

**Математическое моделирование альвеолярного газообмена  
при проведении нагрузочных тестов**

А.В. Голов<sup>1</sup>, С.С. Симаков<sup>1</sup>

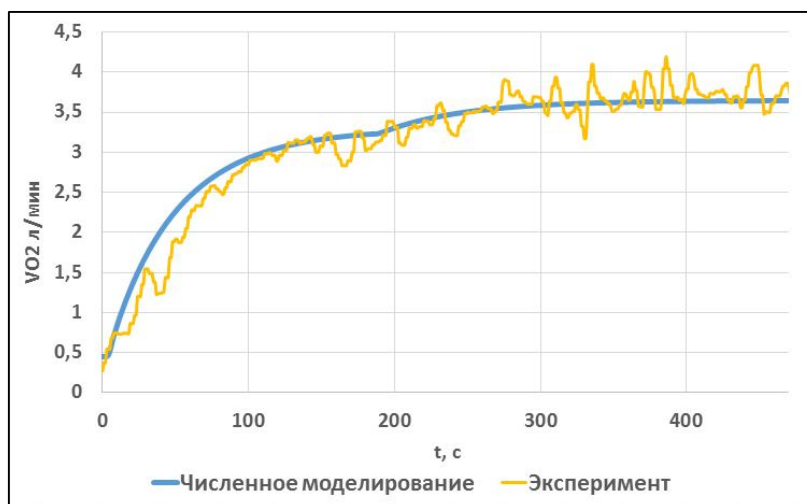
<sup>1</sup>Московский физико-технический институт (государственный университет)

Функциональные тесты с постепенно возрастающей нагрузкой по ступенчатому (incremental step test) и непрерывному (ramp test) протоколам с использованием велоэргометров, беговых дорожек и других видов эргометров являются наиболее распространенным и универсальным средством оценки уровня аэробных способностей спортсменов — анаэробного порога (АП), максимального потребления кислорода (МПК), а также способом диагностики кардиопульмональных нарушений в спортивной медицине [1]. Легочная вентиляция и потребление кислорода при субмаксимальных и максимальных нагрузках возрастают, причем оба показателя могут повыситься в 20-25 раз по сравнению с состоянием покоя, а частота дыхания может увеличиться до 60-70 дыханий в минуту [2].

В настоящем докладе рассмотрена методика численного моделирования альвеолярного газообмена в организме с учетом индивидуальной топологии трахейно-бронхиального дерева спортсмена с использованием экспериментальных данных по объемам поглощения O<sub>2</sub> и выделения CO<sub>2</sub> при различных уровнях физических нагрузок.

Для математического описания проводящей зоны трахейно-бронхиальной системы, включающей крупные воздушные пути, использовалась нестационарная, одномерная модель движения вязкой несжимаемой жидкости в иерархически ветвящейся системе эластичных трубок. Предположение о малой величине отношения диаметра к длине для каждой отдельной трубки позволяет считать линейную скорость и давление осредненными по поперечному сечению величинами, зависящими только от координаты вдоль трубки [3,4]. Для описания динамики в переходной зоне, имеющей мелкую структуру, состоящую из большого количества бронхиол и альвеолярных объемов, применялась модель, основанная на представлении легкого в виде резервуара переменного объема. Механические свойства одной компоненты определялись сопротивлением дыхательных путей по аналогии с [5]. Расчет переноса веществ и газообмена с кровью основывался на использовании конвективно-диффузионных уравнений [3]. Процесс обогащения крови кислородом и выведения углекислого газа в альвеолярных объемах и соответствующих сосудах малого круга кровообращения моделировался с помощью учета дополнительного диффузионного потока [6]. Структура трахейно-бронхиального дерева была построена на основе анонимизированных данных

компьютерной томографии легких с использованием алгоритмов сегментации и скелетонизации (конвертации трехмерной сети в одномерную) из [7].



**Рис. 1 ступенчатый нагрузочный тест**

Данная модель позволяет проводить численные оценки толерантности организма к физическим нагрузкам с точки зрения эффективности газообмена в легких рис. 1. Например, модель может быть использована для определения максимальных нагрузок, которые готов выдержать спортсмен в заданном режиме, либо расчетов индивидуальных параметров дыхания (частота, объем), при которых в определенном состоянии газообмен будет оптимален.

#### **Литература**

1. *D. C. Poole, A.M. Jones, Oxygen uptake kinetics // Comprehensive Physiology 2012, 2:933-996*
2. *H.B. Rossiter, Exercise: kinetic consideration for gas exchange // Comprehensive Physiology 2011, 1:203-244*
3. *S.S. Simakov, A.S. Kholodov, Computational study of oxygen concentration in human blood under low frequency disturbances // Mathematical Models and Computer Simulations, 2008; 1(2):283-295.*
4. *С.С. Симаков, А.С. Холодов, Численный анализ воздействия акустических возмущений на функцию легких и гемодинамику малого круга кровообращения // В сб. Медицина в зеркале информатики, М.: Наука, 2008, С.45-75.*
5. *А.И. Дьяченко Исследование однокомпонентной модели механики легких, Медицинская биомеханика –Рига 1986 –Т. 1 с. 147-152*
6. *Физиология человека /под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса — М.: Мир, 2005 — 285 с.*
7. *T Gamilov, Yu Ivanov, P Kopylov, S Simakov, Yu Vassilevski, Patient specific haemodynamic modeling after occlusion treatment in leg // Mathematical Modelling of Natural Phenomena, 2014, 9(6):85-97.*