

фармакологічних процесів; розмаїтість спектра можливих впливів токсичного і терапевтичного характеру на організм.

Тому паралельно з розробками інструментальних засобів нами розроблено та вдосконалюються математичні моделі динаміки масопереносу газів і органічних сполук в структурах організму, основна мета досліджень на яких – вивчення механізмів утворення, транспорту і видалення із організму ряду летких органічних сполук, які містяться в конденсаті видихуваного повітря, і впливу на їх фізико-хімічні і концентраційні властивості як умов та методів визначення, так і ряду ускладнень в організмі.

Ефекти дії окремих летких і нелетких сполук на клітинні структури і субструктури досліджуються також на створених тест-моделях для реєстрації дії окремого компонента чи їх сукупності на скоротливу електричну активність гладеньких м'язів та трансмембранні потенціали ізольованих клітин.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПУЛЬМОФОНОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

Вьюнник О.В.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. Биомедицинских электронных устройств и систем, тел. 702-13-64, e-mail: pulmo@list.ru

The given work is devoted to the modern developments in the field of pulmophonography systems used for measuring the local ventilation of lungs. The electrical model of process of pulmophonography research is given. The model has been realized on an electrical analogues of biological elements of human expiratory system, and is used to determine the pulmophonography signals in norm and in pathology.

Введение. Пульмофонографическое (ПФГ) исследование относится к локальным методам исследования легких и заключается в подаче в легкие акустического сигнала с заданными параметрами, колебания которого после прохождения по воздуху, заполняющему легкие, поглощения легочной тканью и модулированием дыханием, воспринимается микрофоном на поверхности грудной клетки, и регистрируются в цифровом виде персональным компьютером.

Акустическая модель пульмофонографического исследования легких предложенная Немеровским [1] не может быть непосредственно приспособлена к физическим размерам бронхов или альвеол, к акустическим явлениям, связанным с появлением жидкости в плевральной полости. Предложена электрическая модель, описывающая характеристики пульмофонографических сигналов, производимых потоком воздуха в дыхательных путях легких. Механическая модель и ее электрический аналог используется для описания процесса генерации и описания изменения характеристик ПФГ - сигналов в сегментах легких человека.

Цель данной работы – моделирование пульмофонографического сигнала с помощью построения эквивалентной электрической схемы исследования. В соответствии с физической картиной пульмофонографии и пути прохождения звукового сигнала в легких человека от момента генерации сигнала и его оцифровки происходит прямое и обратное преобразование акустического сигнала в электрический сигнал. Таким образом, справедливо описывать процесс пульмофонографии как процесс электрического прохождения тока и напряжения по легочным структурам и устанавливать связь между изменением электрических характеристик и объемными показателями исследуемого сегмента легких.

Сущность. При составлении модели пульмофонографического исследования были взяты известные методы электромеханических аналогий биологическим и физиологическим процессам. Так, в частности, Wang и др. [2] предложили электромеханическую модель, описывающую характеристики звуков, производимых потоком крови в артериях. Также в работе [3] предложено феноменологическую электрическую модель сегмента грудной клетки, которая отображает характер изменения

свойств легочного сегмента в зависимости от объемных показателей воздухо- и кровонаполненности. С точки зрения акустики легкие являются многозвенной системой воздухопроводов – бронхиальное дерево, каждая ветвь которого разветвляется на два воздуховода меньшего диаметра. Концевые бронхиолы 16-го порядка также разветвляются на две респираторные бронхиолы. Считаем, что концевые бронхиолы сталкиваются через плевру с внутренней поверхностью грудной клетки. Мембраны тех альвеол, которые не выходят на поверхность грудной клетки, являются перегородками между соседними альвеолами, которые образуют сотовую (кружевную) структуру паренхимы. Участок паренхимы в совокупности с прилежащим участком грудной клетки образует акустический резонансный контур, по своим свойствам аналогичный известному электромагнитному контуру. При этом роль сопротивлений исполняет масса и плотность участка и легочных структур, роль емкости контура – объем участка и легочных структур, роль инерционности – эластическая вязкость. Значения сопротивлений и емкостей отдельных элементов можно изменять как по отдельности, так и одновременно, что позволяет имитировать комплексное изменение воздухонаполненности легких и состояния легочной ткани. Комбинацией значений сопротивлений, емкостей и индуктивности можно получить форму выходного сигнала (имитация модуляции дыханием, влияния патологии на пульмофонографический сигнал).

Процесс моделирования производили на полученной эквивалентной электрической схеме. В основе топологии схемы лежит последовательное соединение параллельных элементов, представляющих свойства физиологических и легочных структур в соответствии с тем, как проходит воздействующий сигнал.

В схему были введены такие элементы как переменные резисторы R , переменные емкости C , переменная индуктивность L , которые составляют колебательные контура. Электромагнитный контур может быть введен в резонанс путем изменения либо сопротивлений, либо изменяя один из параметров: емкость или индуктивность. Аналогичным образом изменение объема участка паренхимы при дыхании (при моделировании этот процесс аналогичен изменению емкости и сопротивлений) приводит к изменению звукового давления в участке паренхимы по резонансной кривой.

В процессе дыхания геометрические размеры элементы паренхимы изменяются, поэтому допустим, что формирования ПФГ-сигнала связано лишь с изменением воздухонаполненности участка паренхимы, а также состояния плевральной полости.

Электрическая схема имеет амплитудно-частотную характеристику, которая является ключевой при обосновании выбора рабочей частоты исследования. Представленная схема, по сути, является пассивным полосовым фильтром. Полоса пропускания лежит в пределах 24-225 Гц, что совпадает с амплитудно-частотными характеристиками, снятые, например, Р. Freyschmidt, А.И. Buller и А.С. Dornhorst, или Л.И. Немеровским [1]. Частота 80 Гц, на которой проводится пульмофонографическое исследование, лежит в середине полосы пропускания амплитудно-частотной характеристики эквивалентной электрической схемы, что подтверждает правильность выбора рабочей частоты пульмофонографии для адекватного описания легочный процессов в норме и при патологии.

Выводы. Моделирование пульмофонографического сигнала с помощью построения эквивалентной электрической схемы исследования позволяет проводить анализ пульмофонографического сигнала с привязкой параметров сигнала к параметрам локального функционирования сегментов легких и в целом дыхательной системы человека. Подтверждается связь акустических резонансов с электрическими резонансами на полученной эквивалентной электрической схеме ПФГ-исследования. Амплитудно-временные характеристики выходного сигнала схемы совпадают с таковыми пульмофонографических сигналов, получаемых при реальных исследованиях.

Предлагается модель источника пульмофонографического сигнала, сочетающую в себе свойства ротовой полости, трахеи, инкрементной сети для дерева бронхов, бронхиол и передаточной функции, описывающей резонансные характеристики альвеол,

плевральной полости. Модель сети бронхов, бронхиол и альвеол предсказывает поток воздуха в нормальном бронхиальном дереве с участком паренхимы легких и плевральной полости, а также при наличии патологии.

Решение обратной задачи пульмофонографического исследования позволяет определять форму и локализацию патологии, что позволит проводить дифференциальную диагностику заболеваний легких, обосновать медико-технические требования к системе для пульмофонографических исследований и методу пульмофонографии.

Литература. 1. Немеровский Л.И. Пульмофонография / Немеровский Л.И. – М.: Медицина, 1981. – 160 с. 2. J.Z. Wang, B. Tie, W. Welkowitz, J.L. Semmlow, and J.B. Kostis, Modeling sound generation in stenosed coronary arteries, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37 (11):1087-1094, 1990. 3. Линник С.Н. Модель функционирования легких. /С.Н. Линник // Вестник Национального политехнического университета «ХПИ». – 2005. – №46. – С.118 – 126.

ОСОБЕННОСТИ РЕАЛИЗАЦИИ ПОРТАТИВНОГО ПРИБОРА ДЛЯ ТЕСТИРОВАНИЯ ФУНКЦИИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Сокол Е.И., Кипенский А.В., Томашевский Р.С., Король Е.И.,

Крутько В.С.*, Потейко П.И.*, Сокол Т.В.*

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»

кафедра «Промышленная и биомедицинская электроника»,

лаборатория биомедицинской электроники

НТУ «ХПИ», ул. Фрунзе 21, г. Харьков, 61002, Украина

Тел.: (057) 70-76-237, 70-76-937, E-mail: Derenko@kpi.kharkov.ua

* Харьковская медицинская академия последипломного образования

кафедра фтизиатрии и пульмонологии

пр. Московский, 197, г. Харьков, 61037, Украина Тел.: 738-71-87

In report the most prevailing disease of human respiratory system are given. The diagnostic disease methods of respiratory system such a spirometry are analyzed. Finally, the conclusions about development of a portable spirometr are made.

Введение. Дыханием называется комплекс процессов, обеспечивающих потребление кислорода тканями организма и выделение углекислого газа. Дыхание является обязательным условием жизнедеятельности человека, животных и растений. Дыхательная система человека объединяет органы, которые выполняют воздухоносную (полость рта, носоглотка, гортань, трахея, бронхи) и дыхательную или газообменную (легкие) функции. Основная задача органов дыхания – обеспечение газообмена между воздухом и кровью путем диффузии кислорода через стенки легочных альвеол в кровеносные капилляры и диффузии углекислого газа в обратном направлении.

Вентиляцией легких, или функцией внешнего дыхания (ФВД) называют процесс обновления газового состава альвеолярного воздуха, обеспечивающего поступление в них кислорода и выведение углекислого газа. Вентиляция легких происходит благодаря дыхательным движениям, которые обеспечивают механическое перемещение воздуха.

Для своевременного выявления нарушений ФВД, которые часто приводят к необратимым патологическим изменениям и различного рода заболеваниям, необходима периодическая диагностика органов дыхания. Наиболее простым, но при этом достаточно эффективным методом диагностики дыхательной системы является спирометрия. Однако сегодня значительная часть лечебно-профилактических учреждений Украины не имеют технической возможности для проведения таких исследований. Решение данной задачи авторы видят в оснащении системы здравоохранения недорогими портативными приборами, которые могут быть использованы не только в кабинетах функциональной