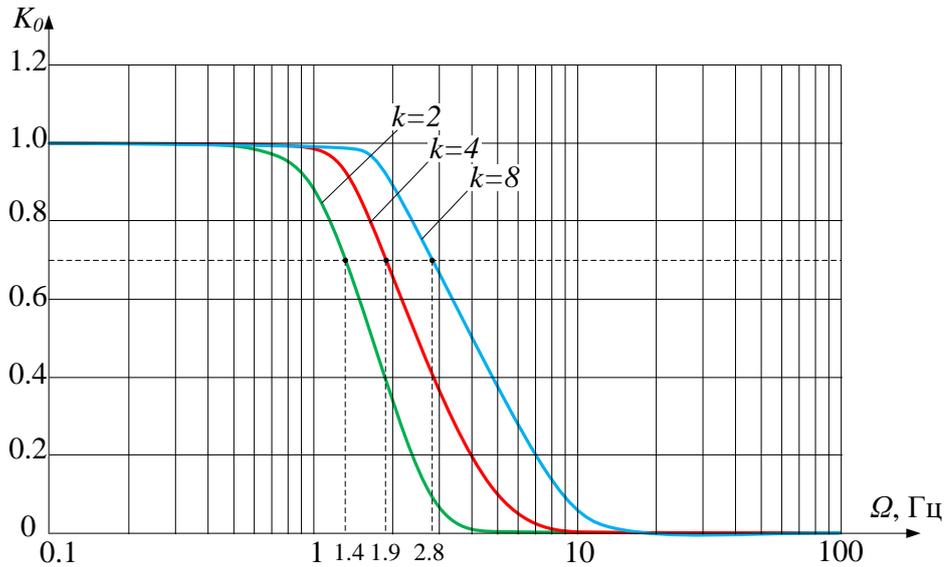


Рисунок 4.12 – АЧХ вторичного преобразователя с различными коэффициентами передачи при $Q_0 = 0,1$ л/с

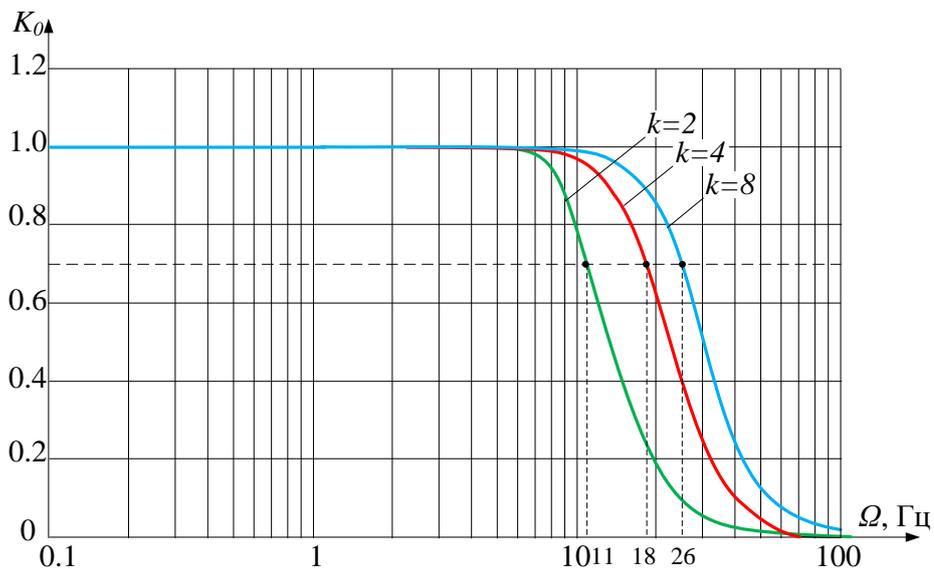


Рисунок 4.13 – АЧХ вторичного преобразователя с различными коэффициентами передачи при $Q_0 = 1$ л/с

Анализ полученных характеристик показал, что ТПП является фильтром нижних частот, причем наклон АЧХ в полосе подавления зависит от амплитуды входного сигнала. Кроме того, полоса пропускания данного фильтра при увеличении коэффициента передачи k расширяется в n раз, где n – соотношение между коэффициентами k . Разработанная математическая модель позволила количественно сравнить предложенные методы коррекции результатов преобразования ТПП: МСС, МПК и МДКО. Сравнение проводилось по следующим показателям и характеристикам:

- частотные свойства ТПП при реализации предложенных методов оценивались следующими параметрами: частота среза Ω_{CP} и наклон в полосе затухания A при различных расходах Q_0 ;

- качество коррекции оценивалось путем определения среднеквадратичного отклонения σ выборок полученных значений от исходного сигнала при разбросе ключевых размеров в диапазоне от -10 % до 10 % (использовалось отклонение размеров лепестков Δr^*);

влияние эксплуатационного износа на качество коррекции, путем определения зависимости $\sigma(t)$ (для исследования использовались данные работы [22]).

По результатам исследования частотных свойств (для сравнения были использованы те же входные расходы, что и в предыдущем исследовании) были построены АЧХ ТПП при реализации рассматриваемых методов (рис. 4.14).

Получены следующие значения: при входном гармоническом сигнале с постоянной составляющей $Q_0 = 0,1$ л/с для МСС величина частоты среза Ω_{CP} составляет 1,1 Гц, а для МПК и МДКО 1,8 Гц, в свою очередь наклон в полосе затухания A равен 38 и 40 дБ/дек соответственно; при входном сигнале $Q_0 = 1$ л/с для МСС величина частоты среза Ω_{CP} составляет 15 Гц, а для МПК и МДКО 39 Гц, в свою очередь наклон в полосе затухания A равен 45 и 53 дБ/дек соответственно.

Результаты оценки эффективности предложенных методов приведены на рис. 4.15.

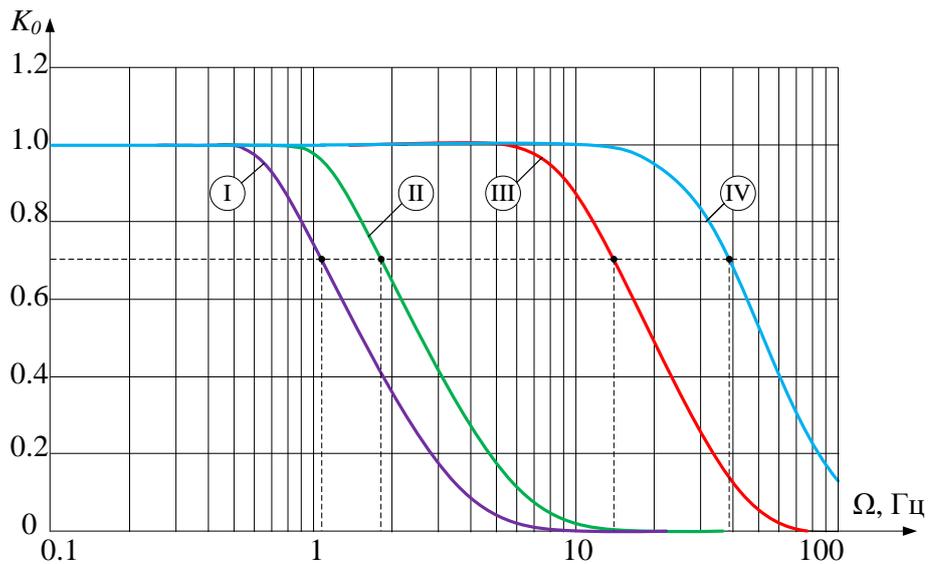


Рисунок 4.14 – АЧХ ТПП при различных методах коррекции
 I – МСС при $Q_0 = 0,1$ л/с; II – МПК и МДКО при $Q_0 = 0,1$ л/с;
 III – МСС при $Q_0 = 1$ л/с; VI – МПК и МДКО при $Q_0 = 1$ л/с;

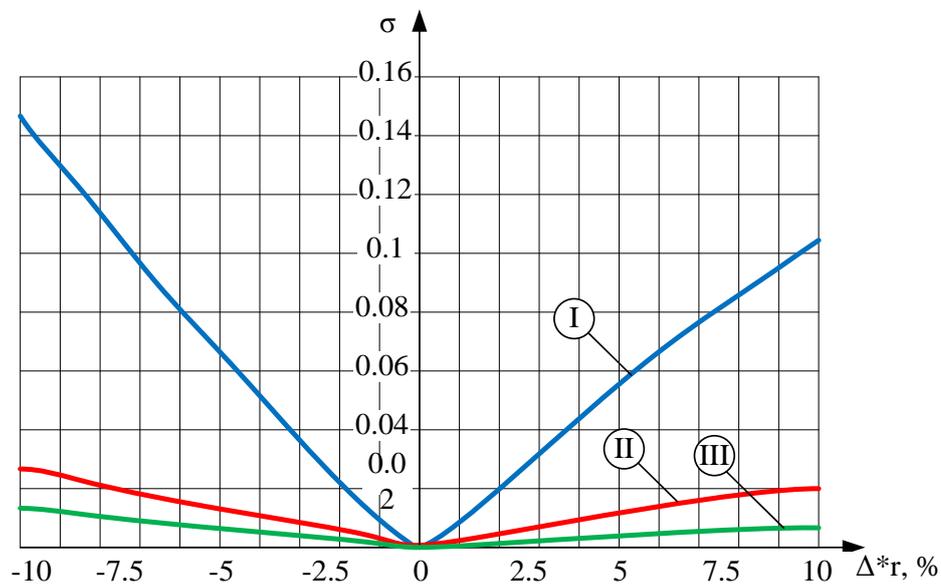


Рисунок 4.15 – Зависимость среднеквадратичного разброса результатов преобразования от разброса технологических параметров: I – разброс результатов без коррекции; II – разброс при коррекции МСС; III – разброс при коррекции МПК и МДКО

Для количественного сравнения на графике приведена зависимость разброса без какой-либо коррекции (кривая I) также приведены зависимость разброса с использованием МСС (кривая II) и зависимости для МПК и МДКО (кривая III). Исследования проводились на постоянном расходе $Q_0 = 1$ л/с. При разбросе геометрических параметров Δ^*r в заданном диапазоне среднеквадратичное отклонение σ выборок полученных значений от исходного сигнала составило: без коррекции – 0,146; с использованием МСС – 0,027 и с использованием способов МПК и МДКО – 0,013.

Для оценки влияния эксплуатационного износа на результат преобразования была проведена серия экспериментов, которая имитировала один год эксплуатации ТПП. В течении 365 измерений изменялось геометрическое соотношение между элементами ТПП в соответствии с обобщенными данными работы [22]. Качество корректировки оценивалось относительным отклонением δ от заданного постоянного сигнала $Q_0 = 1$ л/с. По результатам исследований можно сделать следующие выводы: наилучшие результаты показал МДКО ($\delta \leq 0,01$) и МСС ($\delta \geq 0,018$), худшие результаты показал МПК ($\delta \geq 0,025$) при максимальном отклонении результатов преобразования без коррекции $\delta = 0,05$. Начальные отклонения при использовании МПК и МДКО связаны с накоплением ошибки отбрасывания при моделировании.

Таким образом, по результатам исследований можно сделать следующие выводы. Среди предложенных методов МСС требует минимальных аппаратных и программных затрат, но может быть использован только при измерении медленно изменяющихся расходов, а следовательно использование его в спирометрии ограничено.

Для этой области более подходящим является использование МПК, однако ряд ограничений технического характера осложняет работу с приборами, особенно портативными, реализованными на его основе. Одним из таких ограничений является большая погрешность преобразования при использовании сменных или одноразовых турбин.

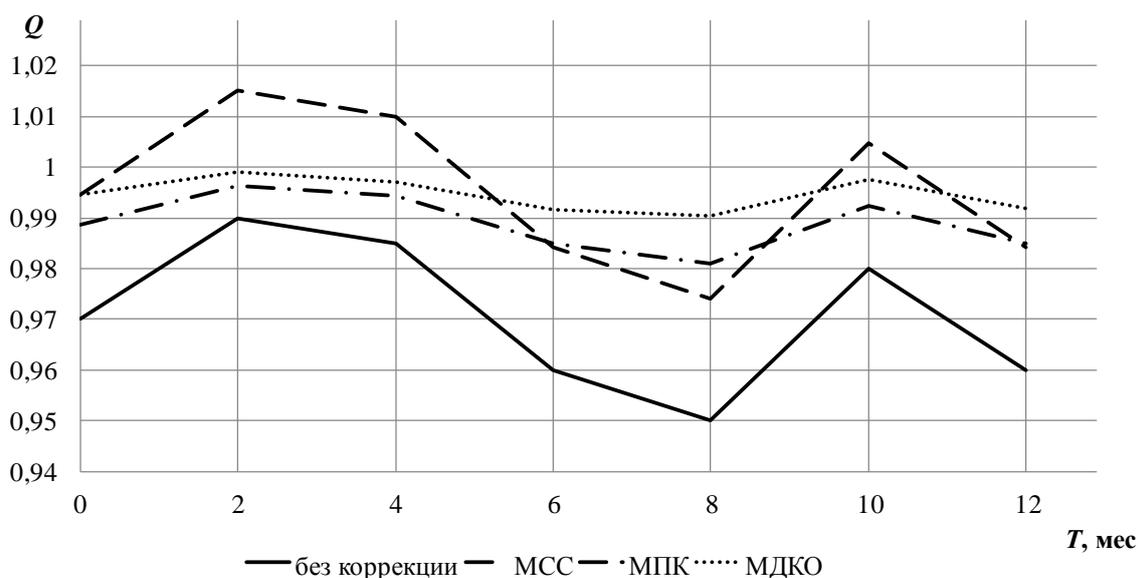


Рисунок 4.16 – Временная зависимость качества коррекции результатов преобразования предложенными методами

Наиболее оправданным для использования в портативных спирометрах является МДКО. Он не требует регулярной калибровки, а также позволяет использовать в спирометре сменные или одноразовые турбины без дополнительной калибровки. Основным преимуществом данного метода является его адаптивность, так как он учитывает неизбежные изменения геометрии ТПП в процессе эксплуатации, компенсирует влияние его износа, продлевает срок службы. Кроме того, по полученным значениям поправочных коэффициентов возможна идентификация измерительной турбины, не пригодной для дальнейшей эксплуатации.

Список литературы к разделу 4

1. Сокол Е. И. Измерительная система современного спирометра и пути ее усовершенствования / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Р. С. Томашевский, Е. И. Король // Вестник НТУ ХПИ «Новые решения в современных технологиях». – Харьков, 2009. – №37. – С.22-25.

2. Кипенский А. В. Импульсно-цифровые и цифро-импульсные преобразователи: Учебное пособие / Андрей Владимирович Кипенский. – Харьков: НТУ"ХПИ", 2000. – 132 с.
3. Томашевский Р.С. Улучшение технических показателей портативного спирометра с турбинным преобразователем потока / Р.С. Томашевский // Прикладная радиоэлектроника. – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ. 2010. – Т. 9. – С. 569-573.
4. US Patent 3922525, Int. Cl. G01F 3/00. Bidirectional spirometer / Zdenec Vaclav Kozak, Joseph Jaromir Stupecky. – №469388; filed May 13, 1974; date of patent Nov. 25, 1975
5. Пат. 55354 Україна, МПК (2009) G01F 3/00. Спірометричний турбінний перетворювач / Є.І.Сокол, А.В.Кіпенський, Є.І.Король, Р.С. Томашевський. – № u201007009; заявл. 07.06.2010; опубл. 10.12.2010, Бюл. №23.
6. Бошняк Л. Л. Тахометрические расходомеры / Л. Л. Бошняк, Л. Н. Бызов. – Л.: Машиностроение, 1968. – 212 с.
7. Кремлевский П. П. Расходомеры и счесчики количества: Справочник. 4-е изд., перераб. и доп. / Пантелеймон Петрович Кремлевский. – Л.: Машиностроение, Ленинградское отделение, 1989. – 701 с., ил.
8. Asger Dirksen. Long term performance of a hand held spirometer / Asger Dirksen, Flemming Madsen, Ole Find Pedersen, Anne Mette Vedel, Axel Kok-Jensen // Thorax. An international peer-reviewed journal for health professionals in all aspects of respiratory medicine. – BMJ Publishing Group Ltd & British Thoracic Society. – 1996. – №51. – pp. 973-976
9. / Сокол Е. И. Адаптивный метод снижения инструментальной погрешности турбинного датчика в процессе его эксплуатации / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Е. И. Король, Р. С. Томашевский // Технічна електродинаміка. – Київ: Інститут електродинаміки НАНУ, 2010 Тем. вип. Силова електроніка та енергоефективність. – Ч.2. – С. 265-268.
10. http://www.thoracic.org/education/pulmonary_function_testing/spirometry_waveforms/wave26/W500.TXT

5. АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ В РИНОМАНОМЕТРИИ И СКРИНИНГОВОЙ СПИРОМЕТРИИ

5.1. Компьютерный риноманометр КРМ типа ТНДА-ПРХ

В основе современных устройств для тестирования носового дыхания лежит способ одновременного измерения перепада давления на носовых проходах (или одном из них) и расхода воздуха для получения значения коэффициента аэродинамического носового сопротивления по формуле (3.50). По значению этого коэффициента формируется заключение о воздушной проводимости верхних дыхательных путей пациента или эффективности проведенного лечения. Диагностическая ценность риноманометрической диагностики определяется получением объективной количественной информации о дыхательной функции верхних дыхательных путей. При этом, учитывая, что измерения риноманометрических показателей проводятся при отсутствии эталона, а так же высокую чувствительность метода к фазам носового цикла и параметров повторяемости дыхательных маневров, следует разрабатывать устройства и методы, которые позволили бы повысить достоверность измеряемых данных с учетом физиологических особенностей (общее физическое состояние больного, возраст, функциональное состояние нижних дыхательных путей) и индивидуальной анатомической variability пациента. Только тогда полученные риноманометрические данные могут служить объективным критерием, ценным для оценки носового дыхания и использования в клинической практике. В разд. 3.2 показано, что наибольшими диагностическими возможностями обладает метод динамической ЗАРМ. Ввиду отсутствия не только на украинском, но и мировом рынке медицинского оборудования современных устройств для оценки дыхательной функции носа при различных видах физиологического дыхания (наиболее распространенными являются риноманометры фирмы ATMOS Medical system GMB ATMOS 200 и

АТМОС 300 [1–6] и их аналоги, основанные на принципе передней активной риноманометрии), необходима разработка компьютерного риноманометра для тестирования носового дыхания КРМ, позволяющего реализовывать метод задней ЗАРМ при динамическом режиме визуализации результата обследования. При этом устройство и методика ЗАРМ подробно описаны только в патенте [7].

5.1.1. Структурная схема

В состав компьютерного риноманометра КРМ типа ТНДА-ПРХ, структурная схема которого приведена на рис. 5.1, входят измерительный блок, содержащий датчики давления и расхода воздуха, сигналы с которых передаются на преобразовательный блок, в котором выполняется оцифровка выходных сигналов датчиков с помощью АЦП и передача их через интерфейсный модуль в ПЭВМ. Управляющий микроконтроллер формирует согласно выбранному режиму необходимые стробирующие импульсы. На ПЭВМ с помощью программного обеспечения выполняется высокоуровневая обработка сигналов, визуализация, анализ и протоколирование результатов обследования [8].

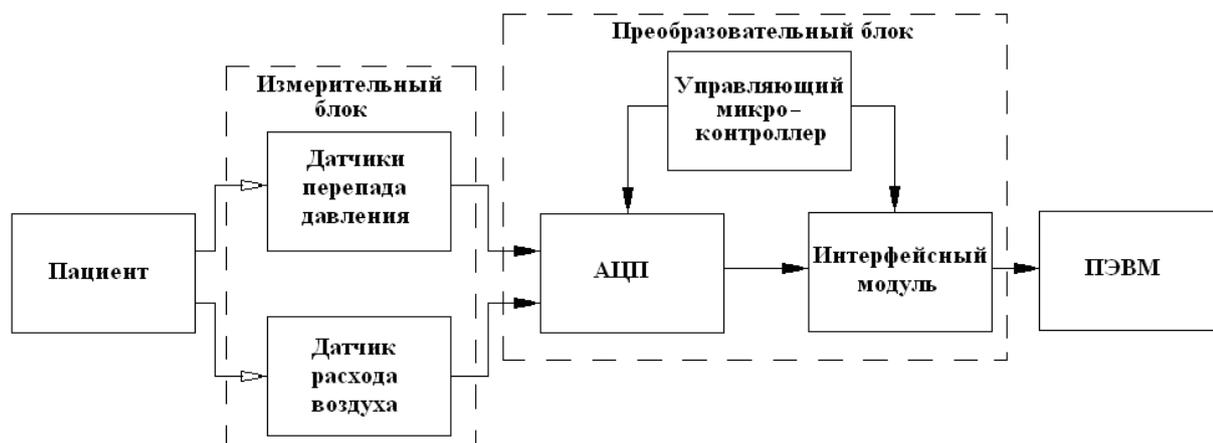


Рисунок 5.1 – Структурная схема риноманометра КРМ типа ТНДА-ПРХ

5.1.2. Конструкция компьютерного риноманометра КРМ

Согласно схеме, изображенной на рис. 5.1, в состав риноманометра ТНДА-ПРХ должны входить три датчика давления: для измерения перепада

давления между выходом из носовой полости и атмосферным p_2 ; измерения перепада давления между подмасочным пространством и атмосферным p_3 и p_4 , соответственно; датчик расхода Q воздуха (расходомер) на основе использования сопла Вентури и датчика давления p_1 . Первые два датчика давления p_2 и p_3 должны выполнять регистрацию величины перепада давления (разряжение или вакуум) во время инспираторной фазы дыхания (при вдохе), а датчик p_4 измеряет избыточное давление во время экспираторной фазы только для фиксации выдоха.

Основными техническими требованиями при выборе датчиков для компьютерного риноманометра ТНДА-ПРХ являются: высокая чувствительность; отсутствие гистерезиса; линейность; стабильность; наименьшее влияние внешних факторов; простота и технологичность конструкции; возможность взаимозаменяемости и санитарной обработки. Исходя из этого, в качестве датчиков давления выбраны аналоговые тензорезистивные дифференциальные датчики фирмы Motorola Freescale Semiconductor [9]: MPX5050DP – для измерения давления p_2 и MPX5010DP – для измерения давлений p_1 , p_2 и p_4 . Датчики предназначены для проведения измерений малых перепадов давлений, в том числе, в медицинских приложениях и имеют встроенный усилитель, позволяющий подключение их выводов непосредственно к сигнальным входам аналого-цифрового преобразователя.

Преобразовательный блок реализован на базе многоканального специализированного измерительного модуля L-Card E14-140 [10], основными компонентами которого являются управляющий микроконтроллер AVR AtMega8515, 14-разрядный аналого-цифровой преобразователь (АЦП) LTC1416 и интерфейсный модуль PDIUSB12D для взаимодействия с ПЭВМ через USB-порт. Оцифрованные сигналы с датчиков давления и расхода с частотой дискретизации 500 Гц передаются через USB-интерфейс в ПЭВМ для дальнейшей обработки и анализа.

Шаг квантования АЦП приблизительно равен 3 Па и 0,6 Па для датчиков с пределом измерений 50 кПа и 10 кПа, соответственно, что на 2 порядка превышает допустимый предел (10 %) от максимальной ошибки (5 %) измерений первичных преобразователей, который для используемых датчиков составляет 250 Па (125 Па при 2,5 % ошибке) и 50 Па соответственно.

Для связи с ПЭВМ в модуле L-Card E14-140 используется интерфейс USB-2.0, обеспечивающий режим передачи данных Low-speed с диапазоном скоростей обмена данными 10...1500 Кбит/с. Учитывая незначительную загрузку канала передачи данных и сравнительно малый объем сохраняемой информации, 2-х байтовые значения от 4-х датчиков давления с частотой 500 Гц, скорость передачи данных по интерфейсу составит около 4 кБайт/с (32кБит/с).

Комбинированная схема компьютерного риноманометра КРМ типа ТНДА-ПРХ (рис. 5.2) состоит из блока для определения перепадно-расходных характеристик ПРХ (обозначение согласно паспорту метрологической аттестации) и эластичной маски с трубопроводами, накладываемой герметично на лицо (область носа и рта) пациента. Конструктивно устройство ПРХ состоит из расходомера РА, который устанавливается в воздушном тракте ВТ, блока преобразователей давления БПД, модуля аналого-цифрового преобразователя АЦП, интерфейса USB и персонального компьютера ПЭВМ. В корпусе расходомера имеется внутренний цилиндрический диффузор с расширением диаметров по направлению к источнику потребления воздуха (в основе принципа действия расходомера используется сопло Вентури). К корпусу расходомера крепится переходник с обратным клапаном КО и контрольной точкой давления КТД. К выходному отверстию переходника монтируется маска с входным каналом В для прохода вдыхаемого и выдыхаемого воздуха и каналом Г в виде гибкого рукава РД2, входящего во внутрь маски и служащего для сообщения с ротовой полостью пациента посредством удержания оконечности рукава губами (при этом

целесообразно применять жесткий пластиковый мундштук для исключения возможности пережатия губами или зубами гибкого рукава).

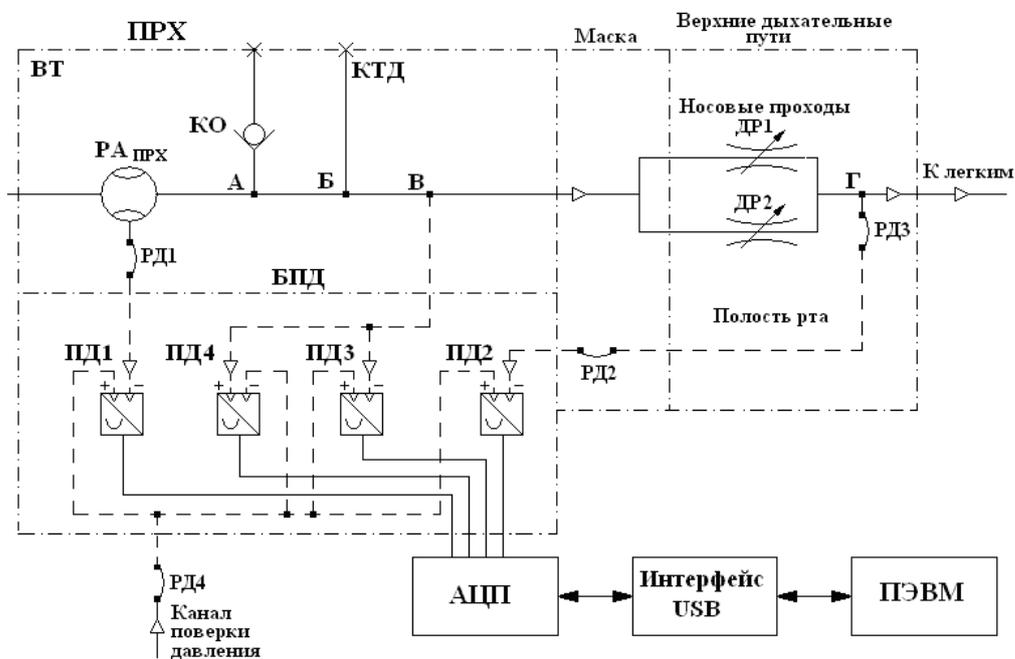


Рисунок 5.2 – Комбинированная схема компьютерного риноманометра КРМ типа ТНДА-ПРХ

Носовые проходы пациента схематично показаны как параллельно расположенные регулируемые дроссели (сопротивления) ДР1 и ДР2, каждый из которых включает сопротивления клапана (крыльев носа) и собственно носового прохода. Под регулируемостью дросселей подразумевается переменность значений сечений носовых проходов в зависимости от конкретного состояния пациента, например, до и после ринопластики при устранении искривления носовой перегородки.

Блок БПД содержит преобразователи давления ПД1...ПД4 с электрическими разъемами и гибкие рукава для сообщения преобразователей давления с расходомером РА (РД1) и ротовой полостью Г (РД2 и РД3). Гибкий рукав РД4 используется для одновременного

тестирования (поверки) преобразователей давления ПД1...ПД4. Измерение давлений производится в следующих точках:

ПД1 – давление (разряжение) в расходомере РА;

ПД2 – давление (разряжение) в ротовой полости пациента (в точке Г) за носовыми проходами (дресселями ДР1 и ДР2);

ПД3 – давление (разряжение) на входе в маску (канал В);

ПД4 – избыточное давление на выходе из маски (канал В).

Обратный клапан КО, присоединяемый в точке А, служит для ограничения избыточного давления при выдохе во избежание повреждения преобразователей ПД1...ПД4 и препятствует отрыву маски от лица пациента из-за высокого аэродинамического сопротивления сопла Вентури. Контрольная точка Б давления КТД служит для подсоединения дополнительного преобразователя давления (при необходимости).

Таким образом, при тестировании пациента определяется вдыхаемый через нос расход воздуха и перепад давлений на сопротивлениях ДР1 и ДР2 (одновременно на двух носовых проходах или поочередно). Обработка результатов тестирования производится путем построения графической зависимости перепада давлений от расхода и расчета отношения перепада давлений к расходу и мощности потока воздуха. При обратном течении потока воздуха (выдохе) контролю подлежит только избыточное давление (измеряется преобразователем ПД4) для индикации фазы выдоха. При использовании обратного клапана показания датчика ПД4 не превышают значения в 100 Па (0,1 кПа).

5.1.3. Разработка методики метрологической аттестации устройства ПРХ

Объектом испытаний является экспериментальный образец устройства для определения перепадно-расходных характеристик в воздушных трактах низкого давления типа ПРХ разработки ХНУРЭ. Описание конструкции устройства ПРХ приведено выше.

Целью метрологической аттестации испытаний устройства типа ПРХ является:

- проверка функционирования устройства ПРХ по своему назначению, т.е. передачи показаний сигналов вдоль воздушного измерительного тракта от аналоговых преобразователей давления в цифровом виде на ПЭВМ;

- определение погрешности измерений давлений с помощью штатных датчиков в устройстве ПРХ и эталонного датчика (преобразователя) давления;

- определение погрешности измерений расхода в устройстве ПРХ на основе пересчета показаний преобразователя давления в сужающейся части диффузора методом сопла Вентури по ГОСТ 10921 [11] путем сопоставления со значениями расхода, полученными с помощью установленного последовательно к устройству ПРХ эталонного расходомера.

Программой аттестации предусматривается измерение давлений в диапазоне от 0,1 до 9 кПа и измерение давления и расчет расхода в диапазоне от 0,7 до 8 л/с с помощью расходомера в составе устройства ПРХ.

Испытания проводились на установке, комбинированная схема которой приведена на рис. 5.3, (а), и имеющей отличия от приведенной на рис. 5.2 схемы за счет введения источника расхода воздуха (например, компрессора КМ), регулируемого дросселя ДР для создания сопротивления и эталонного расходомера $РА_{Э}$ с электрическим аналоговым выходным сигналом. Для создания стабильного потока воздуха при продувке устройства типа ПРХ необходим источник расхода мощностью порядка 1600 Вт. Использование поверочного (эталонного) расходомера $РА_{Э}$ позволяет провести оценку точности измеряемых устройством ПРХ данных и, при необходимости, осуществить корректировку значения коэффициента расхода μ с целью минимизации погрешности. При испытаниях использовался эталон единицы расхода «Калибр» и калибратор давления Artwik MC2-R (ЗАО «Радиян», РФ).

Внешний вид установки при проведении метрологических испытаний приведен на рис. 5.3, (б) и (в).

Устройство ПРХ выполняет следующие функции:

- одновременный контроль перепада давлений и расхода в тестируемом канале;
- обработку результатов тестирования путем построения графической зависимости перепада давлений от расхода и расчета отношения перепада давлений к расходу и мощности потока воздуха.

Определение расхода воздуха обеспечивается путем измерения давления на входе в диффузор и расчетов, учитывающих квадратичную зависимость параметров давления и расхода при турбулентном режиме течения, а так же с помощью поверочного (эталонного) расходомера РА.

Для обеспечения измерения расходов в полном диапазоне изменения давлений преобразователя ПД1 (с целью повышения точности измерений в диапазонах до 4 л/с и до 8 л/с) устройство ПРХ комплектуется расходомерами РА_{ПРХ} с тремя номинальными значениями диаметров сопел 7; 8 и 9 мм (см. рис. 2.6).

Расчета фактического (уточненного) значения коэффициента расхода получим выполняется согласно следующему выражению

$$\mu_{\phi} = \frac{19,38 \cdot Q_{\text{э}}}{\varepsilon \cdot d^2 \sqrt{\frac{273,15 + t^{\circ}\text{C}}{p_a^1} \Delta p_1}} = A \cdot \frac{Q_{\text{э}}}{\sqrt{\Delta p_1}}, \quad (5.1)$$

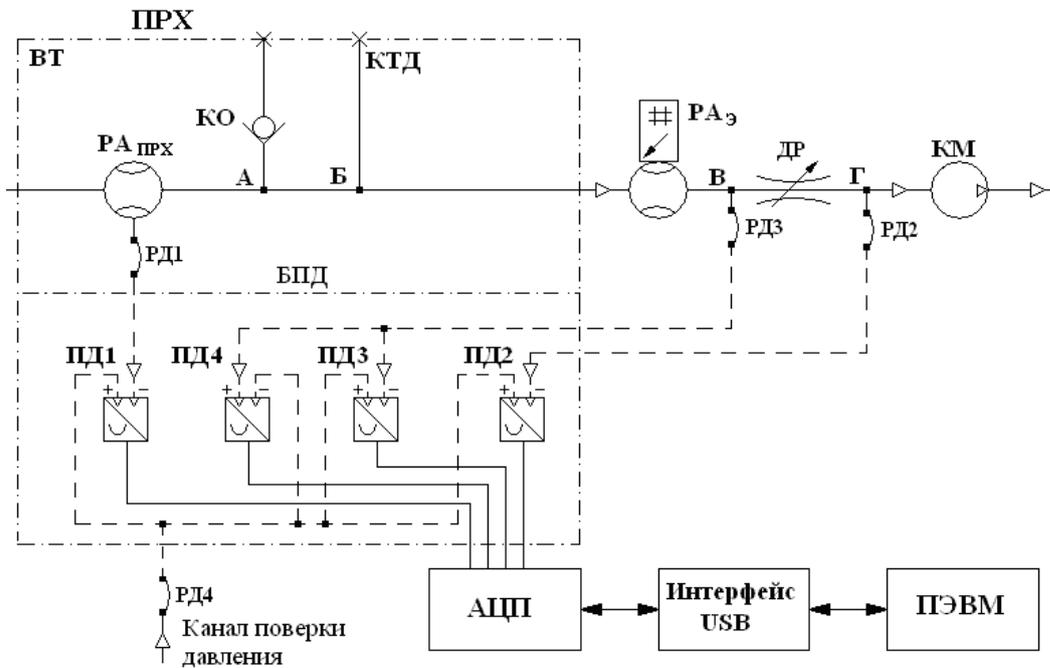
где $Q_{\text{э}}$ – расход воздуха, измеренный поверочным расходомером, л/с,

A – коэффициент, определяемый по формуле

$$A = \frac{19,38}{\varepsilon \cdot d^2 \sqrt{\frac{273,15 + t^{\circ}\text{C}}{p_a^1}}}, \quad (5.2)$$

и подлежащий расчету при каждом режиме измерений в связи с возможными изменениями температуры окружающего воздуха $t^{\circ}\text{C}$ и атмосферного давления p_a^1 , а также функциональной зависимостью

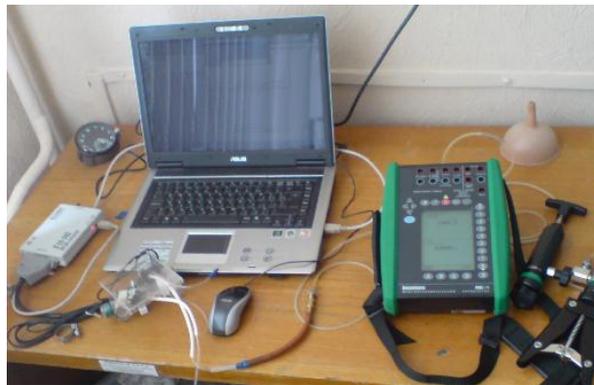
поправочного коэффициента ε (2.7), учитывающего расширение атмосферного воздуха в расходомере, от перепада давлений Δp_1 и соотношений плотности воздуха Δ .



а)



б)



в)

Рисунок 5.3 – Стендовая установка для метрологической аттестации устройства ПРХ: а – комбинированная принципиальная схема; внешний вид измерительной установки при определении расхода (б) и давления (в)

Для оценки повторяемости результатов и корректности полученных фактических (уточненных) значений коэффициента расхода рассматриваем зависимость, получаемую из формулы (2.3)

$$Q = k\sqrt{\Delta p_1}, \text{ л/с}, \quad (5.3)$$

где k – коэффициент пропорциональности между расходом и корнем квадратным из перепада давлений

$$k = 0,0516 \cdot \varepsilon \cdot \mu_\phi \cdot d^2 \sqrt{\frac{273,15 + t^\circ C}{p_a^1}}, \quad (5.4)$$

где d и μ_ϕ – диаметр сопла и коэффициент расхода, соответственно, которые является постоянным для исследуемого расходомера, а параметры ε ; μ ; p_a^1 и $t^\circ C$ являются постоянными для каждого режима испытаний.

Далее для каждого режима испытаний значение коэффициента k вычисляют по формуле

$$k = \frac{Q}{\sqrt{\Delta p_1}}. \quad (5.5)$$

По отклонению значения k оценивают стабильность показаний расходомера в полном диапазоне измерений расхода

$$\delta_k = \frac{k_{\text{макс}} - k_{\text{мин}}}{k_{\text{макс}}} 100\% \quad (5.6)$$

Результаты расчета коэффициента k , полученные при испытаниях натуральных образцов расходомеров:

- при $d = 7$ мм $k = 3,4$ % в диапазоне $Q = 0,51 \dots 4,153$ л/с;
- при $d = 8$ мм $k = 4,4$ % в диапазоне $Q = 0,804 \dots 6,018$ л/с;
- при $d = 9$ мм $k = 0,2$ % в диапазоне $Q = 1,09 \dots 7,9$ л/с.

Завершающим этапом метрологической аттестации является определение основной относительной погрешности измерения расхода

$$\delta_Q = \frac{Q - Q_3}{Q_3} 100\%, \quad (5.7)$$

где Q – расход воздуха через поверяемый расходомер РАпрх, определяемый путем расчета по формуле (2.3), л/с,

Q_3 – расход воздуха, измеренный поверочным (эталонным) расходомером РАэ, л/с, а также основной относительной погрешности измерения давления, регистрируемого каждым датчиком ПД1... ПД4 (см. рис. 5.4)

$$\delta_p = \frac{P_{\text{прх}} - P_{\text{эталон}}}{P_{\text{макс}}} 100\%. \quad (5.8)$$

При этом максимальные значения относительной погрешности при измерении расхода не превосходят по модулю 4,9; 3,9 и 3,1 % для сопел Вентури с диаметрами 7; 8 и 9 мм, соответственно, а при измерении давления максимальная относительная погрешность по модулю составила 3,5 %. Таким образом, для обеспечения измерения расходов в полном диапазоне изменения давлений преобразователя ПД1 и с целью повышения точности измерений устройство ПРХ комплектуется расходомерами РА с тремя номинальными значениями диаметров сопел – 7; 8 и 9 мм (см. рис.2.6). Расходомер РА может устанавливаться непосредственно на блоке БПД как показано на рис. 5.4, (а) (с помощью двух шпилек, ввернутых в верхнюю панель корпуса блока) или на некотором расстоянии от блока БПД в пределах длин соединительных рукавов РД1...РД3. Внешний вид компьютерного риноманометра КРМ типа ТНДА-ПРХ, включая персональный компьютер (ноутбук), приведен на рис. 5.4, (б).

Для предварительной клинической апробации разработана методика обследования пациентов с помощью компьютерного риноманометра КРМ типа ТНДА-ПРХ (для получения данных инспираторной динамической задней активной риноманометрии, которая состоит в следующем:



а)



б)

Рисунок 5.4 – Компьютерный риноманометр КРМ типа ТНДА-ПРХ:

а) – измерительная часть (устройство ПРХ); б) – общий вид риноманометра

– перед обследованием больной (пациент) выполняет несколько форсированных дыхательных маневров, стараясь вдох выполнить с максимальной интенсивностью и скоростью, выдох – более медленным и менее интенсивным. Это выполняется, как при носовом дыхании, так и при дыхании через рот. Выполняющий обследование специалист подключает кабель риноманометра к USB-разъему ПК и запускает файл TNDA3.EXE из каталога, соответствующего диаметру сопла расходомера Вентури, и вводит данные атмосферного давления и температуры воздуха, влияющие на точность результатов измерений;

– определение расхода воздуха при дыхании ртом в фазе вдоха (режим инспираторной спирометрии). При этом пациенту с помощью ватных тампонов герметично obtурируют обе ноздри;

– пациент одевает маску (без использования ротового мундштука) и фиксирует ее максимальное прилегание путем создания вакуума при вдохе с закрытым входным воздушным отверстием расходомера Вентури;

– пациент выполняет несколько дыхательных маневров ртом при наблюдении специалистом характера циклограммы расхода воздуха при вдохе без записи данных в файл – для проверки работоспособности

воздушного и электрического тракта риноманометра, и, соответственно, корректности проводимых измерений (маску необходимо плотно прижимать к лицу пациента, особенно в цикле выдоха);

- устанавливается режим записи данных обследования и пациент выполняет 10 максимально форсированных циклов дыхания ртом;

- результаты обследования (усредненный по нескольким циклам дыхания максимальный расход воздуха при дыхании ртом Q_p) заносятся в файл обследования.

Определение расхода и соответствующего перепада давления воздуха при дыхании носом в фазе вдоха (режим инспираторной задней активной риноманометрии):

- пациенту удаляют obturating тампоны из одной или обеих ноздрей и он выполняет несколько форсированных циклов дыхания носом (фаза вдоха - интенсивная и быстрая, фаза выдоха - медленная);

- пациент одевает маску, помещает мундштук датчика перепада давления в рот на 2-3 см под небольшим углом вверх, таким образом, чтобы отсутствовал рвотный рефлекс, а дистальное отверстие мундштука не перекрывалось структурами языка, твердого неба или слюной; губы плотно сжаты, препятствуя дыханию через рот;

- пациент фиксирует максимальное прилегание маски путем создания вакуума при вдохе с закрытым входным воздушным отверстием расходомера Вентури;

- пациент выполняет несколько дыхательных маневров носом при наблюдении специалистом характера циклограммы дыхания (динамической ринопневмограммы – графиков измерения расхода воздуха и перепада давления в цикле вдоха) без записи данных в файл – для проверки работоспособности воздушного и электрического трактов риноманометра, и, соответственно, корректности проводимых измерений (маску необходимо плотно прижимать к лицу испытываемого, особенно в цикле выдоха);

– устанавливается режим записи данных обследования и больной выполняет 5-10 максимально форсированных циклов дыхания носом.

– перед снятием маски пациента просят открыть рот для определения остаточного давления в ротовой полости по величине перепада между хоанальным и носоглоточным давлением $\Delta p_{н.г.}$;

– результаты обследования (усредненные по нескольким циклам дыхания максимальные расходы воздуха Q_H и перепады давления Δp при дыхании носом) заносятся в файл обследования.

Основными диагностическими показателями, кроме непосредственно измеряемых величин расхода воздуха Q_H и перепада давления Δp , являются:

– аэродинамическое носовое сопротивление

$$A = \frac{\Delta P}{Q_H}, \text{ Па/(л/с)}; \quad (5.9)$$

– мощность дыхания согласно формуле

$$N = \Delta p \cdot Q_H \cdot 10^{-3}, \text{ Вт}; \quad (5.10)$$

– коэффициент эффективной аэродинамической проводимости носа

$$КЭАПН_Q = \frac{Q_H}{Q_P}; \quad (5.11)$$

– отношение количества циклов расхода воздуха с ограничением расхода при дыхании через нос к общему числу циклов дыхания

$$\Phi_{кл} = \frac{n_{\square}(Q_H)}{n_{\Sigma}(Q_H)} \cdot 100\%; \quad (5.12)$$

– потери на трение воздуха о слизистую оболочку носовой полости

$$\Delta\varphi = \varphi(\Delta p) - \varphi(Q_H), \text{ град}; \quad (5.13)$$

– величина остаточного давления при задержке дыхания (перепад между хоанальным и носоглоточным давлением) $\Delta p_{н.г.}$.

5.1.4. Обоснование методов и средств для тестирования носового дыхания в форсированном режиме

На основании изучения известных способов тестирования носового дыхания и проведенных с помощью компьютерного риноманометра КРМ типа ТНД-ПРХ многочисленных экспериментов и анализа процессов, происходящих в системе дыхания человека на пути от всасывающего тракта (носовых проходов) до легких, мускульная мощность которых обеспечивает подачу требуемого организмом количество воздуха (см. разд. 1.3), предложены два метода косвенной (непрямой) риноманометрии, основанные на проведении риноманометрического обследования пациента только при форсированном дыхании. В основу разрабатываемых методов положена гипотеза, что механическая мощность дыхательных мышц легких является эквивалентом пневматической мощности и ее максимальное значение может быть определено путем произведения давления на расход по формуле (5.10).

Эти методы позволяют путем косвенного определения одного из диагностических параметров (расхода воздуха или перепада давлений) предельно упростить конструкцию риноманометра за счет сокращения количества датчиков давления до двух или даже одного, а также сделать процедуру тестирования носового дыхания более комфортной, устранив маску. Данные методы основываются на гипотезе о постоянстве механической мощности легких, эквивалентной гидравлической (пневматической) мощности и вычисляемой по формуле (5.10), и, как будет показано ниже, применимы только при максимальном форсированном режиме дыхания, максимальная развиваемая мощность при котором индивидуальна для каждого пациента.

При этом обобщенная методика обследования состоит в проведении тестирования пациентов на режимах дыхания с открытым ртом и закрытым носом, и носовом дыхании с закрытым ртом, причем только при максимальной возможной мускульной мощности на вдохе, достигаемой частотой и глубиной (амплитудой) вдоха. Именно такой подход позволяет

при сравнении составляющих мощности при дыхании (расхода и давления воздуха) перейти к тестированию носового дыхания:

- путем расчета перепада давлений на носовых проходах (или одном из тестируемых проходов) без непосредственного фактического измерения давления в ротовой полости (на выходе из носовых проходов);
- путем расчета расхода воздуха через носовые проходы (или один из них) без применения маски.

Сущность первого способа косвенной риноманометрии [12] поясняется полуконструктивной схемой работы риноманометра, приведенной на рис. 5.5. В состав риноманометра для измерения перепада давлений и расхода воздуха при носовом дыхании входят маска 1, в которой размещен трубопровод 2 с дросселем 3 на конце (или суживающимся сечением внутреннего тракта типа сопла Вентури), датчики давления 4 и 5 со стороны всасывания воздуха в легкие из атмосферы и в маске 1, соответственно. Дроссель 3 служит для создания некоторого сопротивления воздуха, поступающего в легкие, которое преодолевает пациент с помощью дыхательных мышц в цикле вдоха. Измерение давления на дросселе обеспечивает определение расхода стандартным методом [13].

При обследовании пациента придерживаются следующего алгоритма действий. При установленной на лице маске (рис. 5.5, а), герметизирующей от внешней среды носовые проходы и полость рта, пациенту предлагают совершить несколько дыхательных маневров с открытым ртом и закрытым носом (устанавливая при этом заглушку б) при максимально возможной интенсивности движения дыхательных мышц по частоте и амплитуде, и измеряют давления с помощью датчиков 4 и 5. Результаты измерений давления датчиком 4 на входе в сопло Вентури и на режиме вдоха используют в качестве значений, с помощью которых вычисляют расход воздуха и максимальную механическую мощность дыхательных мышц пациента.

Далее пациенту удаляют заглушку из носовых проходов (или одного из них, подлежащего обследованию), и предлагают совершить несколько дыхательных маневров носового дыхания (с закрытым ртом) также при максимальной интенсивности работы дыхательных мышц (рис. 5.5, б). При этом измеряют с помощью датчика 5 давление в маске (на входе в носовые полости), а по показаниям датчика давления 4 вычисляют максимальный расход, который в состоянии мышцы легких создать при прохождении воздуха через носовые проходы (или один из них).

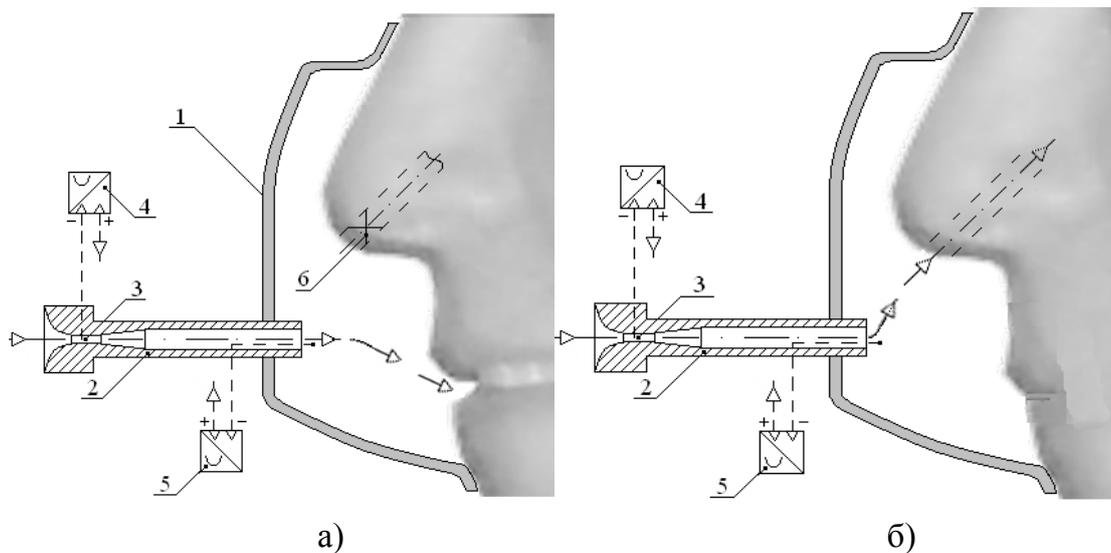


Рисунок 5.5 – Принцип действия риноманометра для тестирования носовых проходов без установки трубок в ротовой и носовой полостях: а) – дыхание ртом и определение максимальной мощности воздушного потока при перекрытых носовых ходах; б) – дыхание через нос и определение расхода воздуха

На каждом режиме испытаний пациент должен дышать с максимальной интенсивностью в течение нескольких циклов.

Обработку результатов измерений при дыхании пациента только ртом с закрытым носом и носом с закрытым ртом проводят на основе методики, согласно которой вычисляют максимальную пневматическую мощность по формуле (5.10)

$$P_{\text{пн, макс}} = p_4 \cdot Q_{\text{макс}} = P_{\text{мех}}, \text{ кПа}, \quad (5.14)$$

где p_4 – значение давления, измеряемое датчиком 4 в трубопроводе 2, кПа; $Q_{\text{макс}}$ – максимальный расход, вдыхаемый через рот и вычисляемый с помощью показаний датчика 4, л/с; $P_{\text{мех}}$ – механическая (мускульная) мощность легких, Вт.

Так как, максимальное значение механической мощности является постоянным для обоих режимов исследования пациента (дыхании ртом или носом), соответствуя его индивидуальным возможностям, то получим расчетное значение давления за сопротивлением (т.е. на выходе из носовых ходов или в ротовой полости)

$$p_{\text{макс}}^{\text{н}} = \frac{P_{\text{мех}}}{Q_{\text{макс}}^{\text{н}}}, \text{ кПа}, \quad (5.15)$$

где $Q_{\text{макс}}^{\text{н}}$ – измеренный максимальный расход (л/с), пропускаемый через носовые проходы или индивидуально через левый, или правый проходы.

Тогда перепад давлений на носовом сопротивлении определяется по формуле

$$\Delta p_{\text{макс}}^{\text{н}} = p_{\text{макс}}^{\text{н}} - p_5, \text{ кПа}, \quad (5.16)$$

где p_5 – значение давления датчика 5 на входе в маску, соответствующее входу в носовую полость, кПа.

Если давление p_5 определено предварительно при продувке риноманометра и введено в память ПЭВМ (каждому значению расхода $Q_{\text{макс},i}$ соответствует определенное значение $p_{5,i}$ согласно перепадно-расходной характеристике конкретного трубопровода 2), то перепад давлений также может быть определен расчетным путем, что позволяет в принципе отказаться от установки датчика 5 для измерения давления в подмасочном пространстве.

Рассмотренный способ риноманометрического исследования перепадно-расходных характеристик носовых проходов человека обладает следующими преимуществами:

1. Обеспечивает получение косвенным методом фактических значений перепада давлений на носовых проходах;

2. Позволяет использовать минимальное количество (не более двух) преобразователей (датчиков) давления в риноманометре – для измерения расхода (с помощью сопла Вентури) и давления во внутримасочном пространстве на вдохе, или только один датчик – сопло Вентури для измерения расхода при предварительной продувке воздухом риноманометра с различными значениями расхода.

Экспериментальная отработка режимов тестирования по предлагаемому способу косвенного определения перепада давлений на носовых проходах при измеряемом расходе и сравнение с помощью способа одновременного измерения перепада давлений и расхода на носовых проходах согласно [14] проведена на универсальном компьютерном риноманометре КРМ типа ТНДА-ПРХ.

Пример. Было проведено тестирование носового дыхания пациента (женщина, 57 лет) двумя способами:

1. Согласно предлагаемому способу:

1.1. При дыхании ртом с закрытым носом получили на датчике 4 давление $p_4 = 2,9$ кПа, по которому вычислили максимальный расход $Q_{\text{макс}} = 4,32$ л/с и максимальную пневматическую мощность, равную механической мускулов легких $P_{\text{пн.макс}} = P_{\text{мех}} = 12,5$ Вт;

1.2. При дыхании носом с закрытым ртом провели измерение давления p_4 и получили значение максимального расхода $Q_{\text{макс}}^{\text{н}} = 2,82$ л/с, значение давление $p_5 = 0,43$ кПа.

1.3. Определили расчетным путем по формуле (5.15) давление в ротовой полости (т.е. за сопротивлением обоими носовыми проходами)

$$p_{\text{макс}}^{\text{н}} = \frac{P_{\text{мех}}}{Q_{\text{макс}}^{\text{н}}} = \frac{12,5}{2,82} = 4,43 \text{ кПа}, \quad (5.17)$$

и перепад давлений на носовых проходах

$$\Delta p^{\text{н}} = p_{\text{макс}}^{\text{н}} - p_5 = 4,43 - 0,52 = 3,91 \text{ кПа}. \quad (5.18)$$

2. Согласно известному способу форсированной ЗАРМ [14] получили следующие значения параметров при интенсивном дыхании

пациента через нос – расход $Q_{\text{макс}}^{\text{н}^2} = 3,05$ л/с, давление в носовой полости (во рту или за сопротивлением носовых проходов) $p^{\text{н}^2} = 4,61$ кПа, давление на входе в нос $p_5^{\text{н}^2} = 0,61$ кПа и перепад давлений

$$\Delta p^{\text{н}^2} = p^{\text{н}^2} - p_5^{\text{н}^2} = 4,61 - 0,61 = 4,0, \quad (5.19)$$

где индекс «2» относится к известному способу, реализованному в [14];

3. Оценку результатов тестирования проводим путем сравнения отношений перепада давлений к расходу:

3.1. По предлагаемому способу

$$\frac{\Delta p^{\text{н}}}{Q_{\text{макс}}^{\text{н}}} = \frac{3,91}{2,82} = 1,39 \frac{\text{кПа}}{\text{л/с}}; \quad (5.20)$$

3.2. По стандартному способу форсированной ЗАРМ согласно [15]

$$\frac{\Delta p^{\text{н}^2}}{Q_{\text{макс}}^{\text{н}^2}} = \frac{4,0}{3,05} = 1,31 \frac{\text{кПа}}{\text{л/с}}, \quad (5.21)$$

что дает отклонение не более 6 %.

Как известно, обследование пациента с помощью маски имеет следующие недостатки:

– трудность обеспечения прилегания к лицу с высокой степенью герметичности, в противном случае, учитывая низкие значения измеряемых давлений порядка 1...10 кПа, результат может существенно отличаться от действительного значения в носовых проходах. Анатомические особенности лица пациента и трудности к его герметичной адаптации приводят к необходимости подбора и применения масок разных типоразмеров;

– необходимость размещения внутри маски трубки для измерения давления, которая при различных методиках вводится или в рот пациента (при ЗАРМ) или в одну из ноздрей (при ПАРМ), часто вызывая дискомфорт у пациента, вплоть до рвотного рефлекса, а также трудности обеспечения герметичности при измерениях;

– необходимость измерения давления в двух точках – на выходе из маски в носовую полость и на выходе из носовой полости (во рту или одной из ноздрей).

Поэтому рассмотрим второй способ [15] косвенной риноманометрии с непрямым определением перепада давлений и расхода воздуха в носовых проходах. Способ повышает комфортность процедуры обследования за счет исключения наложения маски на лицо и упрощает конструкцию риноманометра за счет применения только одного датчика давления в расходомере на базе сопла Вентури.

В состав риноманометра для измерения перепада давлений и расхода воздуха при носовом дыхании (рис. 5.6, а) входит трубопровод 1 с мундштуком 2, дросселем 3 (или суживающимся сечением внутреннего тракта типа сопла Вентури) и датчиком давления 4 со стороны всасывания воздуха в легкие из атмосферы. Дроссель 3 служит для создания некоторого сопротивления воздуха, поступающего в легкие, которое преодолевает пациент с помощью своих дыхательных мышц в цикле вдоха.

При обследовании пациента придерживаются следующего алгоритма действий. Сначала пациент (рис. 5.6, а) выполняет несколько максимально форсированных дыхательных маневров при вставленном в рот мундштуке 2 трубопровода 1 и перекрытых (например, с помощью тампонов или резиновых заглушек 5) носовых проходах. Далее по результатам измерений давления и расхода воздуха на сопротивлении (сопло Вентури) в инспираторной фазе дыхания вычисляют максимальную мощность дыхательных мышц пациента. Затем пациент (рис. 5.6, б) выполняет несколько максимально форсированных дыхательных маневров с открытыми носовыми проходами (или через один из них) и находящейся во рту измерительной трубкой 6 малого диаметра, удобной для удержания во рту при дыхании носом (например, насаживаемую на мундштук 2 трубопровода 1), и установленной заглушке 7 на входном (со стороны подвода воздуха) конце трубопровода 1.

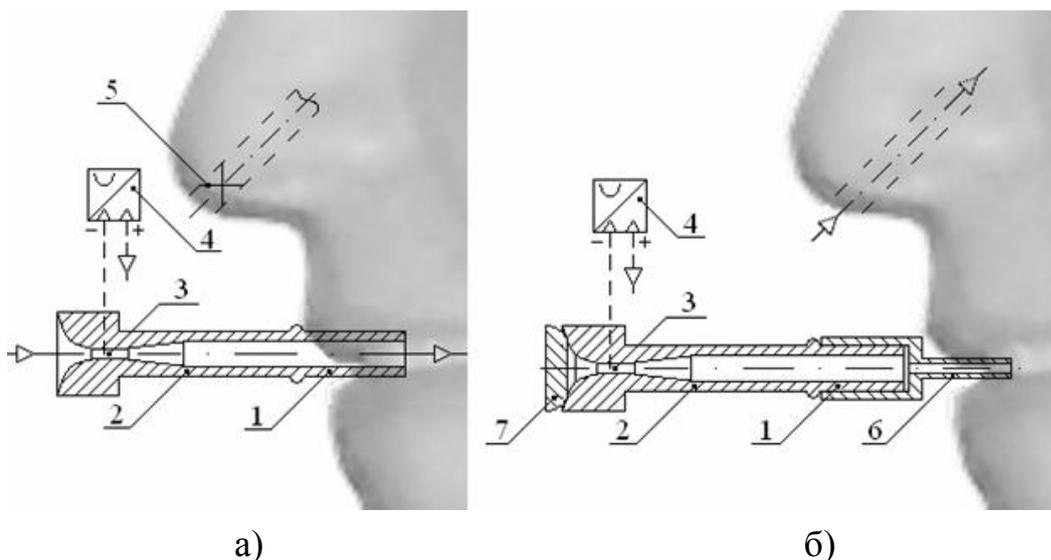


Рисунок 5.6 – Принцип действия риноманометра для тестирования носовых проходов без использования маски: а) – дыхание ртом и определение максимальной мощности воздушного потока при перекрытых носовых ходах; б) – дыхание через нос и измерение перепада давлений в носовых проходах

В результате измерений получают значение перепада давления между ротовой полостью пациента, равного по закону Паскаля давлению на выходе из носовой полости (в носоглотке), и атмосферным. Таким образом, благодаря отсутствию маски с помощью только одного датчика давления 4 возможно определить перепад давления на носовом проходе (проходах).

Для определения расхода воздуха, протекающего через носовые проходы при данном обследовании с максимальной интенсивностью дыхания в инспираторном цикле, прибегают к его расчету исходя из полученной при дыхании ртом максимальной мощности дыхательных мышц по аналогии с формулой (5.14).

Так как, максимальное значение механической мощности является постоянным для обоих режимов исследования пациента (при ротовом и носовом дыхании), соответствуя его индивидуальным физическим возможностям, то расчетное значение расхода по известному измеренному

давлению в ротовой полости при дыхании через нос определяется согласно выражению

$$Q_{\text{макс}}^{\text{H}} = \frac{P_{\text{мех}}}{P_{\text{макс}}^{\text{H}}} \text{ кПа}, \quad (5.22)$$

где $Q_{\text{макс}}^{\text{H}}$ – максимальный расход воздуха, пропускаемый через носовые проходы или индивидуально только через один из проходов, л/с; $P_{\text{макс}}^{\text{H}}$ - максимальное давление, измеренное датчиком 4 во рту при дыхании носом (с измерительной трубкой 6 во рту и заглушкой 7 на входе в трубопровод 1 согласно рис. 5.6, б), кПа.

Учитывая, что маска при предлагаемом способе определения перепада давлений и расхода воздуха не применяется и вдох производится из окружающего воздуха, то достаточно предварительно измерить атмосферное давление (например, с помощью комнатного барометра) и ввести его в память ПЭВМ для расчета перепада давлений на носовом проходе (проходах), а в случае использования датчиков (преобразователей) давления с двумя камерами давления («избыточное – разряжение»), как показано на рис. 5.6, учет значения атмосферного давления осуществляется автоматически. При дыхании ртом используется мундштук 2 с диаметром сечения достаточным для пропуска максимального расхода воздуха (15...20 мм), а при дыхании носом во рту пациента устанавливается трубка 6 малого сечения (около 5 мм), не вызывающая, как правило, даже незначительного дискомфорта.

Экспериментальная отработка режимов тестирования по предлагаемому способу косвенного определения расхода при измерении перепада давлений на носовых проходах и сравнение с помощью способа одновременного измерения перепада давлений и расхода на носовых проходах согласно [14] проведена на универсальном компьютерном риноманометре КРМ типа ТНДА- ПРХ. Результаты измерений с помощью датчика давления 4 с аналоговым выходом и результаты расчетов расхода фиксировались на ПЭВМ.

Пример. Было проведено тестирование носового дыхания пациента (мужчина, 63 лет) двумя способами:

1. Согласно предлагаемому способу:

1.1. При дыхании ртом с закрытым носом получили $Q_{\text{макс}} = 5,82$ л/с, давление $p = 4,97$ кПа и максимальную пневматическую мощность, эквивалентную механической $P_{\text{пн.макс}} = P_{\text{мех}} = 28,9$ Вт;

1.2. При дыхании носом с закрытым ртом (во рту находилась только измерительная трубка б на мундштуке 2) получили максимальное значение давления $p_{\text{макс}}^{н(2)} = 9,78$ кПа, что при использовании датчика с двумя камерами давления («избыточное – вакуум»), соответствует перепаду давлений $\Delta p = p_{\text{макс}}^{н(2)} = 9,78$ кПа;

1.3. Определили расчетным путем по формуле (6.40) расход воздуха через нос

$$Q_{\text{макс}}^{н(2)} = \frac{P_{\text{мех}}}{p_{\text{макс}}^{н(2)}} = \frac{28,9}{9,78} = 2,96 \text{ л/с}; \quad (5.23)$$

2. Согласно известному способу, реализованному в [14], получили максимальные значения параметров при интенсивном дыхании пациента через нос – расход $Q_2 = 2,7$ л/с и перепад давлений на носовой полости $\Delta p_2 = 9,27$ кПа, который определен как разность измеренных давлений в ротовой полости и на входе в маску, соответственно ($9,67 - 0,37 = 9,27$ кПа);

3. Сравнение результатов тестирования проводили при определении отношений перепада давлений к расходу:

3.1. По предлагаемому способу

$$\frac{p_{1,\text{макс}}}{Q_{1,\text{макс}}^н} = \frac{9,78}{2,96} = 3,3 \frac{\text{кПа}}{\text{л/с}}; \quad (5.24)$$

3.2. По известному способу, реализованному в устройстве [14]

$$\frac{\Delta p_2}{Q_2} = \frac{9,27}{2,7} = 3,43 \frac{\text{кПа}}{\text{л/с}}, \quad (5.25)$$

что дает отклонение не более 4 %.

Таким образом, разработанные способы экспресс-диагностики аэродинамического сопротивления носовой полости позволяют существенно упростить конструктивную схему риноманометра.

Разработанное устройство для тестирования носового дыхания – компьютерный риноманометр КРМ типа ТНДА-ПРХ, основан на принципе динамической ЗАРМ и обеспечивает максимальную физиологичность дыхания во время проведения обследования (при дыхании через оба носовых прохода) и получение полного аэродинамического сопротивления верхних дыхательных путей в динамическом режиме регистрации и визуализации данных.

На основе гипотезы о постоянстве максимального значения механической мощности дыхания в форсированном режиме мощности гидравлической (пневматической), разработаны упрощенные способы тестирования носового дыхания в форсированном режиме, основанные на анализе развиваемой инспираторной механической мощности, что позволяет за счет уменьшения общего количества измеряемых параметров и отказе от маски существенно упростить принципиальную схему риноманометра, а также учитывать индивидуальные физиологические возможности пациента. Упрощенные способы тестирования носового дыхания могут обеспечивать погрешность определения основных показателей воздушного потока в пределах 10 % исключительно при форсированном дыхании. Это связано с тем, что при произвольной интенсивности дыхания точная сравнительная оценка соответствия мощностных характеристик дыхания предложенными способами невозможна и на данном этапе ограничивает возможности их применения.

5.2. Цифровой портативный спирометр

В разделе приведены результаты разработки цифрового портативного спирометра с улучшенными техническими параметрами, его программно-математического обеспечения для точного определения основных показателей ФВД и обработки данных обследования средствами

ПЭВМ. Для подтверждения эффективности разработанного спирометра в разделе приведены результаты его экспериментальных исследований и медицинской апробации.

5.2.1. Назначение, область применения и технические характеристики спирометра

Спирометр представляет собой портативный цифровой спирометр, предназначенный для исследования ФВД человека. Спирометр может быть применён в медицинских учреждениях любого уровня, а также на дому у пациента для проведения исследований вентиляционной функции легких [16, 17].

Разработанный спирометр обеспечивает:

– измерение и вычисление следующих показателей внешнего дыхания:

- ЖЕЛ – жизненная емкость легких – объем полного выдоха (л);
- ФЖЕЛ – форсированная жизненная емкость легких – объем полного форсированного выдоха (л);
- ОФВ1 – объем форсированного выдоха (л) за первую секунду;
- ОФВ1 / ЖЕЛ – индекс Тиффно (%);
- ОФВ1 / ФЖЕЛ – индекс Генслера (%);
- ПОС – пиковое значение объемной скорости выдоха (л/с);
- МОС25 – мгновенное значение объемной скорости (л/с) при выдохе 25 % ФЖЕЛ;
- МОС50 – мгновенное значение объемной скорости (л/с) при выдохе 50 % ФЖЕЛ;
- МОС75 – мгновенное значение объемной скорости (л/с) при выдохе 75 % ФЖЕЛ;
- СОС25-75 – значение средней объемной скорости (л/с) при выдохе от 25 до 75 % ФЖЕЛ;

- сравнение измеренных показателей с должными в соответствии со статистическими данными по Р.Ф. Клементу, с учетом пола, возраста и роста, и вычисление соответствия с нормой в процентном соотношении;
- отображение уровня отклонения показателей по Л.Л. Шику и Н.Н. Канаеву на цветовой шкале (см. табл. 5.1);
- хранение в памяти результатов 10 тестов;
- работу в режиме пикфлоуметра (измерение пиковой объемной скорости с регистрацией времени тестирования).

Таблица 5.1 – Границы нормы и градации отклонения показателей внешнего дыхания по данным Л.Л. Шика и Н.Н. Канаева, 1980

| Показатель | Норма | Условная норма | Умеренные отклонения | Значительные отклонения | Резкие отклонения |
|---------------------|----------|----------------|----------------------|-------------------------|-------------------|
| Цвет элемента шкалы | Зеленый | | Желтый | Оранжевый | Красный |
| ЖЕЛ | более 90 | 90-85 | 70-84 | 50-69 | менее 50 |
| ОФВ1 | более 85 | 85-75 | 55-74 | 35-54 | менее 35 |

Таблица 5.2 – Технические параметры цифрового портативного спирометра

| Параметр | Ед. изм. | Значение |
|--|----------|----------|
| Сопротивление дыханию, не более | кПа/л·с | 0,077 |
| Порог реагирования, не более | л/с | 0,02 |
| Верхний предел диапазона измерения скорости потока | л/с | 14 |
| Верхний предел диапазона измерения объема | л | 8 |
| Погрешность измерения скорости потока, не более | % | 3 |
| Погрешность измерения объема, не более | % | 3 |
| Нелинейность АЧХ в диапазоне частот до 20 Гц, не более | % | 5 |

В качестве датчика в спирометре используется турбина фирмы MIR (Medical International Research, Рим, Италия) многократного использования для длительного применения или одноразовая турбина для использования

одним пациентом. В качестве элементов питания в спирометре используются два гальванических элемента типа АА с емкостью 2300 мА/ч и номинальным напряжением 1,2 В. Технические параметры спирометра приведены в табл. 5.2.

5.2.2. Принцип действия спирометра и его конструкция

Функциональная схема спирометра (рис. 5.7) была разработана с использованием предложенных методов.

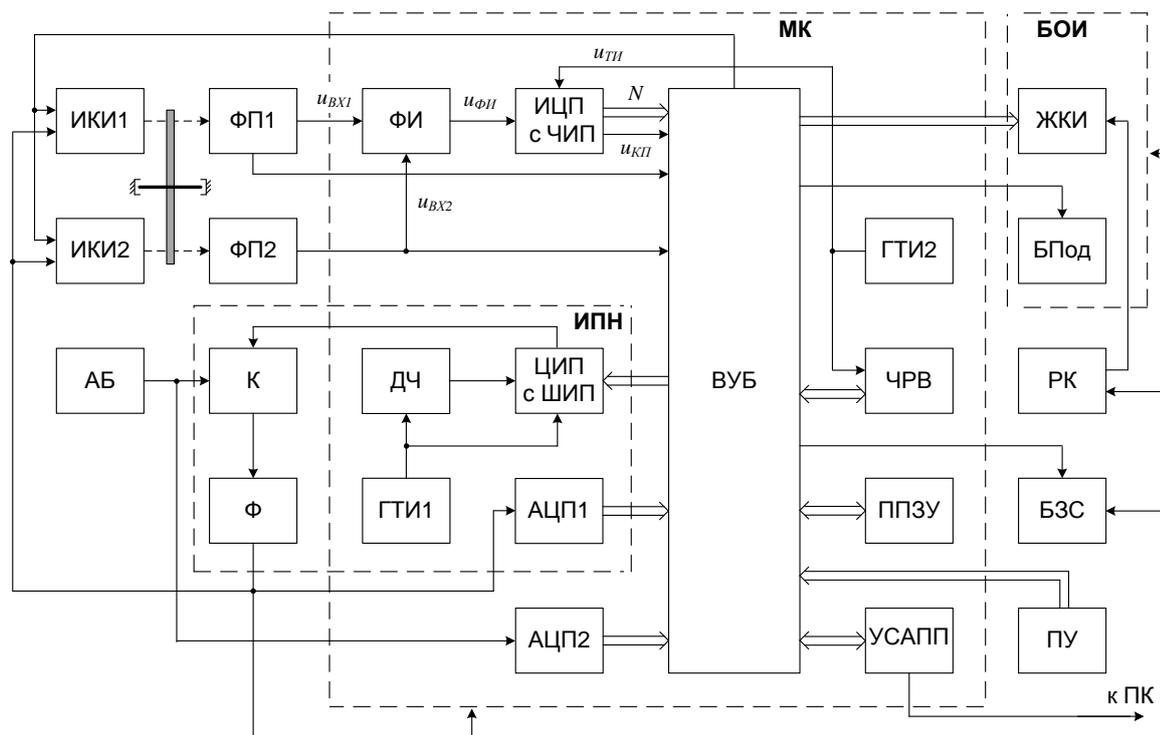


Рисунок 5.7 – Функциональная схема цифрового портативного спирометра

Принцип действия спирометра [18] основан на преобразовании потока воздуха, с помощью турбинного преобразователя потока, в последовательность электрических импульсов. Такое преобразование производится путем модуляции электромагнитного излучения инфракрасного диапазона, поступающего от излучателя к приемнику, с помощью лепестков ротора ИТ.

Источниками инфракрасного излучения служат два светодиодных

излучателя (ИКИ1 и ИКИ2), ассиметрично расположенных относительно центра турбины, в соответствии с конструкцией, приведенной на рисунке 4.2. Наличие двух излучателей, а также их ассиметричное размещение обусловлено необходимостью определения направления вращения ротора, а, следовательно, и направления проходящего потока воздуха, что позволяет дифференцировать вдох и выдох. Фотоприемники (ФП1 и ФП2) расположены напротив излучателей таким образом, чтобы лепестки вращающегося ротора прерывали излучение каждой из оптических пар (ИКИ1-ФП1 и ИКИ2-ФП2).

Последовательности электрических импульсов u_{BX1} и u_{BX2} с фотоприемников ФП1 и ФП2 поступают на формирователь импульсов (ФИ), где по их фронтам и срезам формируются короткие импульсы $u_{ФИ}$ (рис. 5.8, а-в).

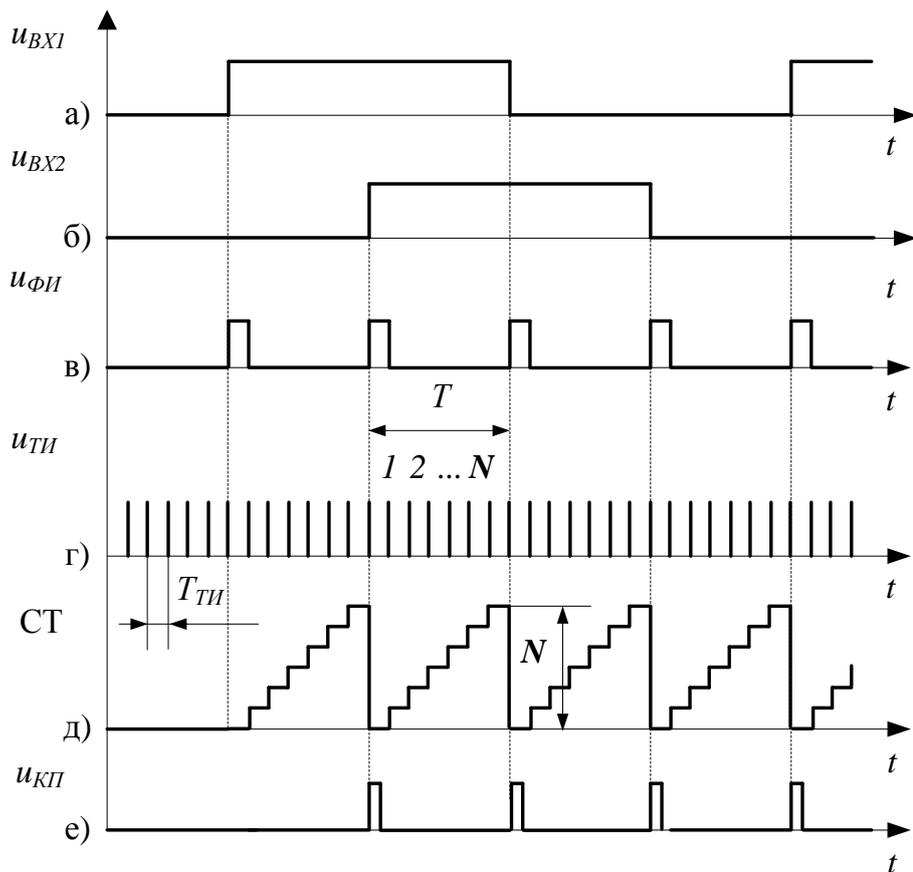


Рисунок 5.8 – Временные диаграммы процесса преобразований

Для определения периода следования импульсов T в схеме служит импульсно-цифровой преобразователь с частотно-импульсным законом преобразования (ИЦП с ЧИП). Преобразование проводится с использованием классического метода последовательного счета [19], суть которого состоит в подсчете тактовых импульсов $u_{ТИ}$ счетчиком (СТ) ИЦП в течении периода T (см. рис. 5.8, г, д).

Значение T при этом может быть определено по формуле

$$T = N \cdot T_{ТИ}. \quad (5.26)$$

Цифровой код числа N поступает на вычислительно-управляющий блок (ВУБ), где в его функции определяются мгновенные и средние значения скорости воздушного потока. Тактирование ИЦП с ЧИП производится высокоточным тактовым генератором (ГТИ2) с частотой 32 кГц. Также, с помощью генератора ГТИ2, в спирометре тактируются часы реального времени (ЧРВ) Real Time Clock.

Управление спирометром осуществляется с помощью пульта управления (ПУ), содержащего четыре кнопки А, В, С, D. Для визуализации информации о процессе тестирования служит блок отображения информации (БОИ). В состав БОИ входит жидко-кристаллический индикатор (ЖКИ) и блок подсветки (БПод). Посредством регулятора контрастности (РК) осуществляется настройка необходимой контрастности индикатора. Для звуковой индикации некоторых ситуаций, возникающих в процессе работы, используется блок звуковой сигнализации (БЗС).

Электропитание спирометра осуществляется по схеме широтно-импульсного преобразователя повышающего типа, для управления которым используется метод широтно-импульсной модуляции, от двух аккумуляторных батарей (АБ) GB1 с суммарным напряжением не менее 2,1 В. Преобразование данного напряжения до уровня 5 В, необходимого для работы цифровых устройств, производится с помощью импульсного преобразователя напряжения (ИПН). Сглаживание пульсаций выходного напряжения коммутатора (К) выполненного на транзисторе VT1 обеспечивается фильтром (Ф), реализованном на конденсаторах С2-С3 и

дросселе L2. Формирование длительности управляющих импульсов в ИПН производится цифро-импульсным преобразователем с широтно-импульсным законом преобразования (ЦИП с ШИП). Частота следования управляющих импульсов (20 кГц) определяется коэффициентом деления делителя частоты (ДЧ). Тактирование ЦИП с ШИП осуществляется тактовым генератором (ГТИ1) с частотой импульсов 1 МГц. Ширина управляющих импульсов ИПН определяется в ВУБ с учетом текущего уровня АБ. Контроль выходного напряжения ИПН производится с помощью аналогово-цифрового преобразователя (АЦП1). Уровень заряда аккумуляторных батарей определяется посредством аналого-цифровых преобразований АЦП2 (рис. 5.7). Таким образом, в спирометре осуществляется контроль двух уровней напряжения: напряжения аккумуляторных батарей и выходного напряжения ИПН. Использование такого технического решения позволило добиться хороших массогабаритных показателей и низкого энергопотребления спирометра.

Результаты тестирования, данные о пациенте, а также таблицы вышеперечисленными значениями должных величин хранятся в постоянном перезаписываемом запоминающем устройстве (ППЗУ). Для организации связи с персональным компьютером в спирометре используется универсальный синхронно-асинхронный приемо-передатчик (УСАПП). Подключение спирометра к компьютеру производится с помощью специального кабеля с гальванической развязкой. Связь с ПК осуществляется по протоколу RS232.

5.2.3. Программно-математическое обеспечение

Разработанный спирометр обеспечивает определение следующих показателей ФВД: ЖЕЛ, ФЖЕЛ, ОФВ1, индекс Тиффно, индекс Генслера, ПОС, МОС25, МОС50, МОС75, СОС25-75. Все эти параметры могут быть определены на основе анализа кривых $Q(t)$ и $V(t)$ (см. рис. 5.9).

В разработанном спирометре расчет основных показателей функции внешнего дыхания производится автоматически в соответствии с нижеприведенными выражениями и алгоритмами.

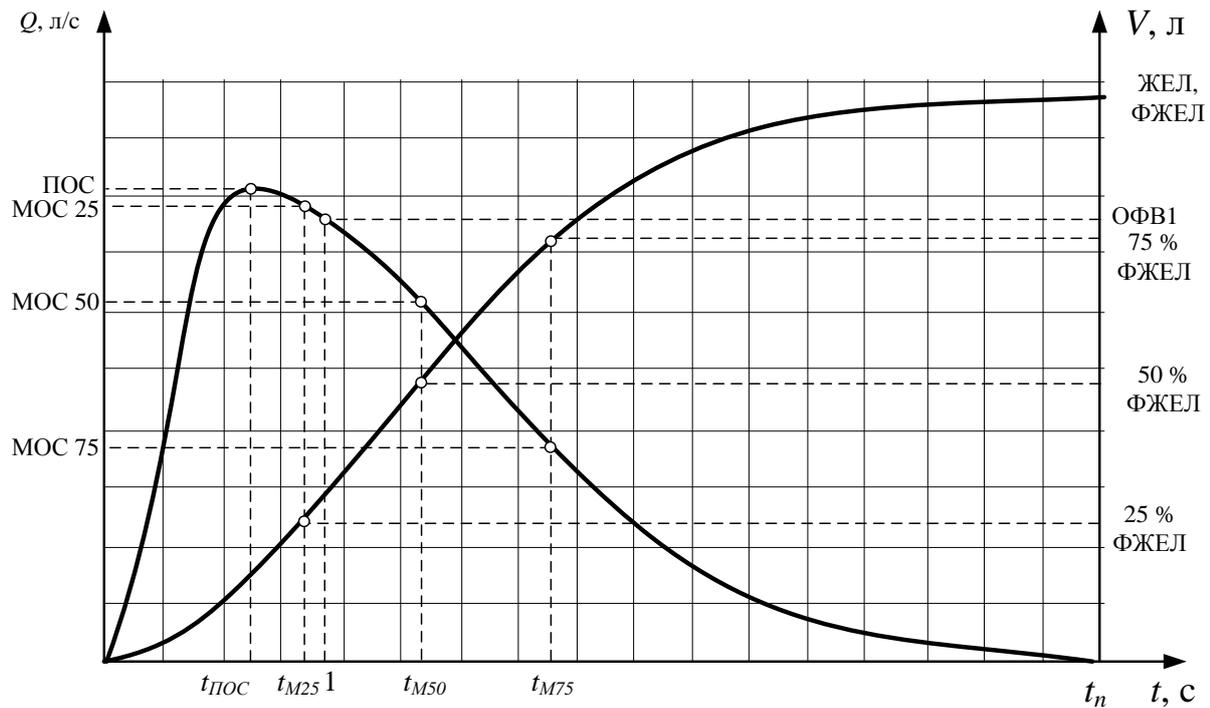


Рисунок 5.9 – Графическое определение основных показателей ФВД

5.2.4. Программа обработки данных обследования в ПЭВМ

Для более детального анализа, длительного хранения и возможности печати результатов исследования в спирометре предусмотрена возможность подключения к ПК [20]. Удобство работы с данными в ПЭВМ обеспечивает специализированная программа. Данная программа позволяет графическое построение кривой $Q(V)$ в прямоугольной системе координат (см. рис. 5.10).

Разработанная программа обеспечивает хранение результатов исследования в базе данных, с использованием карточки пациента.

Пользователем может быть выбран один из стандартов:

- Клемент и соавторы (1986 г.) – стандарт, наиболее широко используемый в странах СНГ;
- ECCS (Европейское Сообщество Угля и Стали) – стандарт, используемый в Западной Европе;
- Knudson – стандарт, используемый в странах Северной Америки;
- ITS – стандарт (дополнительно учитывающий вес и расу пациента), используемый в странах Северной Америки.

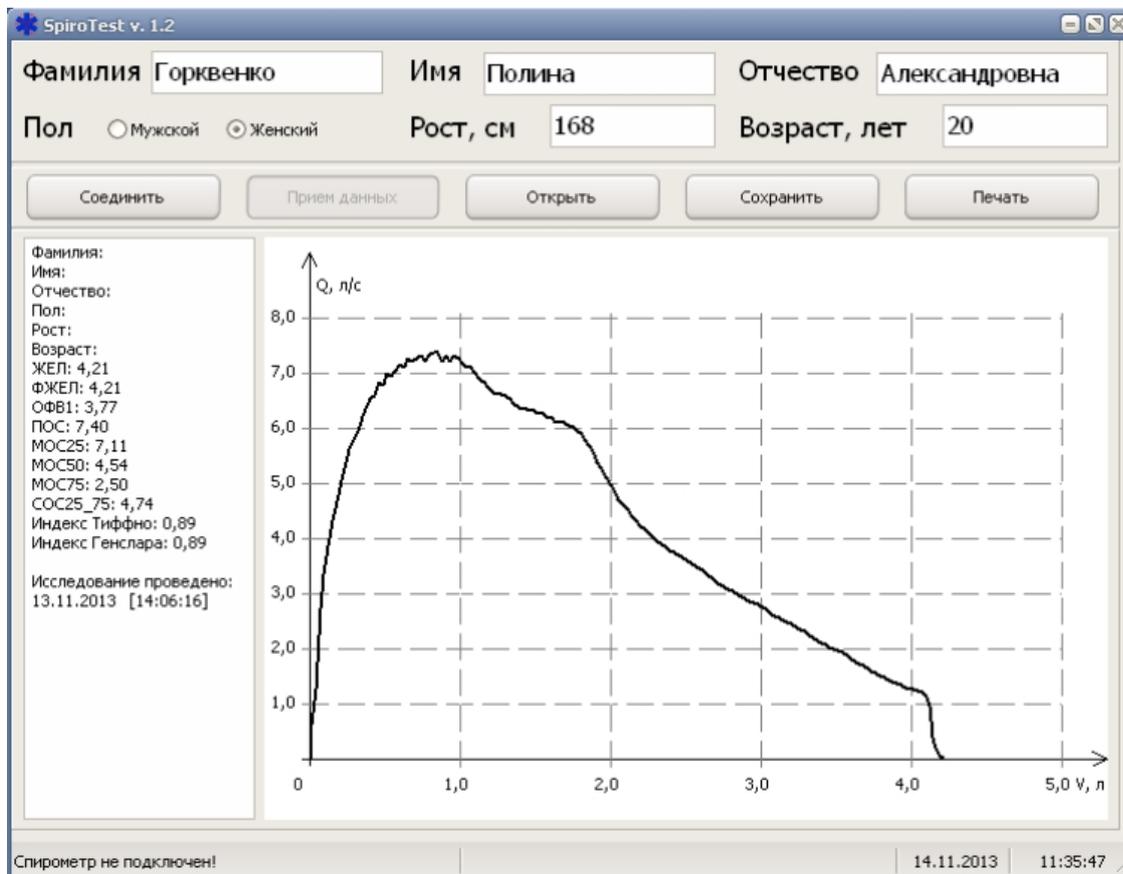


Рисунок 5.10 – Окно программы обработки данных спирометрического обследования

Таким образом, разработанная программа позволяет получать данные исследования от спирометра и сохранять их в каталогизированную базу данных, определять отклонения показателей ФВД от статистически нормальных по одной из четырех систем стандартов.

5.2.5. Экспериментальные исследования цифрового портативного спирометра

По предложенным схемам фирмой «РАДМИР» ДП АО НИИРИ был изготовлен опытный образец цифрового портативного спирометра, внешний вид которого представлен на рисунке 5.11 и проведены его экспериментальные исследования (Приложение А).



Рисунок 5.11 – Внешний вид опытного образца цифрового портативного спирометра

5.2.6. Исследования точности измерения расхода

Точность измерения объемной скорости воздушного потока или расхода является одним из основных технических показателей спирометра. Исследования данного показателя проводились на экспериментальном стенде [21]. В качестве входных сигналов были использованы потоки с расходами Q со значениями заданными в соответствии с разработанной методикой (см. раздел 2). Данный диапазон значений полностью охватывает необходимый диапазон измерений, предъявляемый к портативному спирометру профильными организациями ATS и ERS.

Таким образом, разработанный цифровой портативный спирометр обеспечивает измерение расходов потока воздуха в диапазоне 0,1-15 л/с с относительной погрешностью не более 3 %.

5.2.7. Исследования точности измерения объема

Измерение спирометром эталонного объема является одним из объективных показателей качественной работы спирометра. Исследования проводились с использованием эталонных объемов – поршневых дозаторов емкостью 1 и 3 л. Исследования проводились с целью определения точности измерения объема воздуха, прошедшего через датчик спирометра, а также с целью определения уровня повторяемости результатов исследования. Для этого с помощью каждого из эталонных объемов V_0 была проведена серия экспериментов, в которых воздух из них высвобождался с различными усилиями.

Таким образом, разработанный портативный спирометр обеспечивает измерение эталонного объема 1 л с погрешностью не более 1,5 %, а объема 3 л с погрешностью не более 3 %.

5.2.8. Медицинская апробация разработанного спирометра

Для проведения медицинской апробации на кафедре фтизиатрии и пульмонологии Харьковской академии последипломного образования был предоставлен опытный образец цифрового портативного спирометра с комплектом принадлежностей (см. рис. 5.12), в состав которых входили: мундштуки одноразовые, носовые зажимы и бактерицидные фильтры. Также в состав дополнительных принадлежностей были включены сменные измерительные турбины и поршневое устройство калибровки спирометра путем подачи эталонного объема.

Исследования проводились специалистами кафедры фтизиатрии и пульмонологии Харьковской медицинской академии последипломного образования, квалификация которых соответствует области применения цифрового портативного спирометра.

В ходе проведения испытаний были проведены исследования ФВД пациентов по стандартной методике. На рисунках 5.12-5.14 изображены результаты спирографического исследования мужчины 28 лет. На рисунке 5.16 показано использование опытного образца спирометра при проведении исследования функции внешнего дыхания.

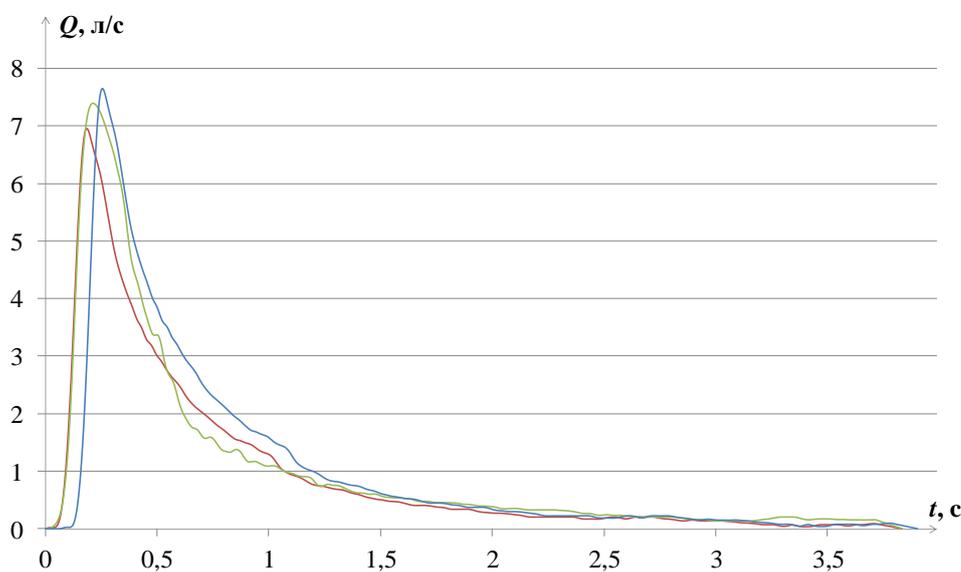


Рисунок 5.12 – Результаты исследования, зависимость $Q(t)$

Объем и состав клинических испытаний цифрового портативного спирометра:

- спирометр использовался для исследования ФВД;
- при клинических испытаниях спирометра исследования проводились 28 пациентам;
- в испытаниях брали участие пациенты старше 18 лет, которые находились на лечении в Харьковском областном клиническом противотуберкулезном диспансере;

- при клинических испытаниях спирометра для каждой группы пациентов использовались стандартные спирометрические тесты: спокойное дыхание и форсированный выдох;
- количество тестов на одного пациента определялось в каждом конкретном случае и зависело от правильности выполнения дыхательного маневра и в среднем составило 12 маневров;

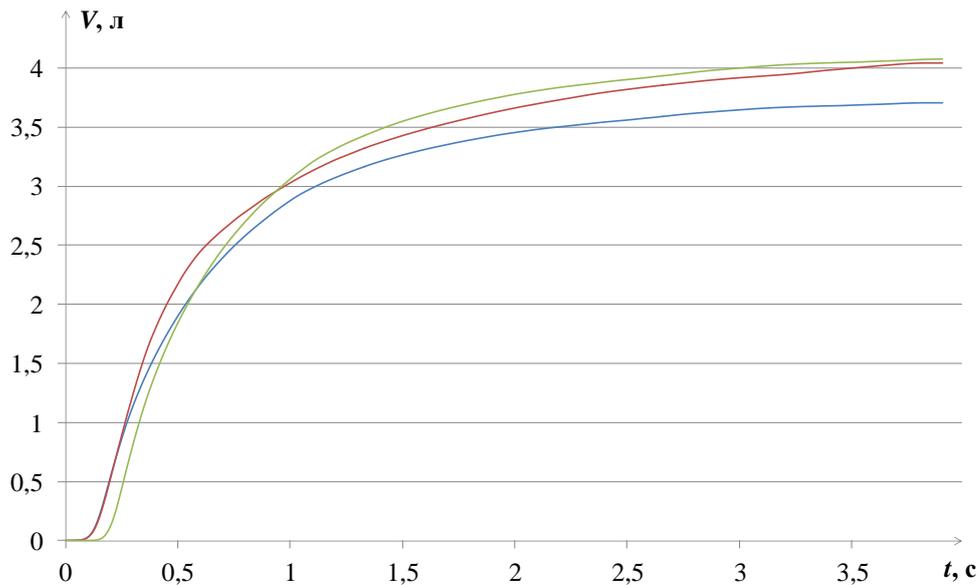


Рисунок 5.13 – Результаты исследования, зависимость $V(t)$

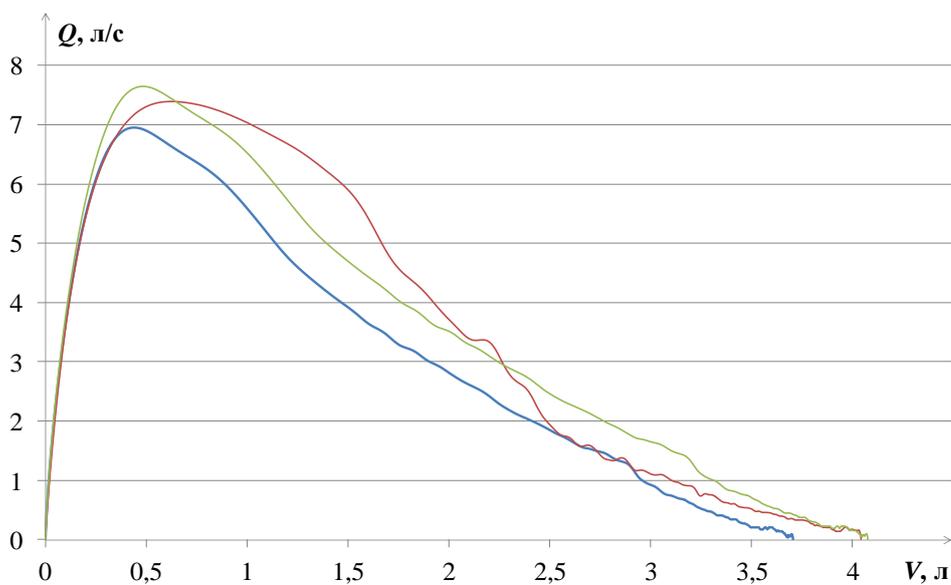


Рисунок 5.14 – Результаты исследования, зависимость $Q(V)$

– для оценки эффективности и безопасности спирометра использовались эргономические и функциональные показатели: удобство и скорость приведения в рабочее состояние, надежность функционирования и точность измерения, клинические данные: качество постановки диагноза, повторяемость тестов.

Результаты клинических испытаний цифрового портативного спирометра:

– во время проведения клинических испытаний цифрового портативного спирометра оценивались клинические, эргономические и функциональные показатели: удобство управления и скорости приведения в рабочее состояние, надежность функционирования и точность измерения, четкость дисплейной индикации, качество постановки диагноза, повторяемость тестов. В ходе исследований установлено, что эксплуатация спирометра удобная, приведение в рабочее состояние происходит без проблем, спирометр работает надежно и производит точное определение основных показателей ФВД, программа визуализации существенно способствует точной постановки диагноза, повторяемость тестов в рамках статистической ошибки и индивидуальных особенностей пациента. Замечаний к функциональности цифрового портативного спирометра нет, дисплейная индикация, маркирование четкое. Спирометр соответствует требованиям эргономики и клинической практики;

– недостатков или трудностей при эксплуатации цифрового портативного спирометра не обнаружено;

– в процессе проведения клинических испытаний побочных явлений не наблюдалось.

Список литературы к разделу 5

1. Bachmann W. Obstructed nasal breathing. Basis investigation: history, inspection, rhinomanometry, allergy [Электронный ресурс] / W. Bachmann. – 2001. – 31 с. – Режим доступа: <http://www.atmosmed.de>. – Загл. с экрана.

2. Палажук О. А. Передняя активная риноманометрия в контроле эффективности хирургического лечения хронического гнойного и полипозного синуситов / О. А. Палажук, В. В. Вишняков, Т. А. Сергеева // Вестник отоларингологии. Материалы IV Всероссийской конф. отоларингологов.– 2005.– № 5.– С. 240-242.
3. Синус-катетер ямик в терапии синуситов у детей / В. В. Шиленкова, В. С. Козлов, Л. Л. Державина, А. А. Шиленков// Российская ринология. Научно-практический журнал. – 2003. – № 3. – С. 7-12.
4. Компьютерная риноманометрическая система Мастер Скоп Рино Erich JAEGER [Электронный ресурс] / Сайт Компании Парамед. – Режим доступа: <http://www.paramed.com.ua>. – Загл. с экрана.
5. Риноманометр RhinoStream Heinemann Medizintechnik. – [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.heinemann.ru>. – Загл. с экрана.
6. Риноманометр компьютерный РИНОЛАН. – [Электронный ресурс].– Режим доступа: <http://www.mitsar-eeg.ru>. – Загл. с экрана.
7. А. с. 1076084 СССР. МКИ А 61 В 5/08. Устройство для определения воздушной проводимости носа / Мартинкенас М. Л., Буре Д. А. (СССР). – 3419600/28-13; заявл. 29.01.82 ; опубл. 28.02.84, Бюл. № 8.
8. Аврунин О. Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств / О. Г. Аврунин // Технічна електродинаміка, тем випуск «Силова електроніка та енергоефективність». – 2011. – Ч. 2. – С. 293-298.
9. Еманов А. Датчики давления Freescale Semiconductor / А. Еманов // Новости электроники. – 2007. – № 16. – С. 21-24.
10. Преобразователи напряжения измерительные Е-14 [Электронный ресурс] / В. Н. Яншин.– Режим доступа : <http://www.lcard.ru>.– Загл. с экрана.

11. Вентиляторы радиальные и осевые. Методы аэродинамических испытаний: ГОСТ 10921-90.– [введен с 29.12.90]. – М. : Изд. стандартов, 1990. – 32 с.
12. Пат. № 94357 Україна, МПК А61В5/00. Спосіб непрямого визначення перепаду тиску в верхніх дихальних шляхах людини / Аврунін О. Г., Семенець В. В., Журавльов А. С., Калашник Ю. М.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а201005085 ; заявл. 27.04.2010 ; опубл. 26.04.2011, Бюл. № 8.
13. Аврунін О. Г. Методика расчета диаметра сопла Вентури для устройства по определению перепадно-расходных характеристик носовых проходов / О. Г. Аврунін // Промислова гідраліка і пневматика. – 2010. – № 2(28). – С. 62-66.
14. Пат. № 91762 Україна, МПК А61В 5/08. Пристрій для тестування носового дихання / Аврунін О. Г., Журавльов А. С., Калашник М. В, Яценко М. І., Семенець В. В.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а200814356; заявл. 15.12.2008; опубл. 25.08.2010, Бюл. № 16.
15. Пат. № 94853 Україна, МПК А61В5/085, А61В5/087, А61В5/091. Спосіб визначення аеродинамічних характеристик верхніх дихальних шляхів людини / Аврунін О. Г., Семенець В. В., Журавльов А. С., Калашник Ю. М. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а201005086 ; заявл. 27.04.2010 ; опубл. 10.02.2011, Бюл. № 3.
16. Томашевский Р. С. Технические аспекты разработки прибора для тестирования функции внешнего дыхания / Р. С. Томашевский, Ю. Н. Гура // Материалы ХХІХ научно-практической конференции «Применение лазеров в медицине и биологии». – Харьков, 2008. – С. 234-236.

17. Сокол Е. И. Особенности реализации портативного прибора для тестирования функции внешнего дыхания человека / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Е. И. Король, Р. С. Томашевский // Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития. Сборник научных трудов – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ. 2008. – Т. IV. Конференция «Актуальные проблемы биомедицинской инженерии». – С.123-125.
18. Сокол Е. И. Цифровой портативный спирометр с турбинным преобразователем воздушного потока / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Р. С. Томашевский, Е. И. Король // Технічна електродинаміка. – Київ: Інститут електродинаміки НАНУ, 2011 Тем. вип. Силова електроніка та енергоефективність. – Ч.2. – С. 265-268.
19. Болдырев В. И. Метод кусочно-линейной аппроксимации для решения задач оптимального управления [Электронный ресурс] / В. И. Болдырев // Дифференциальные уравнения и процессы управления. – №1. – 2004. – С.29-123. – <http://www.neva.ru/journal>
20. Томашевский Р. С. Разработка современного прибора для тестирования функций легких человека и программно-аппаратного комплекса для обработки результатов тестов / Р. С. Томашевский, Ю. Н. Гура // Матеріали І Університетської науково-практичної Конференція магістрантів Національного Технічного Університету «Харківський Політехнічний Інститут». – Харків: НТУ «ХПІ», 2007. – Т. 2. – С. 34-35.
21. Томашевский Р.С. / Определение функции преобразования спирометрического турбинного преобразователя потока / Р. С. Томашевский //Сборник научных трудов III Международного форума «Прикладная радиоэлектроника».– Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ, 2011. –Т. III. – С.108-110.

СОДЕРЖАНИЕ

| | |
|--|--|
| Вступ | |
| 1 | |
| 2 Первичные измерительные преобразователи в спирометрии и ринологии и принципы их расчета | |
| 2.1 Сравнительная характеристика датчиков расхода воздуха для аппаратуры функциональной диагностики | |
| 2.2 Методика расчета расходомера переменного перепада давления для задач риноманометрии (Геометрия и перепад) | |
| 2.2.1 Расчет основных параметров | |
| 2.2.2 Результаты экспериментальных исследований устройства ПРХ при анализе тестовых аэродинамических сопротивлений | |
| 2.3 Определение функции преобразования измерительной турбины и методика ее калибровки для задач спирометрии | |
| 2.3.1 Анализ влияния моментов движения и сопротивления ротора турбины на процессы преобразований. | |
| Влияние инерционности ротора измерительной турбины на результат преобразований. | |
| Определение передаточной функции турбинного преобразователя потока. | |
| Методика калибровки измерительной турбины. | |
| Экспериментальные исследования ТПП. | |
| 3 Теоретические основы аэродинамики и методы функциональной диагностики в ринологии | |
| 3.1 Модель одномерного течения воздуха в носовой полости при дыхании..... | |
| 3.1.1 Динамическая модель течения воздуха в носовой полости..... | |
| 3.1.2 Математические модели аэродинамических и диффузионных процессов в придаточных пазухах носа..... | |
| 3.2 Метод динамической задней активной | |

| | |
|--|-------|
| риноманометрии..... | |
| 3.2.1 Метод оценки функционирования носового клапана | |
| 3.2.2 Математическая модель и метода обработки риноманометрических показателей в динамике | |
| 3.2.3 Сравнительная оценка достоверности методов риноманометрических измерений..... | |
| 4. Реализация методов улучшения технических показателей портативных спирометров..... | |
| 4.1. Обоснование метода..... | |
| 4.2. Способы уменьшения интервала дискретизации в измерительном канале спирометра..... | |
| 4.3. Анализ влияния технологического разброса параметров ТПП на результат преобразования..... | |
| 4.4. Методы коррекции результатов преобразования..... | |
| 4.5. Результаты исследования ТПП по математической модели..... | |
| 5 Аппаратные средства для функциональной диагностики в риноманометрии и скрининговой спирометрии | |
| 5.1 Компьютерный риноманометр КРМ типа ТНДА-ПРХ..... | |
| 5.1.1 Структурная схема | |
| 5.1.2 Конструкция компьютерного риноманометра КРМ..... | |
| 5.1.3 Разработка методики метрологической аттестации устройства ПРХ | |
| 5.1.4 Обоснование методов и средств для тестирования носового дыхания в форсированном режиме | |
| Выводы по разделу..... | |
| 5.2 Цифровой портативный спирометр ЦПС-14/1..... | |
| 5.2.1 Назначение, область применения и технические характеристики спирометра | |
| 5.2.2 Принцип действия спирометра и его конструкция..... | |
| 5.2.3. Программно-математическое обеспечение | |
| 5.2.4 Программа обработки данных обследования в ПК | |
| 5.2.5 Экспериментальные исследования цифрового портативного | |

| | |
|---|--|
| спирометра ЦПС-14/1 | |
| 5.2.6 Исследования точности измерения расхода | |
| 5.2.7 Исследования точности измерения объема | |
| 5.2.8 Медицинская апробация разработанного спирометра | |
| 5.2.9 Выводы по четвертому разделу | |