

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

УДК 533.15: 612.22

А.А. Хрущенко, К.М. Арефьев

Санкт-Петербургский государственный политехнический университет

РАСЧЕТ КИСЛОРОДНОГО МАССООБМЕНА В ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА

В статье рассматривается влияние диффузионной способности легких на процесс переноса кислорода из газовой фазы альвеол в кровь капилляров легких. Основной перенос кислорода в крови осуществляется в связанном состоянии с гемоглобином эритроцитов. Поэтому на диффузионную способность легких по транспорту газов, кроме диффузии через ткани, оказывает влияние скорость реакции кислорода с гемоглобином и проницаемость мембраны эритроцита. С использованием различных литературных источников проведен анализ зависимости скорости реакции кислорода с гемоглобином от напряжения кислорода. Проведена оценка скорости реакции кислорода с гемоглобином; при этом применялась математическая модель легких, а также использовались экспериментальные данные, опубликованные в литературе. Получено хорошее согласие результатов численного расчета с экспериментом.

ДИФфуЗИОННАЯ СПОСОБНОСТЬ, СКОРОСТЬ РЕАКЦИИ КИСЛОРОДА С ГЕМОГЛОБИНОМ, ПРОНИЦАЕМОСТЬ МЕМБРАНЫ ЭРИТРОЦИТА, ПЕРЕНОС КИСЛОРОДА ИЗ ГАЗОВОЙ ФАЗЫ В КРОВЬ.

Изучение кислородного массообмена в легких и разработка соответствующих методов расчета является актуальной задачей физиологии как теоретической основы медицины. Особые трудности при расчетах возникают из-за противоречивых опытных данных по скорости поглощения кислорода гемоглобином в эритроцитах крови, протекающей по легочным капиллярам.

В настоящей статье предпринята попытка разрешения этой проблемы, а также даются примеры расчетов кислородного массообмена для разных случаев.

В начальный период изучения кислородного массообмена в легких человека были введены представления о диффузионной способности D_L , $[мл_о \cdot мин^{-1} \cdot (мм \text{ рт.ст.})^{-1}]$, легочной системы в целом и предложено следующее соотношение [1 – 4]:

$$\frac{1}{D_L} = \frac{1}{D_M} + \frac{1}{\Theta V_C},$$

где D_M , $[мл_о \cdot мин^{-1} \cdot (мм \text{ рт.ст.})^{-1}]$ – диффузионная способность переноса кислорода

из альвеол через альвеолярно-капиллярную мембрану в кровеносные сосуды; Θ , $[мл_о \cdot мин^{-1} \cdot (мм \text{ рт.ст.})^{-1} \cdot мл_{bl}^{-1}]$ – скорость реакции кислорода с гемоглобином (Hb); V_C , $[мл_{bl}]$ – объем крови, находящейся в легочных капиллярах.

Основной перенос кислорода кровью осуществляется в его связанном состоянии с гемоглобином. В работах [1 – 4] сообщаются результаты экспериментальных исследований скорости насыщения гемоглобина кислородом (оксигенации). Установленные значения скорости Θ в большинстве случаев не согласуются между собой.

В альвеолы (легочные пузырьки) кровь поступает с гемоглобином, насыщенным кислородом до 70% или несколько выше. В капиллярах происходит насыщение крови (в пределе до 100%), значения Θ обычно меняются примерно от 1,5 $[мл_о \cdot мин^{-1} \times (мм \text{ рт.ст.})^{-1} \cdot мл_{bl}^{-1}]$ до значений, приближающихся к нулю. В работах рассматриваемого начального периода выполнены расчеты насыщения крови кислородом в ка-

пиллярах, а также значений D_L для тех или иных условий. Эти расчеты носили, по большей части, оценочный характер. В работе [5] скорость оксигенации определялась для отдельных капель крови (зажатых между двумя газопроницаемыми мембранами), взятых из проб, отвечающих различным временам процесса. Сам прибор основан на измерении поглощения красного и инфракрасного излучения с предварительной градуировкой по опытам с ненасыщенным и полностью насыщенным гемоглобином. Однако наши оценки кислородного массообмена в легких человека с использованием этих значений Θ приводят к слишком быстрому насыщению крови, по сравнению с имеющимися опытными данными. Как сообщается в статье [6], известный специалист по строению легких и процессам дыхания Э.Р. Вейбель [7] предложил использовать в расчетах существенно более низкие значения Θ , по сравнению с результатами, имеющимися в то время. На рис. 1 дается сравнение значений Θ , предложенных Вейбелем, с опытными данными [4]. В этой работе значения Θ устанавливались из химического анализа кислорода в пробах крови.

Сравнение значений Θ , полученных в работе [5], с рекомендованными Вейбелем, дается далее на рис. 2 для уровня насыщения кислородом свыше 70 %, т. е. в рабочем диапазоне.

Следует подчеркнуть, что значения Θ определяются средним напряжением кислорода в эритроцитах, а не в плазме крови, хотя иногда такое различие не учитывается. Предпринятые оценки с использованием представлений, развитых в работе [7], показывают, что, например, при $\Theta = 1$ [мл_о · мин⁻¹ · (мм рт.ст.)⁻¹ · мл_{bl}⁻¹] среднее значение напряжения кислорода в эритроцитах ниже такового в плазме крови не более, чем на несколько процентов.

Под напряжением кислорода в плазме крови или в эритроцитах подразумевается его давление над кровью, измеряемое в миллиметрах ртутного столба, в равновесном состоянии с жидкостью, с учетом растворимости. Газ считается идеальным. Под объемом кислорода O_2 понимается объем идеального газа при нормальных условиях, причем 1 мл кислорода соответствует его массе 1,43 мг.

Следует также отметить, что при уменьшении значений Θ должна пропорционально уменьшаться величина относительного понижения напряжения кислорода в эритроцитах. В любых случаях можно не учитывать погрешность, связанную с различием напряжения кислорода в крови и в отдельных эритроцитах. На рис. 2 приведены значения Θ по рекомендации Вейбеля и полученные расчетным путем по зависимости степени насыщения гемоглобина

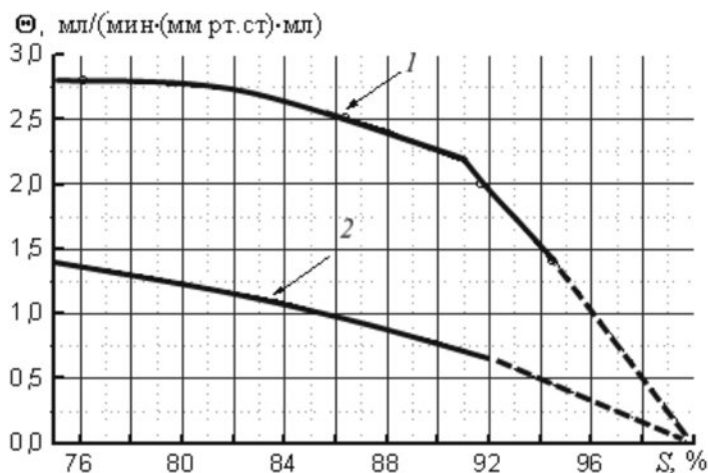


Рис. 1. Зависимости скорости реакции кислорода с гемоглобином Θ от его насыщенности кислородом S . Сравнение значений Θ , полученных в работе [4] (кривая 1), с рекомендованными Вейбелем [6] (2)

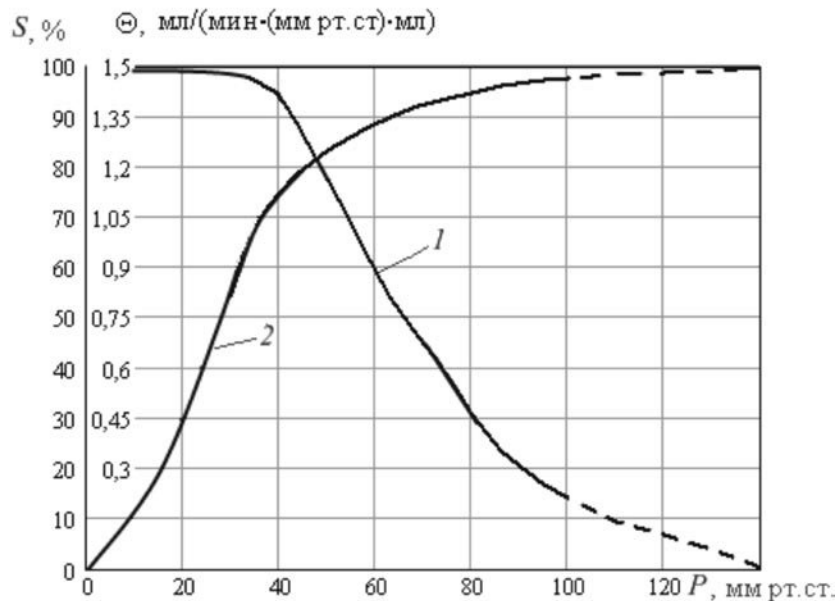


Рис. 2. Зависимости скорости реакции кислорода с гемоглобином (1) и величины насыщения гемоглобина (2) от напряжения кислорода в крови. Концентрация диоксида углерода в легких принята равной 10 мм рт.ст.

от напряжения кислорода в эритроцитах. Представленные значения Θ будут использоваться далее в настоящей статье при расчетах кислородного массообмена.

В работе [8] приведен приближенный вывод формулы осредненной скорости реакции кислорода с гемоглобином в эритроците Θ_t [$\text{мл}_o \cdot \text{мин}^{-1} \cdot (\text{мм рт.ст.})^{-1} \cdot \text{мл}_{\text{Hb}}^{-1}$], причем $\Theta_t = \Theta/h$, где h , $\text{мл}_{\text{Hb}} / \text{мл}_{bl}$ – показатель гематокрита, т. е. относительный объем гемоглобина в эритроците.

В среднем для здорового мужчины $h = 0,50$, для женщины $h = 0,45$, и обычно в оценках для них принимают одинаковое значение $h = 0,50$. Приближенные формулы для Θ_t при высоких уровнях насыщения гемоглобина кислородом имеют вид

$$\Theta_t = h\Theta = \frac{h\alpha_{bl} \left(\frac{S_e}{V_e} \right)}{\frac{\delta}{D_{bl}} + \frac{1}{\text{Sh}D_e} \left(\frac{V_e}{S_e} \right)} \cdot M; \quad (1)$$

$$M = 1 + \frac{D_{\text{Hb}}}{D_e} [\text{Hb}]_T \frac{\beta}{\alpha_e}. \quad (2)$$

В приведенных соотношениях α_{bl} – растворимость кислорода в плазме крови; S_e/V_e – среднее значение отношения площа-

ди поверхности эритроцита к его объему; δ – толщина невозмущенного слоя плазмы крови у наружной поверхности эритроцита; D_{bl} , D_e – коэффициенты диффузии кислорода в плазме крови и в эритроците, соответственно; Sh – число Шервуда, т. е. средний массовый коэффициент переноса, который определяет значение внутреннего градиента напряжения кислорода у границы эритроцита; α_e – растворимость кислорода в эритроците; $[\text{Hb}]_T$ – полная концентрация гемоглобина в эритроците, $\beta = dS/dP_o$ – производная от степени насыщения гемоглобина кислородом S по напряжению кислорода P_o в эритроците. Значения β меняются вдоль кривой насыщения и приближаются к нулю при величине S , стремящейся к единице. В расчетах для эритроцита принималось значение числа Шервуда $\text{Sh} = 2$ на основании решения задачи, полученного для короткого цилиндра, имитирующего форму эритроцита.

В упомянутой ранее работе [5] принималось изменение величины δ от 2,0 до 0,5 мкм. При низких значениях δ авторы получали более высокие значения Θ . Эритроциты в среднем имеют диаметр порядка 8 мкм и толщину 1,6 мкм. Характер их движения

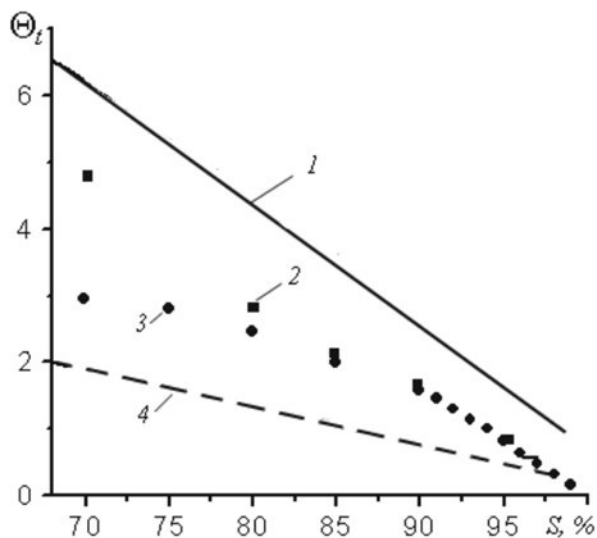


Рис. 3. Сравнение модельных расчетов кислородной диффузионной емкости Θ_t (1, 4) (выполнены по формулам (1) и (2)) как функции от S , с экспериментальными данными из статьи [5] (2) и с рекомендованными Вейбелем (3); принятые расчетные значения δ , мкм: 0,5 (1) и 2,0 (4); $h = 0,5 \text{ мл}_{\text{Hb}}/\text{мл}_{\text{bl}}$

в капиллярах со средним диаметром около 8 мкм носит сложный характер. На рис. 3 представлены кривые Θ/h [$\text{мл}_o \cdot \text{мин}^{-1} \times (\text{мм рт.ст.})^{-1} \cdot \text{мл}_{\text{Hb}}^{-1}$] при высоких значениях степени насыщения S , построенные с учетом приведенных в работе [8] расчетов по формулам (1) и (2), а также опытные данные по величине Θ , взятые из статьи [5], и эффективные значения этой величины по Вейбелю [6].

Формулы (1) и (2) являются приближенными и дают только общий характер зависимостей. Тем не менее, из графиков на рис. 3 видно, что данные опытов из статьи [5] в главных чертах согласуются с расчетной кривой при $\delta = 0,5$ мкм. То же самое можно сказать и о значениях величин Θ_t , отвечающих рекомендациям Вейбеля: они лежат выше кривой для $\delta = 2$ мкм, но ниже опытных значений статьи [5]. Полученная картина носит качественный характер, однако свидетельствует об отсутствии существенных противоречий между рекомендациями Вейбеля и экспериментальными данными [5] при повышенных уровнях насыщения гемоглобина.

Есть еще одна причина понижения величины Θ . В работе [9] показано, что при взаимодействии эритроцита со стенками капилляров внутри него возможна электростатическая перестройка полярных молекул в бинарном граничном слое, приводящая к уменьшению проницаемости мембраны эритроцита. Кроме того, эритроцит с запасенным кислородом не отдает его сразу после попадания в поток крови в сосудах большого диаметра (это известный физиологический факт). Только после попадания в узкие сосуды в различных органах (мышцы, глаза, мозг и др.) эритроцит начинает отдавать кислород в результате взаимодействия со стенками. Это показано в опытах работы [9], выполненных с потоком непрерывно перемешиваемой крови, находящейся в контакте с воздухом. Изменение насыщения гемоглобина кислородом непрерывно измерялось с помощью оптического оксигенометра. Показано, что с повышением площади контакта крови с воздухом скорость оксигенации при приближении насыщения гемоглобина к 100 % резко понижается. В опытах по деоксигенации выяснено, что при воздействии переменного электрического поля с частотой около 50 Гц скорость процесса понижается, что связано с диэлектрической перестройкой ионов внутри эритроцита в граничном слое.

Таким образом, можно считать, что предложенное Вейбелем понижение эффективных значений Θ (с учетом выясненных в работе [9] факторов) также оправдано.

С появлением современных компьютеров и методов программирования расчеты кислородного массообмена в легких человека стали давать более полное описание процессов. В работах [10, 11] одновременно вычисляются как поступление кислорода в кровь, так и потребление его в тканях, а также оценочно учитываются воспроизводство гемоглобина в костном мозге и затраты энергии на мышечную работу дыхания. Для расчетов подобного рода необходимо использовать значительное число характеристик тканей (дополнительно к параметрам, относящимся непосредственно к легким). Требуемые характеристики могут

существенно различаться для разных людей, поэтому необходимо проведение дополнительных исследований, что зачастую и делалось. Удаётся при соответствующем наборе значений параметров, характеризующих кислородный массообмен в легких и другие факторы (например, поглощение кислорода в тканях, вывод диоксида углерода и прочие), получить достаточное соответствие расчетных результатов экспериментальным данным по величинам, относящимся к дыханию, в частности по изменению парциального давления кислорода в альвеолах и напряжения в капиллярах. Естественно, необходимо и в дальнейшем развивать и уточнять такие методы расчета.

Вместе с тем, нужны и более детальные расчеты массообмена в легких, например, по методу, развитому в работе [12], где требуются только данные, определяющие перенос кислорода непосредственно в легких. Авторами использованы значения скорости реакции кислорода с гемоглобином Θ , рекомендованные Вейбелем. Результаты расчетов согласуются с опытными данными, полученными, например, при дыхании человека на разной высоте над уровнем моря. Рассматриваемый метод расчета достаточно подробно изложен в цитируемой выше статье. При описании строения легких используется модель Вейбеля [7] с учетом цифровых данных по альвеолярно-капиллярной структуре. В частности, для здоровых легких толщина мембраны, через которую кислород из альвеолы проникает (диффундирует) в кровь, принимается равной 0,54 мкм. Коэффициент диффузии кислорода в скелетных мышечных волокнах в условиях их относительного покоя у различных позвоночных равняется $(0,9 - 1,8) \cdot 10^{-10} \text{ м}^2/\text{с}$ [13]. Эти значения коэффициента диффузии кислорода ниже, чем коэффициент диффузии в воде, в среднем на порядок. В случае болезненных состояний толщина мембраны может увеличиваться. В расчетной схеме [12] используются два исходных уравнения: баланса при вдохе и выдохе расхода кислорода, а также массообмена этого газа между альвеолами и кровью, протекающей по капил-

лярам. Разработана программа, которая позволяет учитывать разнообразные факторы, влияющие на кислородный массообмен (например, вентиляционно-перфузионное отношение). При этом могут использоваться параметры, отвечающие как спокойному дыханию, так и усиленному при выполнении человеком физической нагрузки. Во втором случае увеличиваются расходы как воздуха, так и крови; дополнительно включаются ранее не задействованные кровеносные сосуды. В расчетах число дополнительно включенных капилляров задается таким, чтобы скорость крови в них оставалась такой же, как и при спокойном дыхании. При этом увеличивается газообменная поверхность легких в соответствии с повышением числа работающих сосудов.

Кроме того, оказалось возможным использовать метод работы [12] для моделирования болезненных состояний легких человека [14]. Основные параметры состояния легких у пациентов были взяты из данных предварительных клинических обследований [2]; при этом оказалось, что результаты расчетов соответствуют указанным данным обследований.

Метод расчета [12] с использованием значений Θ по Вейбелю может быть рекомендован как часть общих расчетов кислородных массообменных процессов в организме человека, так как дает достоверные результаты по потреблению кислорода в легких.

Особый интерес представляют расчеты кислородного обмена в легких физически здоровых мужчин, занимавшихся в прошлом каким-либо видом спорта. Для обследования их дыхания было выбрано девять человек в возрасте от 19 до 35 лет (средний возраст — 26 лет) с различными уровнями физического развития. Данные о таких испытаниях приведены в работе [15]. У всех испытуемых, которые жили рядом с местом исследования (Дарем, Северная Каролина, высота 460 м над уровнем моря) и были некурящими, не выявлено нарушений здоровья и конкретно легочных заболеваний. Обследования проводились при условиях, отвечающих различной высоте над уровнем моря в состоянии покоя, и при трех

Таблица

Сопоставление результатов расчета параметров кислородного массообмена в легких человека с экспериментальными данными

P_{air} , мм рт.ст.	Режим опыта	Результат измерения [15]				Расчет				
		V_A/Q	f , мин ⁻¹	V_E , л/мин	$Q_T/60$, л	P_V	P_o	P_A	P_o	P_A
<i>Объект опыта – С.М.</i>										
760	(0)	0,88	14	10,1	0,132	39	86,6	99,3	85,4	90–104
	I	–	23	30,1	0,23	30	93,5	103,9	94	104–122
	II	–	25	43,1	0,308	30	88,5	106,9	88,5	106–126
	III	2,69	40	70,5	0,382	29,1	91,5	118,8	913	115–131
632	(0)	–	14	12,9	0,153	36,6	64,4	80,0	71	78–90
	I	1,67	26	31,1	0,255	27,9	60,9	78,8	64	84–98
	II	–	30	44,6	0,322	26,1	60,6	82,4	68	87–102
	III	–	36	81,3	0,391	23,2	60,9	89,2	66	95–110
523	(0)	0,90	14	12,1	0,166	33,7	49,8	59	60	62–72
	I	1,80	24	35,6	0,28	19,3	38,3	69,7	63	66–80
	II	2,40	31	55,3	0,336	16,6	39,2	56,7	66	71–84
429	(0)	1,40	16	19,3	0,183	25,9	38,5	49,3	52	55–64
	I*	–	14	10,4	0,150	41,7	316,9	–	100	182–229
<i>Объект опыта – С.Вд.</i>										
760	(0)	2,44	19	17,0	0,095	35,6	119,3	126,6	100	117–127
	I	1,99	30	34,0	0,245	31,8	93,8	97,6	98	110–125
	II	2,22	35	50,2	0,335	31,3	90,9	105,4	97	113–128
	III	2,63	59	50,8	0,263	24,1	91,1	110,4	99	118–127
632	(0)	1,66	20	15,5	0,123	33,1	84,9	92,0	82	89–98
	I	3,65	33	38,4	0,222	22,3	81,1	82,5	89	99–110
	II	2,96	38	43,6	0,210	19,1	70,6	80,8	86	96–106
	III	2,54	43	58,5	0,340	21,8	59,9	83,6	82	92–105
<i>Объект опыта – М.С.</i>										
760	(0)	2,30	19	17,7	0,108	34,1	120,3	119,8	100	114–125
	I	2,38	30	29,6	0,175	21,3	101,6	99,6	99	111–123
	II	2,48	35	46,4	0,276	22,2	97,0	106,7	99	112–127
	III	2,31	59	64,1	0,398	22,0	91,3	107,8	98	113–126
632	(0)	1,86	20	15,3	0,110	33,9	84,7	88,3	87	92–100
	I	2,10	33	30,6	0,205	27,0	77,7	82,9	86	91–101
	II	2,19	38	50,6	0,343	25,5	68,7	85,7	84	90–103
	III	3,16	43	74,1	0,357	18,1	64,8	89,5	86	95–108
523	(0)	2,37	20	18,3	0,108	35,9	69,6	73,8	76	80–86
	I	2,44	29	28,5	0,165	21,7	55,9	64,7	71	75–83
	II	3,30	36	48,0	0,215	12,5	45,7	67,8	72	77–86
	III	3,65	43	74,9	0,313	13,0	41,9	72,8	70	78–88
429	(0)	2,68	23	19,2	0,098	28,6	57,4	59,5	61	66–70
	I	–	30	31,7	0,167	14,2	35,4	51,4	56	61–68

Окончание таблицы

P_{air} , мм рт.ст.	Режим опыта	Результат измерения [15]				Расчет				
		V_A/Q	f , мин ⁻¹	V_E , л/мин	$Q_T/60$, л	P_V	P_o	P_A	P_o	P_A
	II	2,56	41	57,6	0,335	15,5	31,4	57,9	52	61–69
	III*	1,55	36	40,8	0,380	38,6	354,5	344,0	100	253–300

Обозначения: P_{air} – атмосферное давление; V_A/Q – вентиляционно-перфузионное отношение; f – частота дыхания; V_E – объем воздуха, проходящего через легкие за минуту; Q_T – объем крови, циркулирующей через легкие за минуту; P_V – напряжение кислорода в венозной крови (перед легочными капиллярами); P_o – напряжение кислорода в артериальной крови (большого круга кровообращения); P_A – давление кислорода в альвеоле.

Примечание. Звездочкой отмечены опытные данные при дыхании чистым кислородом.

уровнях физической нагрузки: легкие (I), умеренные (II) и тяжелые (III) упражнения на велоэргометре (в зависимости от состояния субъекта). Выбор рабочего режима для основного эксперимента был таким, чтобы дать сердцу нагрузки, соответствующие пульсу 120 (I), 150 (II) и 180 (III) уд./мин при трех указанных уровнях сложности физических уравнений. Условия, отвечающие разным высотам над уровнем моря, были смоделированы в гипобарической камере. Каждое упражнение длилось 7 – 9 мин, измерения начинались с шестой минуты (момент достижения стационарного состояния). До начала контрольных измерений испытуемые длительное время находились в состоянии покоя. После каждого упражнения мужчины отдыхали, чтобы восстановиться и вернуться к частоте сердечных сокращений, близких к соответствующим значениям в состоянии покоя. Эти периоды отдыха длились примерно 15, 20 и 25 мин после легких, средней тяжести и тяжелых упражнений соответственно.

В таблице представлены результаты измерений, характеризующих перенос кислорода из газовой фазы альвеол легких в кровь для троих из девяти испытуемых. Имена этих лиц обозначены инициалами С.М., С.Вд. и М.С. В таблице приведены результаты как для дыхания в состоянии покоя (0), так и для дыхания при выполнении физических нагрузок различного уровня (I – III).

Значения напряжения кислорода в крови определялось в опытах по пробе артери-

альной крови (после сердца), помещенной в хроматограф марки Вариан-3700.

Давление кислорода в альвеоле измерялось по выдыхаемому воздуху с помощью газоанализатора (в таблице представлены средние значения этой величины за периоды вдоха и выдоха). В таблице также приведены значения величин, рассчитанные по методу [12]: напряжение кислорода в крови после насыщения в альвеолах, средние значения парциального давления кислорода в альвеоле и объем крови в легочных капиллярах.

Пример расчета. Моделируем случай дыхания испытуемого СМ, используя данные измерений, представленных в таблице. Рассмотрим состояние покоя. Если принять объем вдыхаемого воздуха (в среднем) равным $V_T = 0,72$ л, а частоту дыхания $f = 14$ цикл/мин, то получим объем $V_E = 10,1$ л. Расход крови, проходящей через легкие, $Q_T = 7,9$ л/мин. В результате вентиляционно-перфузионное отношение в данном случае составит $V_A/Q = 0,88$. Толщину мембраны зададим равной 0,54 мкм в соответствии со среднестатистическими данными Вейбеля, относящимися к здоровым легким. Из расчета по формуле (2) получаем значение диффузионной способности мембраны легких $D_M = 17,2$ мл·мин⁻¹ × (мм рт.ст.)⁻¹. Аналогично приведенному примеру моделируются варианты при дыхании под нагрузкой и при различном внешнем давлении.

Расчеты показали, что у первых двух испытуемых выход кислорода из альвеол через



Рис. 4. Сравнение экспериментальных (2, 4) и расчетных (1, 3) данных по парциальному давлению кислорода в альвеолах (1, 2) и по напряжению кислорода в крови (3, 4) испытуемых мужчин в зависимости от уровня физической нагрузки (0, I, II, III).

Испытания проведены при значениях атмосферного давления 755 (а) и 632 (б) мм рт.ст.

альвеолярную мембрану затруднен. Увеличение в два раза диффузионной способности мембраны у этих мужчин приводит к соответствию расчетных и измеренных напряжений кислорода в крови.

При использовании результатов проведенного моделирования отклонение расчетных данных от экспериментальных значений стало небольшим для дыхания без нагрузки. При дыхании под нагрузкой возрастают расходы как крови, так и воздуха. Как указывалось выше в данной статье, в легких включаются неиспользуемые ранее капилляры, т. е. возрастает объем крови V_C и, соответственно, газообменная поверхность легких. Легкие тех людей, которые ранее активно занимались спортом (либо продолжают им заниматься), более подготовлены к переносу кислорода из газовой фазы в кровь капилляров, поэтому процессы увеличения V_C и газообменной поверхности облегчены. При подборе повышенных значений V_C , отвечающих уровням нагрузки, удается получать расчетные значения величин, согласующиеся с опытными данными. Для наглядности результаты двух вариантов испытаний представлены на рис. 4.

На рис. 4 проведено сопоставление экспериментальных (взяты из работы [15]) и расчетных данных (расчеты выполнены нами). По вертикальной оси отложены две

физические величины: среднее за дыхательный цикл давление кислорода в альвеолах (символы 1, 2) и напряжение в крови испытуемых на выходе из капилляров (3, 4). Уровень физической нагрузки представлен номерами: 0 – отсутствие нагрузки; I, II, III – уровни нагрузки, при которой пульс испытуемых мужчин составлял 120, 150 и 180 уд./мин. Представлены два варианта атмосферного давления: близкого к нормальному и пониженного.

Как видно из графиков и данных таблицы, различие расчетных и экспериментальных данных составляет от нескольких процентов до 10% в некоторых случаях. Причинами указанного различия могут быть отклонения от средних значений показателя гематокрита (обычно не более чем на 20 – 30 %). Экспериментальные данные имеют погрешности измерений. Но важно отметить, что в целом результаты расчета достаточно полно согласуются с опытными данными.

Для остальных шести испытуемых мужчин (для них данные в таблице не приводятся) нами получены результаты, аналогичные представленным для трех первых субъектов.

В заключение статьи отметим, что разработанный метод расчета кислородного массообмена в легких человека позволяет

получать надежные (в достаточной мере) результаты как для случаев спокойного дыхания, так и дыхания при выполнении физических нагрузок. Метод может быть также

использован в полных расчетах процессов потребления кислорода человеческим организмом для исходной фазы вычислений процессов переноса кислорода в легких.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Gibson Q.H., Kreuzer F., Meda E., Roughton F.J.W.** The kinetics of human hemoglobin in solution and in the red cell at 37°C // *J. Physiol. Lond.* 1955. № 129. P. 65-89.
2. **Гриппи М.З.** Патофизиология легких. М.: Бином, Х.: МТК-книга, 2005. 304 с.
3. **Roughton F.J.W., Forster R.E.** Relative importance of diffusion and chemical reaction rates in determining rate of exchange of gases in the human lung, with special reference to true diffusing capacity of pulmonary membrane and volume of blood in the lung capillaries // *J. Appl. Physiol.* 1957. Vol. 2. P. 290-302.
4. **Staub N.C., Bishop J.M., Forster R.E.** Importance of diffusion and chemical reaction rates in O₂ uptake in the lung // *J. Appl. Physiol.* 1962. № 17(1). P. 21-27.
5. **Heidelberger E., Reeves R.B.** O₂ transfer kinetics in a whole blood unicellular thin layer // *J. Appl. Physiol.* 1990. № 68. P. 1854-1864.
6. Физиология дыхания. Отв. ред. Бреслав И.С., Исаев Г.Г. СПб.: Наука, 1994. 680 с.
7. **Вейбель Э.З.** Морфометрия легких человека. М.: Медицина, 1970. 175 с.
8. **Chakraborti S., Balakotaiah V., Bidani A.** Diffusing capacity reexamined: relative roles of diffusion and chemical reaction in red cell uptake of O₂, CO, CO₂, and NO // *J. Appl. Physiol.* 2004. № 97. P. 2284-2302.
9. **Фок М.В., Грачев В.И., Зарицкий А.Р., Прокопенко Г.А.** Эритроцит как физическая система // Препринты ФИАН. М.: 1991. № 50, 51 р.
10. **Колчинская А.З., Пшеничный Б.Н. и др.** Моделирование динамики массопереноса газов в организме человека // *Кибернетика и вычислительная техника.* 1978. Вып. 41. С. 54-61.
11. **Бухаров И.З.** Система транспорта кислорода: Оптимизационно-технический подход и математическое моделирование. Автореферат дис. ... доктора технических наук. М.: 2002. 29 с.
12. **Хрущенко А.З.** Моделирование нестационарного газообмена в легких человека // *Научно-технические ведомости СПбГПУ.* 2006. № 6-1 (48) С. 183-188.
13. **Баранов В.И., Беличенко В.М., Новосельцев С.В., Шошенко К.А.** Коэффициент диффузии кислорода в мышечном волокне и факторы, на него влияющие // *Физиология мышечной деятельности: Тез. докл. Междунар. конф. М.: 2000. С. 25-26.*
14. **Хрущенко А.А., Арефьев К.М.** Возможности моделирования болезненных состояний легких человека // *Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки.* 2011. № 3 (129). С. 118-123.
15. **Torre-Bueno J.R., Wagner P.D., Saltzman H.A., Gale G.E., Moon R.E.** Diffusion limitation in normal humans during exercise at sea level and simulated altitude // *J. Appl. Physiol.* 1985. Vol. 58. № 3. P. 989-995.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

ХРУЩЕНКО Александр Анатольевич — ассистент кафедры «Гидроаэродинамика» Санкт-Петербургского государственного политехнического университета.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
hrushenko@mail.ru

АРЕФЬЕВ Константин Максимович — доктор технических наук, профессор кафедры «Гидроаэродинамика» Санкт-Петербургского государственного политехнического университета.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
garefiev@gmail.com

Hrushchenko A.A., Aref'ev K.M. THE CALCULATION OF OXIGEN MASS EXCHANGE IN HUMAN LUNGS.

The article considers the impact of the diffusion capacity of the lungs to process oxygen transfer from the gas phase of the alveoli into the blood capillaries of the lungs. The main transport of oxygen in the blood takes place in a bound state with the hemoglobin of red blood cells. Therefore, the diffusion capacity

of the lungs to transport gases other than diffusion through tissue affects the rate of reaction of oxygen with hemoglobin and red blood cell membrane permeability. The dependence of the reaction rate of oxygen on hemoglobin oxygen tension is analyzed using various literary sources. Using a mathematical model of the lungs and experimental data taken from the literature the rate of oxygen reaction with hemoglobin was evaluated. Numerical results when compared with the experimental data showed a good result.

DIFFUSION CAPACITY, OXYGEN REACTION RATE WITH HEMOGLOBIN, PERMEABILITY OF THE ERYTHROCYTE MEMBRANE, OXYGEN TRANSFER FROM GAS PHASE INTO BLOOD.

REFERENCES

1. **Gibson Q.H., Kreuzer F., Meda E., Roughton F.J.W.** The kinetics of human hemoglobin in solution and in the red cell at 37°C. *J. Physiol. Lond.*, 1955, No. 129, pp. 65-89.
2. **Grippi M.3.** Патфизиология legkikh. Moscow, Binom, Kh.: MTK-kniga, 2005, 304 p. (rus)
3. **Roughton F.J.W., Forster R.E.** Relative importance of diffusion and chemical reaction rates in determining rate of exchange of gases in the human lung, with special reference to true diffusing capacity of pulmonary membrane and volume of blood in the lung capillaries. *J. Appl. Physiol.*, 1957, Vol. 2, pp. 290-302.
4. **Staub N.C., Bishop J.M., Forster R.E.** Importance of diffusion and chemical reaction rates in O₂ uptake in the lung. *J. Appl. Physiol.*, 1962, No. 17(1), pp. 21-27.
5. **Heidelberger E., Reeves R.B.** O₂ transfer kinetics in a whole blood unicellular thin layer. *J. Appl. Physiol.*, 1990, No. 68, pp. 1854-1864.
6. Физиология dykhaniya. Otv. red. Breslav I.S. Isaev G.G. St. Petersburg, Nauka, 1994, 680 p. (rus)
7. **Veybel' E.3.** Morfometriya lyogkikh cheloveka. Moscow, Meditsina, 1970, 175 p. (rus)
8. **Chakraborti S., Balakotaiah V., Bidani A.** Diffusing capacity reexamined: relative roles of diffusion and chemical reaction in red cell uptake of O₂, CO, CO₂, and NO. *J. Appl. Physiol.*, 2004, No. 97, pp. 2284-2302.
9. **Fok M.V., Grachev V.I., Zaritskiy A.R., Prokopenko G.A.** Eritrotsit kak fizicheskaya sistema. Preprinty FIAN. Moscow, 1991, No. 50, 51 p. (rus)
10. **Kolchinskaya A.Z., Pshenichny B.N. i dr.** Modelirovanie dinamiki massoperenosa gazov v organizme cheloveka. *Kibernetika i vychislitel'naya tekhnika*, 1978, Iss. 41, pp. 54-61. (rus)
11. **Bukharov I.3.** Sistema transporta kisloroda: Optimizatsionno-tekhnicheskii podkhod i matematicheskoe modelirovanie. Avtoreferat dissertatsii na soiskanie uchenoy stepeni doktora tekhnicheskikh nauk. Moscow, 2002, 29 p. (rus)
12. **Khrushchenko A.Z.** Modelirovanie nestatsionarnogo gazoobmena v legkikh cheloveka. *St. Petersburg Polytechnical University Journal: Physics and Mathematics*, 2006, No. 6-1 (48), pp. 183-188. (rus)
13. **Baranov V.I., Belichenko V.M., Novosel'tsev S.V., Shoshenko K.A.** Koeffitsient diffuzii kisloroda v myshechnom volokne i faktory, na nego vliyayushchie. Fiziologiya myshechnoy deyatel'nosti: Tez. dokl. Mezhdunar. konf. Moscow, 2000, pp. 25-26. (rus)
14. **Khrushchenko A.A., Aref'ev K.M.** Vozmozhnosti modelirovaniya boleznykh sostoyaniy legkikh cheloveka. *St. Petersburg Polytechnical University Journal: Physics and Mathematics*. 2011, No.3 (129), pp. 118-123. (rus)
15. **Torre-Bueno J.R., Wagner P.D., Saltzman H.A., Gale G.E., Moon R.E.** Diffusion limitation in normal humans during exercise at sea level and simulated altitude. *J. Appl. Physiol.* 1985. Vol. 58, No. 3, pp. 989-995.

THE AUTHORS

HRUSHCHENKO Alexander A.

St. Petersburg State Polytechnical University,
 29 Politekhnikeskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia
 hrushchenko@mail.ru

AREF'EV Konstantin M.

St. Petersburg State Polytechnical University,
 29 Politekhnikeskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia
 garefiev@gmail.com