УДК 621.225

О.Г. Аврунин, д-р техн. наук,
Х. Фарук
Харьковский национальный университет радиоелектроники, Харьков, Украина

О ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ СОВРЕМЕННОЙ ПРОПОРЦИОНАЛЬНОЙ ЕЛЕКТРОПНЕВМОАВТОМАТИКИ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА

TO A POSSIBILITY OF MODERN PROPORTIONAL AUTOMATICAL ELECTROPNEUMATIC DEVICES FOR MODELING HUMAN BREATHING

Введение

Применение современных информационных технологий в медицине позволяет существенно повысить качество диагностики и лечения различных патологий за счет предоставления клиницисту дополнительной, расширенной информации о патологическом процессе, использования высокоточной хирургической аппаратуры и средств функционального контроля. Актуальность методов компьютерного планирования оперативных вмешательств особенно остро проявляется в одной из наименее обеспеченной средствами функциональной диагностики областей — ринологии. Важной проблемой является повышение эффективности ринохирургических вмешательств, направленных на восстановление нарушений носового дыхания [1] (в Украине только риносинуситами страдают около 10% населения [2]), для реализации которых необходимы точные диагностические данные об аэродинамических характеристиках воздушного потока в носовой полости и анатомо-функциональном состоянии верхних дыхательных путей.

На основании этих данных с помощью методов компьютерного планирования хирургических вмешательств возможно про-гнозирование результата операции и моделирование требуемой конфигурации носовых проходов.

Постановка задачи исследования

Процесс транспортировки воздуха в легкие осуществляется путем трансформации мощности мускулов грудной клетки в мощность воздушного потока (расхода). Грудная клетка, состоящая из пассивной костно-хрящевой основы, соединенной связками и дыхательными мышцами, благодаря последним совершает поднятие–опускание ребер и движения купола диафрагмы [3].

За счет большого количества эластичной ткани легкие, обладая значительной растяжимостью, пассивно следуют за всеми изменениями конфигурации и объема грудной клетки. Чем больше разность между давлением воздуха внутри и снаружи легкого, тем больше они будут растягиваться.

Для иллюстрации такого характера функционирования грудной клетки служит модель Дондерса, в которой под стеклянным колпаком размещают легкие и резиновую мембрану, а давление измеряют манометром. Однако для реализации в такой модели колебательного гармонического режима течения воздуха необходимо ее дополнить соответствующим кинематическим приводом.

Основная часть

На рисунке 1 показана принципиальная схема имитатора системы дыхания человека, основанная на анализе записи аналогового сигнала электронного преобразователя расхода, показывающего на наличие гармонической функции изменения во времени, что для физического объекта в механике жидкостей и газов подобно однопоршневому насосу или компрессору с кривошипно-шатунным механизмом, расход воздуха которого носит в цилиндре (имитаторе легких) синусоидальный характер [4].

Пневматическую ветвь системы дыхания в каждом носовом проходе рассматриваем как комплекс последовательных сопротивлений:

1. Дроссель $ДР_{лкп}$ — аналог сопротивления клапана (крыльев носа) на входе в левый носовой проход, который автоматически закрывается (захлопывается) при интенсивном дыхании через нос;

2. Дроссель $ДР_{лкп}$ — аналог комбинации сопротивлений по длине и местных вдоль левого носового прохода;

3. $ДР_{прклп}$ и $ДР_{прклп}$ — сопротивления в правом носовом проходе, аналогичные указанным для левого прохода;

4. Сопротивление в полости рта дроссель $ДР_{р}$ включает местные сопротивления в виде внезапного сужения и расширения потока при прохождении воздуха через рот (губы) и потери по длине вдоль ротовой полости. В связи с существенно большей площадью полости рта по сравнению с носовыми проходами потерями по длине в полости рта можно пренебречь.

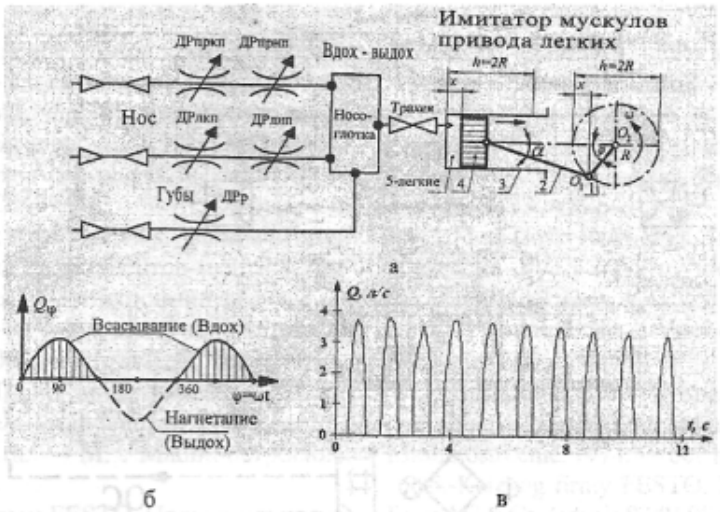

Рисунок 1 — Принципиальная схема имитатора системы дыхания человека на основе однопоршневого компрессора (а), индикаторная диаграмма компрессора (б) и натурная характеристика расхода при записи циклов только вдоха (в)

Принцип действия установки заключается в обеспечении с помощью кривошипа 1, вращающегося вокруг оси приводного вала, и передаче через шатун 2 в цилиндре 3 возвратно-поступательного перемещения поршню 4 [4]. За каждый оборот кривошипа поршень 4 совершает два хода, один из которых является ходом всасывания, а другой нагнетания (вытеснения). При ходе поршня 4 вправо объем рабочей камеры 5 (легких) увеличивается, в результате чего образуется пониженное по сравнению с атмосферным давление (вакуум или разряжение).

Благодаря разряжению воздух поступает в рабочую камеру 5 (легкие). При ходе поршня 4 влево объем рабочей камеры 5 цилиндра 3 уменьшается и воздух вытесняется в атмосферу. Ход поршня 4 равен двойному радиусу кривошипа 1.

Среднее и текущее значения подачи компрессора с учетом допущения о малости отклонения угла отклонения шатуна ($\alpha \approx 0$ и $\cos\alpha \approx 1$) [4]

$$Q_{ср} = 10^{-3} \cdot V_р \cdot n, \text{ л/мин};$$

$$Q_\varphi = v_п \cdot S_п = S_п \cdot R \cdot \omega \cdot \sin\varphi,$$

где [*см*³] — рабочий объем поршневой камеры с площадью поршня [*мм*²] и его ходом [*мм*],

- рабочий ход поршня (перемещение поршня из одного в противопо-ложное крайнее положение), *мм*,
- частота вращения кривошипа 1, *мин*⁻¹,
- радиус кривошипа 1 [*мм*], воздействующего на шатун 2,
- угловое положение кривошипа, град,
- рабочий ход поршня (перемещение поршня 4 в цилиндре 3 из одного в противоположного крайнее положение), *мм*.

Более перспективной является схема стенда с использованием пропорционального пневмораспределителя, обеспечивающая все возможные режимы дыхания с одновременным изменением частоты и амплитуды в функции времени.

Исходными данными для расчета параметров кривошипно-шатунного механизма для подачи воздуха или выбора пневмораспределителя являются:

- максимальный расход воздуха — 360 л/мин (6 *л/с*);
- минимальный расход воздуха — 18 *л/мин* (0,3 *л/мин*);
- максимальное количество циклов дыхания в единицу времени - 40 *вдохов/мин*;
- диапазон изменения расхода воздуха —20 (соотношение максимального и минимального расходов воздуха).

Так как расход воздуха зависит от частоты вращения кривошипа, приводимого во вращение гидромотором

$$Q_{\varphi,макс} = \pi \cdot 10^{-3} \cdot V_р \cdot n, \text{ л/мин},$$

то моделирование процесса дыхания при различных по частоте циклах (соответствующих частоте вращения кривошипа) и максимальном расходе не представляется возможным. Действительно, уменьшение частоты вращения *n*, т.е. частоты циклов "вдоха-выдоха" одновременно приводит к снижению максимального значения расхода $Q_{\varphi,макс}$. Таким образом, стендовая установка на основе кривошипно-шатунного механизма представляет собой однорежимный (для

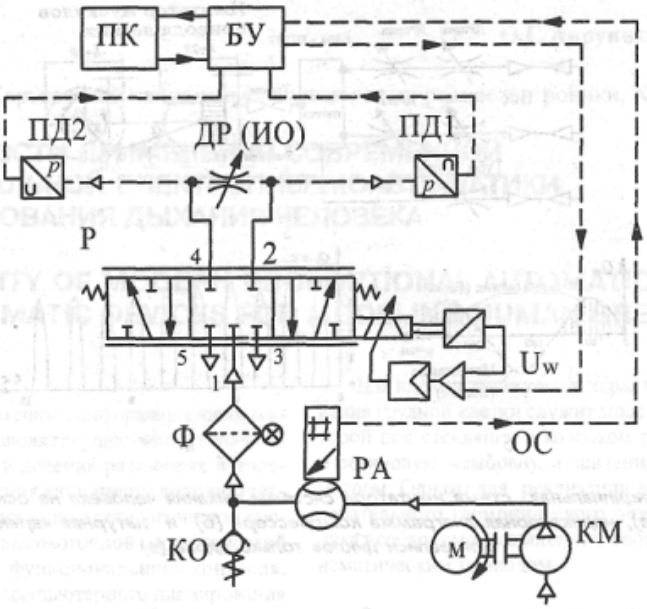

Рисунок 2 — Пневматическая принципиальная схема стенда для моделирования дыхания

заданного максимального расхода и частоты циклов) агрегат.

Для моделирования перепадно-расходных характеристик через носовые проходы с различными видами сопротивлений и с учетом инвариантности дыхания по аритмичности возможно использование пропорционального пневмораспределителя с аналоговым входным сигналом модели MPYE-5-1/4-010-B фирмы "Festo" [5]. На рисунке 2 приведена пневматическая принципиальная схема стендовой установки с указанным пневморапределителем.

Пневмораспределитель представляет собой трехпозиционный, пятилинейный пневмоаппарат в комбинации с внешним контроллером и датчиком положения золотника позволяет регулировать пропускаемый через сопротивление расход с заданными по частоте, амплитуде и времени параметрами в полном соответствии с реальными характеристиками дыхания. Максимальный пропускаемый расход до 1400 *л/мин*, давление до 1 *МПа*, аналоговый сигнал 0–10 *В*, минимальный гистеризис не более 0,4%, частота срабатывания до 90 *Гц*.

Объект испытаний ИО обозначен в виде регулируемого дросселя ДР, к которому подается расход воздуха от пнемораспределителя Р, питаемого от компрессора КМ с приводящим электродвигателем "м".

В нейтральном положении золотника пневмораспределителя полости исследуемого объекта 2 и 4, линия нагнетания компрессора 1 и слива 3 и 5 разобщены. В линии нагнетания установлены фильтр Ф с электрическим индикатором загрязненности и расходомер РА с электрическим выходным сигналом ОС. Преобразователи давления ПД1 и ПД2 с аналоговым выходом обеспечивают измерения перепада давлений на дросселе ДР при течении воздуха в прямом и реверсивном направлении. Персональный компьютер ПК и электронный блок управления БУ (контроллер) обеспечивают задание управляющих сигналов U_w расхода с требуемым быстродействием.

Выводы

Таким образом, изучение различных форм дыхания, от дыхания в норме, при котором возможны отклонения по частоте и (или) амплитуде, до дыхания с патоло-гией, характеризующегося интенсивными скачками циклов "вдох-выдох" и другими нарушениями, может быть смоделировано с помощью современных устройств электропнемоавтоматики с пропорциональным управлением в сочетании с микропроцессорной системой управления.

Перспективой работы является разработка законченной стендовой установки устройства для моделирования дыхания с режимами, задаваемыми интерактивно-графически с персонального компьютера, а так же ее исследование для выявления особенностей патологических состояний.

Литература

1. Руководство по ринологии / Под ред. Г.З. Пискунова. — М. : Литтерра, 2011. — 960 с.

2. Безшапочний, С.Б. Сучасні аспекти риносинуситів / С.Б. Безшапочний, В.В. Лобурець // Клінічна імунологія. Алергологія. Інфектологія.— 2007. — №6. — С. 43—48.

3. Медицинскій сайтЪ Badis. Анатомия и физиология человека для студентов-медиков. Физиология дыхания. [Електронний ресурс]. — 2010. — 21 с. — Режим доступа: http: badis. narod.ru/home/nauka/fiziologya/fizds_stm.html.

4. Башта, Т.М. Объемные насосы и гидравлические двигатели гидросистем: Учебник для вузов / Т.М. Башта. — М. : Машиностроение, 1974. — 606 с.

5. Каталог фирмы FESTO. Программа поставок Festo AG & Co. Издание 03/01 98 52880RU 400901MZ.

References

1. Rukovodstvo po rinologii / Pod red. G.Z. Piskunova. — M. : Litterra, 2011. — 960 p.

2. Bezshapochnyy S.B. Suchasni aspekty rinosinusitiv / S.B. Bezshapochnyy,V.V. Loburets // Klinichna imunologiya. Alergologiya. Infektologiya. — 2007. — P. 43—48.

3. Meditsinskiy saytBadis. Anatomiya I fiziologiya cheloveka dlya studentov-medikov. Fiziologiya dykhaniya [Elektronnyy pesyrs]. — 2010. — 21 p. — Rezhim dostupa://badis.narod.ru/ home /nauka/ fiziologya/fizds_stm.html.

4. Bashta, T.M. Obemnye nasosy i gidravlicheskie dvigateli gidrosistem: Uchebnik dlya / T.M. Bashta. — Mashinostroenie, 1974. — 606 p.

5. Katakog firmy FESTO. Programma postavok Festo AG & Co. Izdanie 03/01 98 52880RU 400901MZ.

Надійшла 10.04.2013 року

УДК 621.225

ДО МОЖЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ СУЧАСНОЇ ПРОПОРЦІЙНОЇ ЕЛЕКТРОПНЕВМОАВТОМАТІКІ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

О.Г. Аврунин, Х. Фарук

В роботі запропоновано використання пропорційного пневморозподілювача з електромагнітним управлінням для моделювання дихання людини при різних патологіях. Показано можливості моделювання перепадно-витратних характеристик повітряного потоку через носові проходи з різними видами аеродинамічних опорів з урахуванням інваріантності дихання за його аритмії. Розглянуто основи керування пропорційним пневморозподілювачом, який являє собою трьохпозиційний пятилинейний пневмоапарат в комбінації із зовнішнім контролером і датчиком положення золотника.

Запропоновано методику, яка дозволяє регулювати витрату повітря, що пропускається через опір, із заданими за частотою, амплітудою та часом параметрами у повній відповідності з реальними характеристиками дихання. Перспективою роботи є розробка закінченої стендової установки пристрою для моделювання дихання з режимами, які задаються інтерактивно-гра-

UDC 621.225

TO A POSSIBILITY OF MODERN PROPORTIONAL AUTOMATICAL ELECTROPNEUMATIC DEVICES FOR MODELING HUMAN BREATHING

O.G. Avrunin, H. Farouk

The use of proportional solenoid operated valves for simulation of human breathing at its various pathologies are proposed in the article. The main purpose of the article is to show the possibility of modeling differential flow rate characteristics of the air flow through the nasal airways with different types of aerodynamic resistances and taking into account the invariance of breathing arrhythmia.

The proposed methodic of control propor-tional valve allows adjustment of air flow through the aerodynamical resistance of a given frequency, amplitude and time parameters in full accordance with the actual characteristics of the human respiratory system and is a three-way five-lines pneumatic device in combination with an external controller and encoder spool.

The possibilities of modeling are described. The perspective of this work is to development a complete bench set the device to simulate the breathing mode, specified by the interactive graphic from the personal computer and research this device for identify of the

фічно з персонального комп'ютера, а також її дослідження для виявлення особливостей патологічних станів. Робота може бути використана для розробки систем функціональної діагностики зовнішнього дихання.

Ключові слова: носове дихання, повітряний потік, перепад тиску, електропневмоавтоматика, риноманометрія, моделювання, дихальні шляхи.

pathological characteristics. The work can be used for development systems for functional diagnostics of human respiratory tract.

Key words: nasal breathing, air flow, pressure drop, automatical electropneumatic devices, rhinomanometry, modeling, respiratory tract.