https://doi.org/10.18093/0869-0189-2026-36-4-568-606

Check for updates

Измерение диффузионной способности легких по монооксиду углерода методом одиночного вдоха с задержкой дыхания: методическое руководство

А.В.Черняк [1–3], М.Х.Мустафина [4, 1], З.Р.Айсанов [5], А.В.Воробьев [6], Н.Ф.Берестень [7, 8], А.А.Визель [9], А.В.Дубаков [10, 11], С.Э.Дьякова [12, 13], Е.Н.Калманова [2, 5], М.Ю.Каменева [14], Л.Д.Кирюхина [1, 15], Г.В.Неклюдова [4, 1], Ю.М.Перельман [16], А.Г.Приходько [16], П.В.Стручков [17, 18], М.И.Чушкин [19]

Российское респираторное общество
Российская ассоциация специалистов функциональной диагностики

1 Федеральное государственное бюджетное учреждение «Научно-исследовательский институт пульмонологии» Федерального медико-биологического агентства России: 115682, Россия, Москва, Ореховый бульвар, 28, стр. 10

2 Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Городская клиническая больница имени Д.Д.Плетнева Департамента здравоохранения города Москвы»: 105077, Россия, Москва, ул. 11-я Парковая, 32

3 Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Городская клиническая больница имени С.С.Юдина Департамента здравоохранения города Москвы»: 115487, Россия, Москва, ул. Академика Миллионщикова, 1

4 Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М.Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет): 119991, Россия, Москва, ул. Трубецкая, 8, стр. 2

5 Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И.Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации: 117997, Россия, Москва, ул. Островитянова, 1

6 Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Российский научный центр хирургии имени академика Б.В.Петровского»: 119991, Россия, Москва, Абрикосовский пер., 2

7 Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение дополнительного профессионального образования «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» Министерства здравоохранения Российской Федерации: 125993, Россия, Москва, ул. Баррикадная, 2 / 1, стр. 1

8 Государственное бюджетное учреждение здравоохранения Московской области «Московский областной научно-исследовательский клинический институт имени М.Ф.Владимирского»: 129110, Россия, Москва, ул. Щепкина, 61 / 2, корп. 1

9 Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Казанский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации: 420012, Россия, Республика Татарстан, Казань, ул. Бутлерова, 49

10 Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Сибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации: 634050, Россия, Томск, Московский тракт, 2

11 Научно-исследовательский институт кардиологии – филиал Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Томский национальный исследовательский медицинский центр Российской академии наук»: 634012, Россия, Томск, ул. Киевская, 111А

12 Обособленное структурное подразделение Научно-исследовательский клинический институт педиатрии и детской хирургии имени академика Ю.Е.Вельтищева Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И.Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации: 125412, Россия, Москва, ул. Талдомская, 2

13 Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Медико-генетический научный центр имени академика Н.П.Бочкова» Министерства науки и высшего образования Российской Федерации: 115522, Россия, Москва, ул. Москворечье, 1

14 Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет имени академика И.П.Павлова» Министерства здравоохранения Российской Федерации: 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, 6–8

15 Федеральное государственное бюджетное учреждение «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт фтизиопульмонологии» Министерства здравоохранения Российской Федерации: 191036, Санкт-Петербург, Лиговский проспект, 2–4

16 Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Дальневосточный научный центр физиологии и патологии дыхания»: 675000, Россия, Благовещенск, ул. Калинина, 22

17 Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий Федерального медико-биологического агентства»: 115682, Россия, Москва, Ореховый бульвар, 28

[18] Федеральное государственное бюджетное учреждение здравоохранения «Клиническая больница № 85» Федерального медико-биологического агентства России: 115522, Россия, Москва, ул. Москворечье, 16, стр. 9

[19] Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Центральный научно-исследовательский институт туберкулеза»; 107564, Россия, Москва, Яузская аллея, 2

Резюме

Измерение диффузионной способности легких (DL) по монооксиду углерода (DL_{CO}) методом одиночного вдоха с задержкой дыхания является важным методом исследования газообменной функции легких. DL (синоним: фактор переноса или трансфер-фактор) – способность легких переносить кислород из альвеолярного газа в кровь. **Методы.** Данный документ по измерению DL_{CO} разработан группой экспертов Российского респираторного общества и Российской ассоциации специалистов функциональной диагностики. Все эксперты обладают опытом проведения исследования в соответствии с критериями качества, анализа результатов исследования и разработки национальных стандартов. **Результаты.** Были рекомендованы технические стандарты измерения DL_{CO}, включая критерии качества измерения и оценки качества исследования. При разработке этих рекомендаций использованы опыт и знания членов экспертной группы. **Заключение.** Представлены стандарты проведения измерения DL_{CO}, алгоритм интерпретации результатов, что должно способствовать повышению качества измерений и единообразию при интерпретации данных.

Ключевые слова: измерение диффузионной способности легких; функция системы дыхания; технические стандарты; интерпретация результатов.

Конфликт интересов. Конфликт интересов авторами не заявлен.

Финансирование. Спонсорская поддержка отсутствовала.

Благодарности. Авторы статьи выражают благодарность к. м. н. *Науменко Ж.К.*, к. м. н. *Заряновой Е.А.* (Федеральное государственное бюджетное учреждение «Научно-исследовательский институт пульмонологии» Федерального медико-биологического агентства России), д. м. н., профессору *Бабаку С.Л.* (Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Российский университет медицины» Министерства здравоохранения Российской Федерации) за научное рецензирование рукописи.

© Черняк А.В. и соавт., 2026

Для цитирования: Черняк А.В., Мустафина М.Х., Айсанов З.Р., Воробьев А.В., Берестень Н.Ф., Визель А.А., Дубаков А.В., Дьякова С.Э., Калманова Е.Н., Каменева М.Ю., Кирюхина Л.Д., Неклюдова Г.В., Перельман Ю.М., Приходько А.Г., Стручков П.В., Чушкин М.И. Российское респираторное общество, Российская ассоциация специалистов функциональной диагностики. Измерение диффузионной способности легких по монооксиду углерода методом одиночного вдоха с задержкой дыхания: методическое руководство. *Пульмонология*. 2026; 36 (4): 568–606. DOI: 10.18093/0869-0189-2026-36-4-568-606

Standards for single-breath carbon monoxide uptake in the lung: national guidelines

Alexander V. Cherniak [1–3], Malika Kh. Mustafina [4, 1], Zaurbek R. Aisanov [5], Andrey V. Vorobiev [6], Natalya F. Beresten [7, 8], Alexander A. Vizel [9], Alexey V. Dubakov [10, 11], Svetlana E. Dyakova [12, 13], Elena N. Kalmanova [2, 5], Marina Yu. Kameneva [14], Larisa D. Kiryukhina [1, 15], Galina V. Nekludova [4, 1], Juliy M. Perelman [16], Anna G. Prikhodko [16], Petr V. Struchkov [17, 18], Mikhail I. Chushkin [19]

Russian Respiratory Society
Russian Association of Specialists in Functional Diagnostics

[1] Federal State Budgetary Institution “Pulmonology Scientific Research Institute” under Federal Medical and Biological Agency of Russian Federation: Orekhovyy bul’var 28, build. 10, Moscow, 115682, Russia

[2] State Budgetary Healthcare Institution of the City of Moscow “City Clinical Hospital named after D.D.Pletnev of Moscow Department of Health”: ul. Odinnadtsataya Parkovaya 32, Moscow, 105077, Russia

[3] Moscow State Budgetary Healthcare Institution “Moscow City Hospital named after S.S.Yudin”, Moscow Healthcare Department: ul. Akademika Millionshchikova 1, Moscow, 115487, Russia

[4] Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education I.M.Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University): ul. Trubetskaya 8, build. 2, Moscow, 119991, Russia

[5] Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education “N.I.Pirogov Russian National Research Medical University” of the Ministry of Health of the Russian Federation: ul. Ostrovityanova 1, Moscow, 117997, Russia

[6] Federal State Budgetary Scientific Institution “Petrovskyy National Research Centre of Surgery”: Abrikosovskiy per. 2, Moscow, 119991, Russia

[7] Federal State Budgetary Educational Institution of Additional Professional Education “Russian Medical Academy of Continuous Professional Education”, Ministry of Health of Russia: ul. Barrikadnaya 2/1, Moscow, 123995, Russia

[8] Moscow Regional Research and Clinical Institute (“MONIKI”): ul. Shchepkina 61/2, Moscow, 129110, Russia

[9] Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education Kazan State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation: ul. Butlerova 49, Kazan, 420012, Republic of Tatarstan, Russia

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

[10] Federal State Funded Educational Institution of Higher Education "Siberian State Medical University" of the Ministry of Health of the Russian Federation: Moskovskiy tract 2, Tomsk, 634050, Russia

[11] Federal State Budgetary Scientific Institution "Tomsk National Research Medical Center of the Russian Academy of Sciences": ul. Kievskaya 111A, Tomsk, 634012, Russia

[12] Veltischev Research and Clinical Institute for Pediatrics and Pediatric Surgery of the Pirogov Russian National Research Medical University: ul. Taldomskaya 2, Moscow, 125412, Russia

[13] Research Centre for Medical Genetics: ul. Moskvorechye 1, Moscow, 115522, Russia

[14] Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Pavlov First Saint Petersburg State Medical University" of the Ministry of Healthcare of Russian Federation: ul. L'va Tolstogo 6 – 8, Saint-Petersburg, 197022, Russia

[15] Russian Federation Healthcare Ministry Saint-Petersburg State Phthisiopulmonology Research Institute: Ligovsky pr. 2 – 4, Saint-Petersburg, 191036, Russia

[16] Federal State Budgetary Scientific Institution "Far Eastern Scientific Center for Physiology and Pathology of Respiration": ul. Kalinina 22, Blagoveshchensk, 675000, Russia

[17] Federal State Budgetary Institution "Federal Scientific and Clinical Center for Specialized Types of Medical Care and Medical Technologies of the Federal Medical and Biological Agency of Russia": Orekhovyy bul'var 28, Moscow, 115682, Russia

[18] Federal State Budgetary Institution of Health Care "Clinical Hospital No.85", Federal Medical and Biological Agency of Russia: ul. Moskvorech'e 16, build. 9, 115522, Russia

[19] Federal State Budgetary Scientific Institution "Central Research Institute of Tuberculosis": Yauzskaya alleya 2, Moscow, 107564, Russia

Abstract

Measuring of the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide (DL_{CO}) is an important method for assessing the pulmonary gas exchange function. Diffusing capacity (synonym: transfer factor) is the ability of the lungs to transfer oxygen from the alveolar gas into the blood. **Methods.** This document on DL_{CO} measurement was developed by a group of experts from the Russian Respiratory Society and the Russian Association of Specialists in Functional Diagnostics. All experts have experience in conducting research in accordance with quality criteria, analyzing research results, and developing national standards. **Results.** Technical standards for DL_{CO} measurement were recommended, including criteria for the measurement quality and assessment of the study quality. The expert group members used their experience and knowledge to develop these guidelines. **Conclusion.** The article presents standards for DL_{CO} measurement and an algorithm to interpret the results, which should contribute to improving the quality of measurements and uniformity in data interpretation.

Key words: diffusing capacity of the lung for carbon monoxide; respiratory system function; technical standards; interpretation of results.
Conflict of interest. The authors have not declared any conflicts of interest.
Funding. The work was not sponsored.
Acknowledgments. The authors of the article express their gratitude to Candidate of Medicine *Naumenko Zh.K.*, Candidate of Medicine *Zaryanova E.A.* (Federal State Budgetary Institution "Pulmonology Scientific Research Institute" under Federal Medical and Biological Agency of the Russian Federation), and Doctor of Medicine, Professor *Babak S.L.* (Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Russian University of Medicine" of the Ministry of Health of the Russian Federation) for scientific review of the manuscript.
© Cherniak A.V. et al., 2026

For citation: Cherniak A.V., Mustafina M.Kh., Aisanov Z.R., Vorobiev A.V., Beresten N.F., Vizel A.A., Dubakov A.V., Dyakova S.E., Kalmanova E.N., Kameneva M.Yu., Kiryukhina L.D., Nekludova G.V., Perelman Ju.M., Prikhodko A.G., Struchkov P.V., Chushkin M.I. Russian Respiratory Society, Russian Association of Specialists in Functional Diagnostics. Standards for single-breath carbon monoxide uptake in the lung: national guidelines. *Pul'monologiya*. 2026; 36 (4): 568–606 (in Russian). DOI: 10.18093/0869-0189-2026-36-4-568-606

Определение

Исследование диффузионной способности легких (DL) – это метод, который позволяет судить о способности легких справляться со своей основной функцией – переносом кислорода из атмосферного воздуха в кровь (или газообменом). Способность легких транспортировать газ через альвеолярно-капиллярный барьер определяется их структурными и функциональными свойствами.

Структурные свойства включают в себя следующие понятия:

- анатомический размер легких;
- толщина и площадь альвеолярно-капиллярной мембраны (АКМ), участвующей в диффузии газов;
- любые изменения, влияющие на просвет (закрытие) дыхательных путей (ДП);
- количество легочных капилляров и объем крови, поступающей к вентилируемым альвеолам [1].

Функциональные свойства включают в себя:

- фактические объемы вентиляции и кровотока в легких;
- вентиляционно-перфузионное соотношение;
- состав альвеолярного газа;
- диффузионные характеристики мембраны (АКМ характеризуется чрезвычайно малой толщиной (около 0,3 μm), но весьма большой суммарной площадью (50–100 м^2));
- концентрацию гемоглобина (Hb) в крови альвеолярных капилляров и его способность связываться с газом, а также парциальное напряжение газа

в крови, поступающей в альвеолярные капилляры, где происходит газообмен.

DL (синоним: фактор переноса, трансфер-фактор – TL_{CO}) – способность легких переносить кислород из альвеолярного газа в кровь [1, 2].

Процесс переноса кислорода из вдыхаемого воздуха в капиллярную кровь легких подразделяются на следующие этапы:

- поступление газа в ДП и альвеолярное пространство;
- смешивание и диффузия газа в альвеолярных ходах, альвеолярных мешочках и альвеолах;
- перенос газа через АКМ;
- смешивание и диффузия газа в плазме альвеолярных капилляров;
- диффузия через мембрану эритроцита;
- химическая реакция связывания кислорода с Hb [1, 2].

Показатель DL по монооксиду углерода (CO) (DL_{CO}) позволяет оценить перенос кислорода (O_2) через АКМ в эритроциты легочных капилляров. В то время как захват большинства растворимых газов (таких как монооксид азота (NO) или ацетилен) ограничивается и регулируется легочным кровотоком, сильное сродство Hb к CO и исключительная способность эритроцитарной массы абсорбировать CO делают захват CO значительно менее зависимым от сердечного выброса. Болезни, сопровождаемые снижением переноса O_2 из легких в кровь, характеризуются и снижением переноса CO.

Показания к исследованию диффузионной способности легких

Измерение DL_{CO} показано в рамках диагностики любого из патологических состояний, сопровождающихся нарушением переноса CO (и соответственно O_2) из альвеолярного воздуха в кровь [1, 2] (табл. 1). Оценка динамики DL_{CO} помогает контролировать течение подобных заболеваний.

Основные показания к исследованию диффузионной способности легких:

- диагностика и динамическое наблюдение при интерстициальных заболеваниях легких (ИЗЛ);
- дифференциальная диагностика заболеваний легких, а также динамическое наблюдение за течением болезни и эффективностью назначенной терапии;
- оценка легочного газообмена у лиц с патологией других органов и систем;
- выявление нежелательных эффектов лекарственных препаратов (например, амиодарона, блеомицина и др.) и токсических веществ;
- предоперационная оценка состояния пациента;
- экспертиза трудоспособности при профессиональных заболеваниях.

Противопоказания к исследованию диффузионной способности легких

Абсолютным противопоказанием к проведению исследования является предшествовавший контакт со значимыми концентрациями CO (например, при отравлении угарным газом). Относительными противопоказаниями считаются следующие:

- опасно низкий уровень насыщения Hb кислородом при дыхании комнатным воздухом;
- обильный прием пищи и энергичные физические упражнения непосредственно перед исследованием;
- курение менее чем за 2 ч до исследования. При курении снижается возможность связывания Hb с CO, поэтому обследуемых следует попросить воздержаться от курения или контактов с другими источниками CO в день проведения теста;
- употребление алкоголя менее чем за 4 ч до исследования;

Таблица 1
Физиологические и патологические причины нарушения диффузионной способности легких по моноксиду углерода [1]

Table 1
Physiological and pathological causes of impaired diffusing capacity of the lung for carbon monoxide [1]

Снижение DL_{CO}
Внелегочные состояния с уменьшением наполнения легких (снижение V_A), влияющие на D_M или $\Theta \times V_C$:
• слабость дыхательных мышц или неполный вдох
• деформация грудной клетки, не позволяющая сделать полный вдох
Болезни и состояния, сопровождающиеся снижением $\Theta \times V_C$:
• анемия
• легочная эмболия
• состояния, приводящие к снижению связывания кислорода Hb (например, при повышении концентрации COHb)
Легочная патология, сопровождающаяся снижением D_M или $\Theta \times V_C$:
• резекция легких (однако при этом $\Theta \times V_C$ увеличивается)
• обструктивные заболевания легких
• ИЗЛ
• отек легких
• легочный васкулит
• легочная артериальная гипертензия
Повышение DL_{CO}
Болезни и состояния, которые увеличивают $\Theta \times V_C$:
• полицитемия
• внутрисердечный шунт слева направо
• легочное кровотечение (не увеличивает $\Theta \times V_C$, но повышает концентрацию свободного Hb в легких)
• бронхиальная астма
• изменения связывания кислорода Hb
• физическая нагрузка (возможно ее влияние как на $\Theta \times V_C$, так и на D_M составляющие DL_{CO})
• горизонтальное положение тела (фактор влияет на $\Theta \times V_C$ и, возможно, на D_M составляющую DL_{CO})
• ожирение

Примечание: DL_{CO} – диффузионная способность легких по моноксиду углерода; V_A – альвеолярный объем; Hb – гемоглобин; COHb – карбоксигемоглобин; D_M – мембранный компонент диффузионной способности легких; Θ – скорость химической реакции связывания моноксида углерода с гемоглобином; V_C – объем легочной капиллярной крови; ИЗЛ – интерстициальные заболевания легких.

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

- отсутствие кооперации «пациент–доктор» (когнитивные нарушения, языковой барьер, дети младшей возрастной группы, пожилые пациенты и др.);
- заболевания и состояния, не позволяющие пациенту выполнять необходимые дыхательные маневры (ДМ) (задержать дыхание на 10 с, адекватно выполнить маневр измерения жизненной емкости легких – ЖЕЛ);
- травмы и заболевания челюстно-лицевого аппарата, препятствующие правильному захвату загубника и использованию носового зажима;
- постоянная кислородотерапия (пациент не должен получать кислородотерапию как минимум за 10 мин до начала исследования) [3, 4].
- острые респираторные инфекции;
- первая неделя после инфаркта миокарда, острого нарушения мозгового кровообращения, гипертонического криза, оперативного вмешательства;
- легочные кровотечения, кровохарканье;
- миастения.

Измерение DL_{CO} у пациентов с признаками инфекционных заболеваний (включая туберкулез), возможно при условии строгого соблюдения актуальных на момент исследований санитарно-эпидемиологических норм.

Решение о назначении исследования принимает лечащий врач с учетом всех рисков и необходимости его проведения.

Технические условия

Инфекционный контроль

Для предотвращения инфицирования как обследуемых, так и медицинского персонала исследование должно проводиться в соответствии с актуальными санитарно-эпидемиологическими требованиями. Оператор должен дезинфицировать руки перед обследованием каждого нового пациента. Использование одноразовых перчаток не исключает необходимости мытья рук или дезинфекции; перед приемом очередного пациента перчатки следует менять на новые. Пациенту также следует обработать руки дезинфицирующим гелем или салфеткой, поскольку обследуемые во время пребывания в кабинете контактируют с различными поверхностями и частями аппаратуры.

Использование одноразовых антибактериальных / антивирусных фильтров при проведении диффузионного теста становится стандартной практикой во все большем числе медицинских учреждений. Обязательным для использования является мундштук / загубник – при этом снижается степень загрязнения оборудования.

Все одноразовые предметы, включая фильтры, мундштуки, зажимы для носа и перчатки, необходимо утилизировать после тестирования в соответствии с актуальными санитарно-эпидемиологическими рекомендациями.

Требования к оборудованию

Оборудование для клинического использования различается по сложности, но принципы его работы схожи. Все системы снабжены источником тестового газа, измеряется объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, концентрации CO и индикаторного газа (ИГ). При использовании классических систем измерения DL_{CO} с анализом газов в собранной порции регистрируется лишь изменение объема во времени, однако при оснащении диагностической системы газоанализатором быстрого реагирования (*Rapidly responding Gas Analyzer* – RGA) возможно измерять концентрацию CO и ИГ непрерывно в течение всего ДМ [3, 5].

Основные технические характеристики допустимых для использования систем измерения DL_{CO} приведены в табл. 2 [3, 5].

При классическом методе измерения DL_{CO} (сбор альвеолярной порции выдыхаемого воздуха в мешок) требуется только соотношение альвеолярных и вдыхаемых концентраций CO и ИГ. В этой связи задачей газового анализатора при исследовании DL_{CO} является измерение концентрации выдыхаемых CO и ИГ (расчет выполняется посредством линейной экстраполяции с использованием данных о концентрации вдыхаемого (тестового) газа и нулем (отсутствием в газоанализаторе CO и ИГ)) [6, 7].

При использовании классического метода измерения DL_{CO} концентрации CO и ИГ определяются в собранной порции выдыхаемого воздуха (статическое измерение) и время отклика анализатора не влияет на результат. При использовании статических измерений для расчета DL_{CO} не требуется адаптировать цифровой сигнал концентрации газа ко времени отклика анализатора. Однако после внедрения в практику недисперсионных инфракрасных RGA-анализаторов CO, использующих данные о потоке и концентрации газа для создания его виртуального образца (вместо сбора реальной порции выдыхаемого воздуха), основным требованием к работе газоанализатора стала линейность его показаний [8]. Вместе с тем при использовании RGA-газоанализаторов следует учитывать как время задержки (лаг-время, или время прохождения порции газа через трубку в камеру анализатора), так и время отклика анализатора (время от момента начала поступления газа в анализатор до момента выполнения 90 % измерений). В этом случае сигнал концентрации газа должен быть смещен во времени, чтобы точно совпасть с сигналом потока [3, 5]. Исходя из изложенного, время отклика 0–90 % для RGA, используемых в системах DL_{CO}, должно составлять $\leqslant$ 150 мс.

Другие требования к оборудованию

Сопротивление контура должно составлять < 1,5 см вод. ст. / л для потока до 6 л / с. Если в диагностической системе используется регулятор расхода по требованию (*demand flow regulator*), то максимальное инспираторное давление, необходимое для того, чтобы

Таблица 2

Технические характеристики систем измерения диффузионной способности легких по монооксиду углерода [3, 5]

Table 2

Technical characteristics of systems for measuring the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide [3, 5]

Параметр / характеристика	Соответствие требованиям	
	минимум	рекомендуется
Системы с газоанализаторами RGA		
0–90 % времени отклика (рис. 2)	≤ 150 мс	
Максимальная нелинейность	В пределах ± 1 % от полной шкалы	
Точность	В пределах ± 1 % от полной шкалы	
Помехи 5%-го диоксида углерода или 5%-го водного пара	≤ 10 ppm при измерении концентрации CO	
Дрейф по CO	≤ 10 ppm в течение 30 с	
Дрейф по ИГ	≤ 0,5 % от полной шкалы в течение 30 с	
Точность потока	В пределах ± 2 % В интервале от –10 до + 10 л / с	
Точность объема (при калибровке 3-литровым шприцем)	В пределах ± 75 мл	
Точность датчика барометрического давления	В пределах ± 2,5 %	
Возможность измерения DL_{CO} с использованием 3-литрового калибровочного шприца (режим ATPS, ингаляция ≈ 2 л тестового газа) – т. н. DL_{CO} калибровочного шприца	V_A = 3 ± 0,3 л и DL_{CO} < 0,5 мл / мин / мм рт. ст. или < 0,166 ммоль / мин / кПа	
Сбор и хранение данных с адекватным разрешением	Оцифровка при ≥ 100 Гц на 1 канал с разрешением ≥ 14 бит	Оцифровка при 1 000 Гц
Мониторирование и оповещение о конечных экспираторных концентрациях ИГ и CO (оповещение при неполном вымывании)	Доступно*	
Коррекция конечной экспираторной концентрации газа перед ингаляцией тестового газа при расчете V_A и DL_{CO}	Доступно*	
Уверенность в достаточной точности сигналов измеряемых концентраций газа и потока	Доступно*	
Измерение $V_{D\ анат.}$ методом Фаулера (рис. 4)	Доступно*	
Отражение на дисплее графика концентрации газа относительно выдыхаемого объема для подтверждения точки вымывания «мертвого пространства» и сообщение о величине ручной корректировки (рис. 3)	Доступно*	
Измерение V_A при использовании в уравнении баланса масс данных всех ИГ, полученных в целом маневре	Доступно*	
Отражение DL_{CO}, скорректированной по изменению P_AO_2 с учетом величины барометрического давления	Доступно*	
Возможность введения симулированных данных цифрового теста и расчета DL_{CO}, V_A, ОЕЛ, V_D		Расчет с точностью ± 2 % от фактических*
Отображение DL_{CO}, скорректированной по изменению P_AO_2, связанному с P_ACO_2 (в случае, если доступен сигнал концентрации диоксида углерода)	Доступно*	
Классические системы измерения DL_{CO} со сбором альвеолярной порции выдыхаемого воздуха		
Максимальная нелинейность	В пределах ± 1 % от полной шкалы	
Точность	В пределах ± 1 % от полной шкалы	
Помехи 5%-го диоксида углерода или 5%-го водного пара	≤ 10 ppm в измерении монооксида углерода	
Дрейф по CO	≤ 10 ppm в течение 30 с	
Дрейф по ИГ	≤ 0,5 % от полной шкалы в течение 30 с	
Точность потока	В пределах ± 2 % в интервале от –10 до +10 л / с	
Точность объема (при калибровке 3-литровым шприцем)	В пределах ± 75 мл	
Возможность измерения DL_{CO} с использованием 3-литрового калибровочного шприца (режим ATPS, ингаляция ≈ 2 л тестового газа) – т. н. «DL_{CO} калибровочного шприца»	V_A = 3 ± 0,3 л и DL_{CO} < 0,5 мл / мин / мм рт. ст., или < 0,166 ммоль / мин / кПа	

Примечание: RGA (*Rapidly responding Gas Analyzer*) – газоанализатор быстрого реагирования; CO – монооксид углерода; ИГ – индикаторный газ; ATPS (*Atmospheric (ambient) condition for Temperature and barometric Pressure, Saturated*) – температура, давление и влажность воздуха в помещении, где проводится исследование, и барометрическое (атмосферное) давление); DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; V_D – объем «мертвого пространства»; V_A – альвеолярный объем; $V_{D\ анат.}$ – анатомическое «мертвое пространство»; P_AO_2 – парциальное давление кислорода в альвеолярном газе; P_ACO_2 – парциальное давление диоксида углерода в альвеолярном газе; ОЕЛ – общая емкость легких; * – понятие «доступно» означает, что производитель внес соответствующую функцию в систему измерения DL_{CO}, ppm (*parts per million* – миллионная доля) – единица измерения, равная 1×10^{-6} от базового показателя.

Note: *, the term “available” means that the manufacturer has included the corresponding function in the DL_{CO} measurement system, ppm (parts per million) – a millionth of a unit, equal to 1×10^{-6} of the baseline value.

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

скорость инспираторного потока как в контуре, так и в клапане составила 6 л / с, должно быть < 9 см вод. ст.

Должен быть известен объем «мертвого пространства» (V_D) аппарата как для вдыхаемого тестового газа, так и для образца альвеолярного газа; значение его должно быть документировано и внесено в соответствующие поля интерфейса используемой диагностической системы. Для взрослых лиц V_D аппарата, включая дыхательный контур проксимальнее точки забора образца в газоанализатор, фильтр и мундштук, должен составлять < 200 мл. Для детей и взрослых больных, у которых показатель ЖЕЛ составляет < 2 л, должно использоваться меньшее значение V_D (150 мл у ряда производителей).

В системе для измерения DL_{CO} не должно быть утечек. Это особенно важно для систем измерения DL_{CO}, отбирающих образец газа в газоанализатор при давлении ниже атмосферного. При наличии утечек из трубок, соединений или других компонентов диагностического комплекса комнатный воздух будет попадать в газовый контур во время забора образца, что приведет к разбавлению образца и снижению концентрации CO и ИГ [3, 5].

Условия измерения

Все измерения при исследовании DL выполняются в условиях окружающей среды, стандартно обозначающихся аббревиатурой ATPS (*Atmospheric (ambient) condition for Temperature and barometric Pressure, Saturated*) – температура и влажность в соответствии с характеристиками воздуха в используемом помещении, давление равно атмосферному.

В инструкции производителя должны быть указаны рекомендуемые для эксплуатации оборудования параметры окружающей среды.

Результаты диффузионного теста отображаются в условиях, соответствующих параметрам газа в легких человека, которые стандартно обозначаются аббревиатурой BTPS (*Body condition for Temperature and barometric Pressure, Saturated*), т. е. в условиях температуры тела человека (37 °C), давлении, равном актуальному барометрическому (атмосферному) давлению, и полном насыщении водяным паром. Параметры окружающей среды измеряются непосредственно перед началом калибровки, а актуальные поправки для пересчета от условий ATPS к условиям BTPS делаются по завершении калибровки оборудования. Точность измерения температуры должна составлять ± 1 °C. В случаях значимого колебания температуры в используемом помещении (значимым считается изменение температуры > 3 °C на протяжении < 30 мин) следует скорректировать параметры ATPS и повторить калибровку аппарата.

Состояние вдыхаемого газа

В большинстве случаев тестовый газ, вдыхаемый из мешка или баллона со сжатым газом с клапаном подачи – это сухой газ и, следовательно, считается находящимся в условиях ATPS. Для расчетов показателей DL_{CO} вдыхаемый объем надо перевести в BTPS; производитель должен пояснить и указать документально условия оценки газа для каждого аппарата. Поскольку газ при декомпрессии в редукторе охлаждается, производитель диагностического комплекса должен предусмотреть автоматическую коррекцию аппаратом параметров тестовой газовой смеси.

Калибровка оборудования и процедуры контроля за качеством производимых измерений

Калибровка – это процедура, во время которой устанавливается взаимосвязь между характеристиками потоков газов и объемов, определяемыми сенсором и фактическими значениями этих характеристик.

Требования к калибровке оборудования и контролю за качеством производимых измерений приведены в табл. 3 [3, 5].

Таблица 3
Регламент процедур калибровки и контроля за качеством производимых измерений [3, 5]
Table 3
Schedule of the calibration procedures and quality control of measurements [3, 5]

Наименование процедуры	Частота проведения
Обнуление анализатора:	
• потока	Перед каждым тестом
• газа	До и после каждого теста
Калибровка объема	Ежедневно
Биологический контроль	Еженедельно
Проверка калибровочным шприцем:	
• DL_{CO}	Еженедельно
• утечки	Ежемесячно
Проверка линейности (калибровочным шприцем или симулятором)	Ежемесячно

Примечание: DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода.

Перечисленные процедуры можно суммировать следующим образом:

1. Показания анализаторов газа и потока должны быть обнулены перед каждым ДМ. После каждого ДМ следует снова обнулить показания – для того, чтобы учесть дрейф показаний анализатора во время предыдущего исследования.

2. Ежедневно перед тестированием следует выполнить поверку калибровки датчика потока с использованием 3-литрового шприца [9]. Калибровочный шприц следует наполнить и опорожнить по крайней мере трижды с разной скоростью для получения потоков в диапазоне 0,5–12 л / с (при этом время опорожнения 3-литрового шприца будет составлять 6 и 0,5 с соответственно). Измеренные при каждой скорости объемы не должны различаться более чем на 2,5 %. В случаях, когда система оснащена одноразовыми датчиками потока, калибровка должна выполняться с использованием нового датчика. В случае значи-

мых изменений характеристик воздуха в помещении калибровку следует повторить. Некоторые модели современных систем измерения DL_{CO} самостоятельно мониторируют условия окружающей среды и производят корректировку соответствующих параметров автоматически, либо сигнализируют о возникновении подобной ситуации. При использовании более старых моделей оборудования требуется повторная калибровка при изменении температуры воздуха более чем на 3 °C или относительной влажности воздуха более чем на 15 % (в абсолютных значениях). Помимо перечисленного, настоятельно рекомендуется повторная калибровка датчика потока в ситуациях, когда появляются значительные несоответствия между вдыхаемым объемом (V_I) и ЖЕЛ или между V_A и общей емкостью легких (ОЕЛ).

3. Следующие процедуры выполняются еженедельно либо при появлении сомнений в точности измерений:

- **поиск утечек в спирометре** (при наличии в составе системы спирометра объемного типа; процедура специфична для каждой конкретной модели аппарата и описана в инструкции по его эксплуатации);
- **проверка DL_{CO} с использованием калибровочного шприца**. Для этого, находясь в режиме тестирования пациента, к прибору подсоединяется 3-литровый калибровочный шприц. Далее движением поршня шприц опорожняется и полностью наполняется тестовым газом. Затем, после 10-секундной паузы, шприц снова полностью опорожняется. Следует отметить, что калибровочный шприц имеет дополнительное, помимо такового у диагностической системы, «мертвое пространство», которое, в зависимости от конструкции аппарата и используемого мундштука / сменного фильтра, составляет около 50 мл: это следует учитывать при расчете V_A. Абсолютное значение рассчитанного показателя DL_{CO} должно составлять < 0,166 ммоль / мин / кПа, или < 0,5 мл / мин / мм рт. ст.;
- **биологический контроль**, т. е. тестирование «стандартного субъекта» или симуляционный тест [10]. Для проведения этой процедуры контроля за качеством, рекомендуется привлекать некурящих лиц со стабильными показателями DL_{CO} (например, здоровых некурящих сотрудников лаборатории). В случае, если показатель DL_{CO} у тестируемого в рамках биологического контроля субъекта изменяется более чем на 12 %, или 1 ммоль / мин / кПа (> 3 мл / мин / мм рт. ст.) по сравнению со средним значением предыдущих измерений, тест следует повторить. По данным исследования долговременной вариабельности DL_{CO} показано, что отклонение результатов биологического контроля от среднего значения предыдущих 6 тестов на > 12 %, или > 3 мл / мин / мм рт. ст., является избыточным и оборудование должно быть тщательно проверено перед продолжением его эксплуатации [11].

4. Проверку 3-литрового калибровочного шприца на предмет утечек следует выполнять ежемесячно. При проведении этой процедуры выходное отверстие шприца перекрывается, после чего производятся попытки его наполнить или опорожнить при различном положении поршня. Помимо этого, точность объема калибровочного шприца подлежит поверке метрологической службой. Периодичность поверки определяется производителем оборудования.

5. Линейность показаний газоанализатора проверяется ежемесячно. Простой метод проверки – измерение известных серийных разведений тестового газа [12] или измерение концентрации специального сертифицированного тестового газа с высокоточными характеристиками.

6. Современное оборудование позволяет осуществлять автоматическую калибровку газоанализатора. В системах с независимым измерением CO и ИГ линейность анализатора должна оцениваться путем сравнения соотношения концентраций CO и ИГ с произвольным разведением тестового газа комнатным воздухом. Помимо калибровки пневмотахометра (см. п. 2) и описанного в п. 3 «исследования DL_{CO} с использованием калибровочного шприца», практикуется еще один способ контроля за качеством измерения DL_{CO} с использованием стандартного 3-литрового калибровочного шприца. Данный тип проверки выполняется при температуре, давлении и влажности окружающей среды (режим ATPS) и позволяет исключить проблемы с линейностью показаний анализатора. В шприц набирается около 1 л комнатного воздуха, после чего остаток объема шприца наполняется тестовым газом. После 10-секундной «задержки дыхания» шприц опорожняется. Полученное значение V_A должно быть в пределах 300 мл от 3 л, при этом «мертвое пространство» шприца используется в качестве анатомического «мертвого пространства» ($V_{D\ анат.}$) для расчета V_A. Абсолютное значение DL_{CO} должно составлять < 0,166 ммоль / мин / кПа, или < 0,5 мл / мин / мм рт. ст. Смешивание газа в шприце можно улучшить, используя низкие скорости потока и увеличив время «задержки дыхания». Эффект неполного смешивания газов в шприце можно минимизировать благодаря использованию образца большего объема. При отсутствии симулятора DL_{CO} и высокоточных тестовых газов проверка системы должна осуществляться с помощью 3-литрового калибровочного шприца в режиме ATPS.

7. Процедуры контроля за качеством измерений должны регистрироваться в отдельном журнале (либо в выделенной части журнала) либо храниться в цифровом / оцифрованном виде. При возможности выбора следует использовать программное обеспечение с функцией контроля за качеством измерений.

Контроль за качеством производимых измерений систем с RGA-газоанализатором

Современные системы измерения DL_{CO} полностью интегрированы – в них не используются автономные газоанализаторы, которые могли бы тестироваться отдельно. К требованиям контроля за качеством относятся аналоговое тестирование с использованием таких устройств, как симуляторы DL_{CO} [13], способность полностью работать в режиме ATPS и возможность цифровой калибровки для проверки вычислительных

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

алгоритмов. При цифровой калибровке должны применяться симуляция потока, концентрации CO и ИГ при стандартизованном ДМ с известной DL_{CO} [3, 5].

Методика исследования диффузионной способности легких

Определение DL_{CO} методом одиночного вдоха ($DL_{CO\,sb}$) с задержкой дыхания заключается в измерении транспорта CO из легких в кровь по результатам серии строго регламентированных ДМ.

Подготовка к исследованию диффузионной способности легких

Перед началом исследования рекомендуется следующее:

- зарегистрировать характеристики воздуха в используемом помещении (т. е. значения температуры, относительной влажности и атмосферного давления), после чего выполнить калибровку пневмотахометра и газоанализатора;
- зарегистрировать полученные от обследуемого пациента ответы на вопросы относительно имеющихся заболеваний, использования лекарственных препаратов, потенциально влияющих на результаты исследования (с указанием названия, дозы и времени последней ингаляции); курения (в т. ч. времени последней выкуренной сигареты). При наличии следует задокументировать данные о концентрации в крови Hb и COHb; последнее актуально при обследовании злостных курильщиков и / или выкуривших последнюю сигарету незадолго до исследования. По возможности пациент не должен получать ингаляции кислорода в течение ⩾ 10 мин до начала измерения DL_{CO}, в противном случае соответствующая информация должна быть внесена в протокол исследования;
- самостоятельно измерить рост пациента, желательно зарегистрировать его артериальное давление;
- проверить актуальность информации о пациенте в базе данных оборудования;
- объяснить пациенту порядок проведения исследования и важность правильного выполнения всех ДМ, продемонстрировать ДМ исследования ЖЕЛ и DL [3, 4];
- выполнить спирометрию для определения максимальной ЖЕЛ.

Возраст указывается с точностью до одного знака после запятой. Рост определяется в сантиметрах и округляется до целого числа. Измерение роста производится при снятой обуви; обследуемому предлагается максимально выпрямиться и вытянуться вдоль шкалы ростомера, расположить пятки вместе; голова держится прямо – не наклоняется и не запрокидывается. В случаях, когда корректное измерение роста в положении стоя сложно выполнить (при неспособности обследуемого принять вертикальное положение, выраженном искривлении позвоночника и др.), его можно определить по длине локтевой кости или размаху рук [14, 15]. В последнем случае пациенту предлагается максимально вытянуть руки в стороны, при этом руки должны быть выпрямленными и располагаться параллельно полу; наибольшее расстояние между средними пальцами будет примерно равно росту. Повторное измерение роста у взрослых (25 лет и старше) рекомендуется проводить не чаще 1 раза в год. Пол и популяционная принадлежность указываются в соответствии со свидетельством о рождении (половая принадлежность указывается в соответствии с биологическим полом обследуемого). Масса тела (при необходимости) регистрируется в килограммах с точностью до 0,5 кг.

Исследование DL рекомендуется выполнять в положении больного сидя, с прямой спиной и слегка приподнятым подбородком. Кресло должно быть устойчивым и неподвижным (без колесиков), с возможностью регулировки по высоте, с подлокотниками (для минимизации вероятности падения пациента при выполнении ДМ). Ступни ног пациента должны доставать до пола.

При наличии у пациента съемных зубных протезов рекомендуется их не снимать при проведении диффузионного теста, однако в ситуации, когда они препятствуют надежному захвату мундштука и / или становятся причиной утечки воздуха, следует снять протезы и продолжить исследование.

Одежда не должна сильно обтягивать и ограничивать экскурсию грудной клетки и брюшной стенки. С этой же целью за 2 ч до исследования не рекомендуется обильный прием пищи [3, 4].

Методические аспекты исследования диффузионной способности легких (метод одиночного вдоха CO с задержкой дыхания)

В соответствии с законом Фика скорость диффузии, или переноса кислорода через АКМ (V_GO_2) зависит от 3 основных факторов (рис. 1):

- площади АКМ (S), которая состоит из альвеолярной и капиллярной стенки (чем больше площадь мембраны, тем быстрее диффузия);
- толщины АКМ (T) (с увеличением толщины мембраны скорость переноса уменьшается);
- градиента парциального давления кислорода (ΔPO_2) между альвеолярным воздухом (P_AO_2) и кровью легочных капилляров (PCO_2) (т. н. движущее давление).

Таким образом,

$$V_GO_2 = K_D \times S \times \Delta PO_2 / T = K_D \times S \times (P_AO_2 - P_CO_2) / T, \quad (1)$$

где: K_D – константа диффузии, которая определяется растворимостью газа (в данном случае кислорода) и его молекулярной массой.

Оценка транспорта кислорода через АКМ технически крайне затруднена. Это обусловлено тем, что в крови, поступающей к альвеолам, определяется некоторое количество кислорода, которым нельзя пренебречь при оценке DL. В свою очередь, оценить перенос CO через АКМ гораздо легче, поскольку, с одной стороны, сродство Hb с CO в 210 раз выше

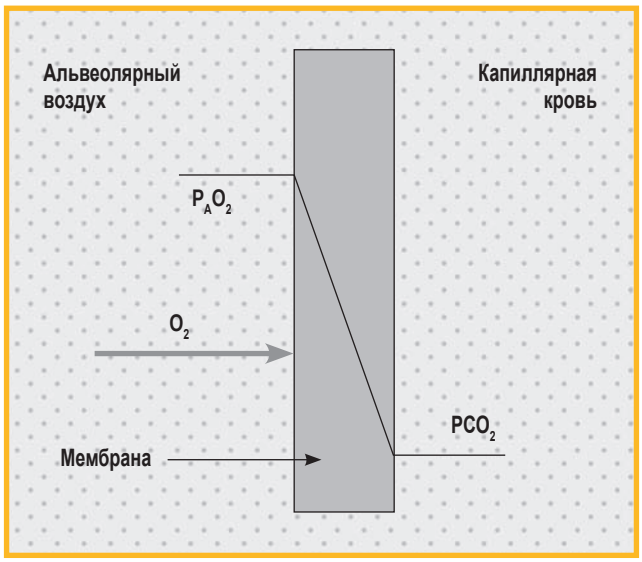


Рис. 1. Схема переноса кислорода из альвеолярного воздуха в кровь через альвеолярно-капиллярную мембрану
Примечание: P_AO_2 – парциальное давление кислорода в альвеолярном газе; PCO_2 – парциальное давление кислорода крови легочных капилляров.

Figure 1. Scheme of oxygen transfer from alveolar air to blood through the alveolar-capillary membrane

по сравнению с кислородом, с другой – концентрация CO в крови ничтожно мала. Поэтому движущее давление для CO можно представить следующим уравнением:

$$\Delta PCO = P_ACO - P_CCO, \quad (2)$$

где: P_ACO – парциальное давление CO в альвеолах;
P_CCO – парциальное напряжение CO в капиллярах.

Учитывая, что парциальное напряжение CO в капиллярах ничтожно ($P_CCO \approx 0$), уравнение можно преобразовать и записать следующим образом:

$$\Delta PCO \approx P_ACO. \quad (3)$$

Перенос CO достаточно точно характеризует транспорт кислорода, т. к. по молекулярной массе и растворимости CO близок к молекуле O_2, а его захват менее зависит от величины сердечного выброса [16].

Транспорт CO (DL_{CO}) упрощенно можно охарактеризовать двумя составляющими: переносом CO через АКМ, проницаемость которой (D_M) отражает диффузионные свойства мембраны, и легочным кровотоком (в т. ч. скоростью химической реакции связывания CO с Hb (Θ) и объемом крови альвеолярных капилляров – V_c), что может быть выражено следующей формулой [2]:

$$1 / DL_{CO} = 1 / D_M + 1 / (\Theta \times V_c), \quad (4)$$

где: D_M – проницаемость АКМ;
Θ – скорость химической реакции связывания CO с Hb;
V_c – скорость химической реакции связывания CO объемом крови альвеолярных капилляров.

Многие физиологические процессы могут влиять на D_M и / или $\Theta \times V_C$, приводя к изменению DL_{CO} (см. табл. 1) [1].

На перенос CO оказывает влияние распределение вентиляции (перенос CO может быть измерен только в тех ацинусах, в которые молекулы CO попали во время вдоха). Это особенно важно при заболеваниях с неравномерной вентиляцией легких (эмфизема), когда вдыхаемый газ может попасть только в вентилируемые отделы легких, и измеренный перенос CO будет определяться прежде всего транспортом в данных отделах. В таких условиях разведение ИГ, используемого для вычисления альвеолярного объема (V_A), и ОЕЛ при маневре одиночного вдоха, отражает региональное разведение и занижает истинный объем легких [17]. Таким образом, расчетная итоговая DL_{CO} прежде всего отражает газообмен в вентилируемых отделах легких.

Расчет величины DL_{CO} осуществляется по формуле:

$$DL_{CO} = K_{CO} \times V_A, \quad (5)$$

где: V_A – альвеолярный объем (объем газа в контактировавшей с тестовым газом части легких [2]), K_{CO} – фактор Крога (отражает перенос CO).

K_{CO} измеряется как падение концентрации альвеолярного CO ($\Delta[CO]$) за единицу времени (Δt) из расчета на единицу движущегося давления для CO ($\Delta PCO = P_ACO - P_CCO = P_ACO - 0 = P_ACO$):

$$K_{CO} = \Delta[CO] / \Delta t / P_ACO. \quad (6)$$

Таким образом, DL_{CO} определяет перенос CO из легких в кровь за единицу времени из расчета на единицу движущего давления.

Существует несколько методик измерения DL_{CO} [18–20], из них наиболее известны следующие:
- метод возвратного дыхания (*rebreathing technique*);
- метод устойчивого состояния (*steady–state*);
- метод одиночного вдоха без задержки дыхания (*intra-breath*)
- метод одиночного вдоха с задержкой дыхания (*single-breath*).

В мировой практике наиболее распространен последний [2, 3, 21].

Впервые DL_{CO} была измерена Марией и Августом Крог (*M.Krogh, A.Krogh*) в 1914 г. Предлагавшийся ДМ сильно отличался от такового при использовании метода одиночного вдоха [18]. Методика *Krogh* модифицирована *R.E.Forster et al.*, при этом в тестовый газ был добавлен инертный газ гелий, что позволило измерить V_A [22]. Методика продолжала совершенствоваться, менялась длительность задержки дыхания, вносилась коррекция по Hb и COHb и т. д., при этом улучшились качество и повторяемость результатов. Метод одиночного вдоха с задержкой дыхания рекомендуется Европейским респираторным обществом (*European Respiratory Society* – ERS) и Американским торакальным обществом (*American Thoracic Society* – ATS) как наиболее предпочтительный, исходя из его надежности, доступности и наилучшей по сравнению с другими методиками стандартизации [2, 3].

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

Порядок исследования диффузионной способности легких методом одиночного вдоха с задержкой дыхания

Последовательность этапов ДМ при исследовании $DL_{CO\,sb}$ представлена на рис. 2 [1–4].

Этап вдоха тестового газа

После обхвата мундштука и надевания носового зажима пациент спокойно дышит в пневмотахометр (как минимум 3 цикла спокойного дыхания). На этом этапе обследуемый адаптируется к дыханию через мундштук, а оператор добивается равномерного дыхания и стабильного уровня функциональной ОЕЛ (ФОЕ), соответствующей уровню конца обычного выдоха. Далее пациенту предлагается выполнить нефорсированный максимально глубокий выдох до уровня остаточного объема легких (ООЛ). У больных с обструктивными заболеваниями легких, зачастую характеризуемых длительным временем выдоха, рекомендуется ограничить время выдоха до < 12 с. Это время позволит большинству больных с бронхиальной обструкцией выдохнуть достаточно для того, чтобы во время последующего вдоха тестового газа достичь уровня максимальной ЖЕЛ. Пациенты с бронхиальной обструкцией нередко выполняют субмаксимальный вдох из-за того, что у них было мало времени для адекватного выдоха перед ингаляцией тестового газа.

После достижения уровня ООЛ происходит переключение на источник тестового газа, и пациенту предлагается сделать быстрый вдох до уровня ОЕЛ.

Недостаточно глубокий вдох тестового газа (т. е. значительно меньше известного для данного пациента значения ЖЕЛ) способен оказывать различное влияние на перенос CO в зависимости от того, было ли это результатом недостаточно глубокого предшествующего выдоха до уровня ООЛ, либо недостаточно полного вдоха от уровня ОЕЛ [23–26]. В первом случае расчет V_A и DL_{CO} будет соответствовать легочным объемам пациента и отражать транспорт CO на уровне ОЕЛ. Во втором случае V_A будет снижен, и величина DL_{CO} будет искажена.

Исходя из этого, следует добиваться максимального приближения объема вдыхаемого газа (V_I) к значению ранее измеренной ЖЕЛ. По данным обследования большой популяции больных показано, что при измерении DL_{CO} объем вдоха (V_I) должен составлять около 90 % ЖЕЛ [23]. После публикации клинических рекомендаций с последующим внедрением контроля за качеством оборудования (2005) было доказано значительное повышение качества получаемых результатов [27].

Помимо этого, отмечено, что V_I можно повысить, увеличив до 12 с время выдоха перед вдыханием тестового газа. Таким образом, V_I должен составлять ⩾ 90 % от наибольшего значения ЖЕЛ, полученного в день тестирования. Однако маневр может оказаться приемлемым и при V_I, составляющем 85 % от наибольшей ЖЕЛ, если V_A отличается от наибольшей V_A во всех приемлемых маневрах DL_{CO} не более чем на 200 мл или 5 % (выбирается наибольшее значение).

Вдох должен быть быстрым, т. к. при расчете DL_{CO} предполагается мгновенное наполнение легких [28–32]. При более медленном наполнении легких уменьшается время, в течение которого легкие находятся в состоянии полного вдоха, что приводит к уменьшению поглощения CO. Пациент должен вдохнуть 85 % V_I менее чем за 4,0 с. Если для вдыхания 85 % V_I требуется более длительное время, это должно быть отмечено в протоколе исследования.

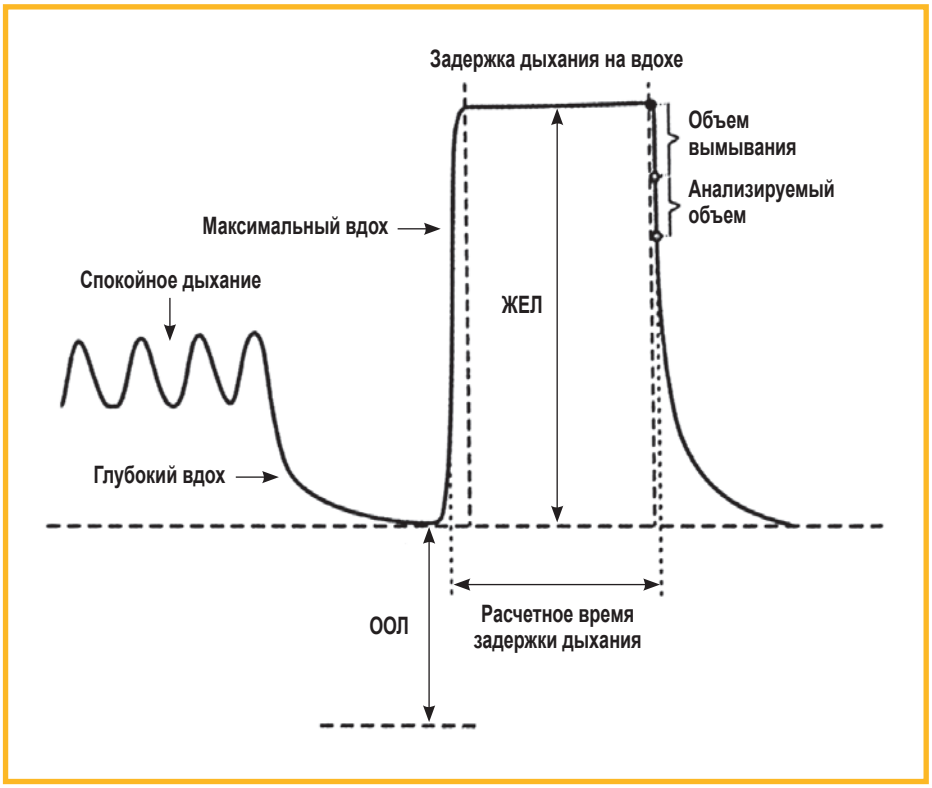


Рис. 2. Маневр выполнения диффузионного теста методом одиночного вдоха с задержкой дыхания
Примечание: ЖЕЛ – жизненная емкость легких; ООЛ – остаточный объем легких.

Figure 2. Maneuver for performing a diffusing capacity test using a single breath with breath-holding

Этапы задержки дыхания и последующего выдоха

Во время задержки дыхания на расчет DL_{CO} могут повлиять как маневр Вальсальвы, так и маневр Мюллера (соответственно, попытка выдоха или вдоха при закрытом надгортаннике); снижая или повышая кровенаполнение легких, упомянутые ДМ способствуют снижению или повышению DL_{CO} соответственно [33–35]. Следовательно, интрапульмональное давление во время задержки дыхания должно быть ниже атмосферного, что достигается в условиях минимизации напряжения пациента во время задержки дыхания. Продолжительность задержки дыхания должна составлять 10 ± 2 с, что легко выполняется большинством обследуемых [1–3, 36].

Как и при вдохе, расчет DL_{CO} предполагает мгновенное опорожнение легких [37]. Существуют различные методики, допускающие более медленное опорожнение легких, но при этом экспираторный маневр должен быть плавным, нефорсированным и без колебаний и прерываний.

При выполнении исследования в классических системах время выдоха для вымывания и сбора пробы не должно превышать 4 с. Превышение этого лимита (например, в случае выраженной бронхообструктивной патологии) наряду с продолжительностью выдоха должно быть упомянуто в протоколе исследования. В случаях, когда система оснащена RGA-газоанализатором, пациенту предлагается выдыхать полностью (до уровня ООЛ), при этом допускается продолжительность выдоха до 12 с, что позволяет добиться оптимальной точности при измерении V_A.

В рекомендациях ERS / ATS указано, что между ДМ должно пройти ⩾ 4 мин для достаточного удаления следов тестового газа из легких [3]. Для лиц с бронхиальной обструкцией требуется более длительный период (⩾ 10 мин). Несколько глубоких вдохов между маневрами помогут более эффективно удалить тестовый газ из легких. Во время перерывов между ДМ пациент продолжает оставаться в используемом помещении – исследование не рекомендуется прерывать.

Вымывание и сбор образца выдыхаемого газа

Расчет DL_{CO} производится путем анализа альвеолярной порции выдыхаемого газа, содержащей CO и ИГ. Во время выдоха пациент должен выдохнуть весь газ из $V_{D\ анат.}$ и «мертвого пространства» оборудования ($V_{D\ оборуд.}$); этот газ не анализируется, только потом отбирается альвеолярная порция. При завершении отбора образца до достижения точки вымывания газа из «мертвого пространства» величина DL_{CO} будет занижена, тогда как задержка при сборе образца после достижения точки вымывания газа из «мертвого пространства» напротив, приведет к завышению показания DL_{CO} [28, 30].

Вымывание и сбор образца в классических системах

Объем вымывания должен составлять 0,75–1,0 л (условия BTPS). При ЖЕЛ < 2,0 л объем вымывания уменьшается до 0,5 л. Объем образца (*Sample Volume* – SV) – это объем порции газа, следующий после объема вымывания и используемый для анализа альвеолярных концентраций CO и ИГ. Продолжительность сбора SV влияет на расчет времени задержки дыхания. Для систем классического дизайна (сбора образца «в мешок») необходим большой объем образца – SV составляет 0,5–1,0 л. У больных с ЖЕЛ < 1 л можно использовать SV < 0,5 л, если возможно подтвердить, что газ из «мертвого пространства» не попал в пробу.

Вымывание и сбор образца в системах с RGA-анализаторами

Точку вымывания газа из «мертвого пространства» можно определить по концентрации выдыхаемого ИГ. Начало альвеолярного плато можно установить по точке излома, отделяющей каждую фазу этапа вымывания на графике изменения концентрации относительно объема, добавив долю V_D, измеренную по методу Фаулера [38], к точке излома между II и III фазами [39]. Такой подход возможно автоматизировать, однако для визуального определения точки вымывания «мертвого пространства» концентрация ИГ должна быть отражена на кривой «концентрация–объем», поскольку определение точки вымывания «мертвого пространства» с использованием кривой концентрации относительно времени ненадежно из-за достаточно высокой скорости потока в начале выдоха. Это проиллюстрировано на рис. 3. Если оператор меняет точку сбора образца, это должно быть отражено в результатах исследования.

При использовании систем с RGA-анализаторами V_D измеряется, а не рассчитывается. Общее «мертвое пространство» (V_D) можно измерять по кривой вымывания ИГ при использовании метода Фаулера (см. рис. 4) [38].

Линия линейной регрессии, отражающая наклон фазы III на графике изменения концентрации вымывания ИГ в зависимости от объема, должна ориентироваться по второй половине этой кривой. «Мертвое пространство» по Фаулеру определяется точкой, в которой площадь под кривой между наклоном III фазы и кривой вымывания ИГ равна площади между пиковой концентрацией ИГ и кривой вымывания ИГ. $V_{D\ анат.}$ соответствует «мертвому пространству» Фаулера за вычетом $V_{D\ оборуд.}$, включая фильтр и / или мундштук, что указывается производителем прибора в инструкции по эксплуатации.

Состав вдыхаемого газа

Состав тестового газа, используемого для расчета DL_{CO}, должен быть максимально приближен к следующему:

- 0,3 % – CO;
- 21 % – кислород, ИГ и азот.

ИГ должен быть относительно нерастворимым и относительно химически и биологически инертным. Поскольку ИГ применяется для определения начальной концентрации CO в альвеолах и V_A, из которого происходит поглощение CO, диффузия в газовой

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

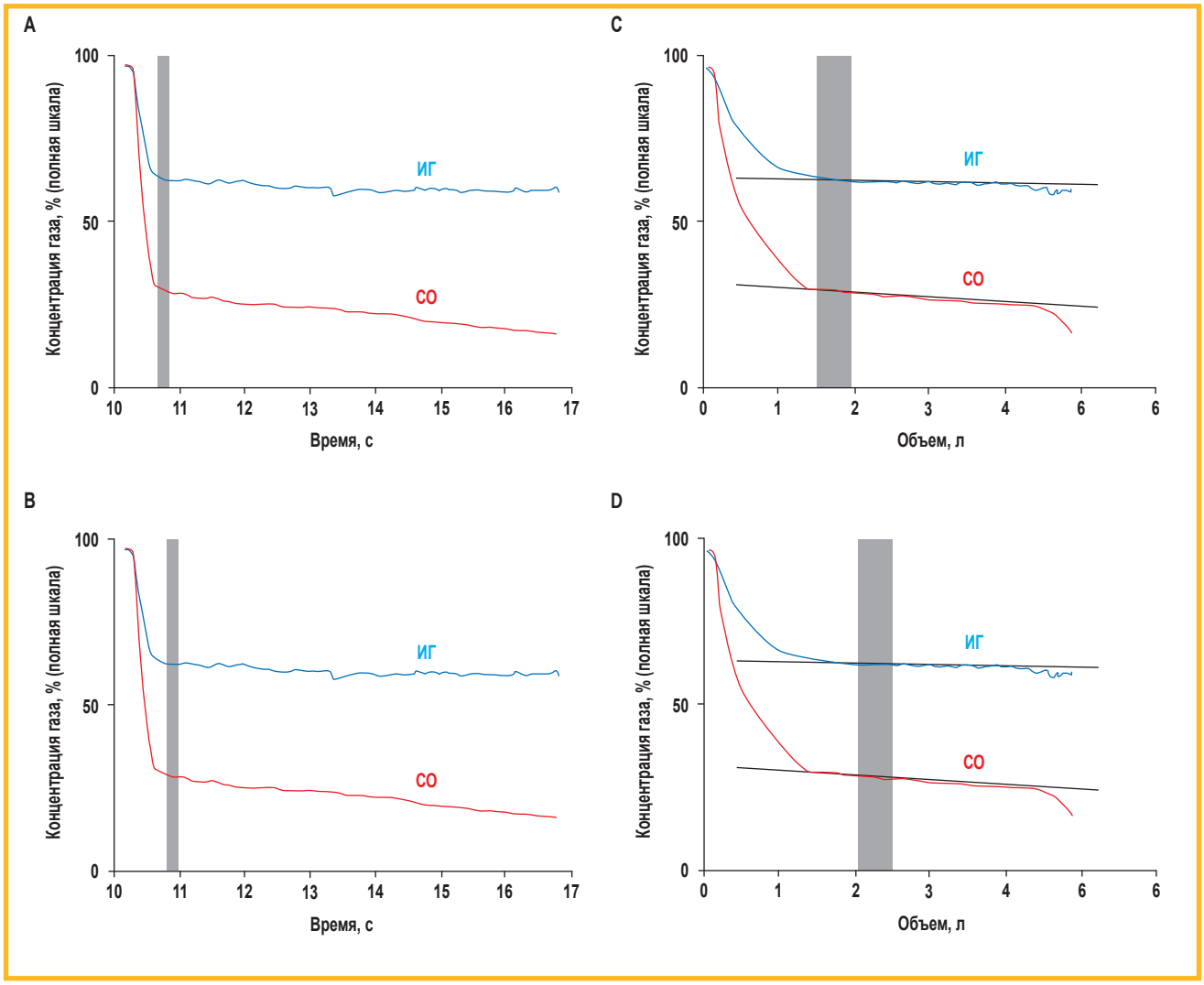


Рис. 3. Сравнение концентраций монооксида углерода и индикаторного газа. Воспроизведено из [4]. Сравнение концентраций монооксида углерода и индикаторного газа, представленных на графиках как функция времени (A, B) или объема (C, D). Серый столбец отображает виртуальный отбор 500-миллилитрового образца выдыхаемого газа. На верхних графиках (A, C) продемонстрирован отбор образца согласно компьютерному алгоритму (на основании концентрации газов и объема легких). На нижних графиках (B, D) отображен отбор образца после ручной коррекции оператором с использованием графика концентрация / время. Операторы, как правило, более консервативны и могут смещать расположение выбираемого для анализа образца. При использовании графика изменения концентрации газа относительно времени подобная коррекция не представляется значимой. Однако при переключении на график изменения концентрации относительно объема правильность выполненной коррекции может вызвать сомнения
Примечание: ИГ – индикаторный газ; CO – монооксид углерода.

Figure 3. Comparison of carbon monoxide and tracer gas concentrations. Reproduced from [4]. Comparison of carbon monoxide and tracer gas concentrations plotted as a function of time (A, B) or volume (C, D). The gray column represents the virtual collection of a 500 mL exhaled gas sample. The upper graphs (A, C) demonstrate the sample collection according to the computer algorithm (based on gas concentrations and lung volumes). The lower graphs (B, D) show the sample collection after manual adjustment by the operator using the concentration/time plot. Operators are usually more conservative and may bias the location of the sample collected for analysis. This adjustment does not appear to be significant when using the gas concentration/time plot. However, the accuracy of the adjustment may be questionable when using the concentration/volume plot.

среде ИГ должна быть аналогична таковой для CO, и он не должен мешать измерению концентрации CO. В то же время ИГ не должен присутствовать в альвеолярном газе (или присутствовать в нем в известной минимальной концентрации, как, например, аргон).

Наиболее часто в качестве ИГ используются гелий или метан. Гелий соответствует большинству упомянутых критериев, однако его диффузия в газовой среде значительно выше, чем у CO. Метан обычно применяется в системах с RGA-анализаторами; его диффузия в газовой среде ближе к CO, а растворимость – чуть выше таковой для гелия.

Критерии качества диффузионного теста

На рис. 5 продемонстрированы наиболее часто встречающиеся ошибки при выполнении ДМ $DL_{CO\,sb}$.

График объем–время должен характеризоваться гладким быстрым ростом вначале, сменяющимся плато при задержке дыхания с последующим быстрым и гладким снижением на выдохе. График концентрации газа должен иметь быстрый подъем во время подачи тестового газа и оставаться стабильным до начала выдоха, характеризуемым быстрым снижением с гладким переходом в III фазу.

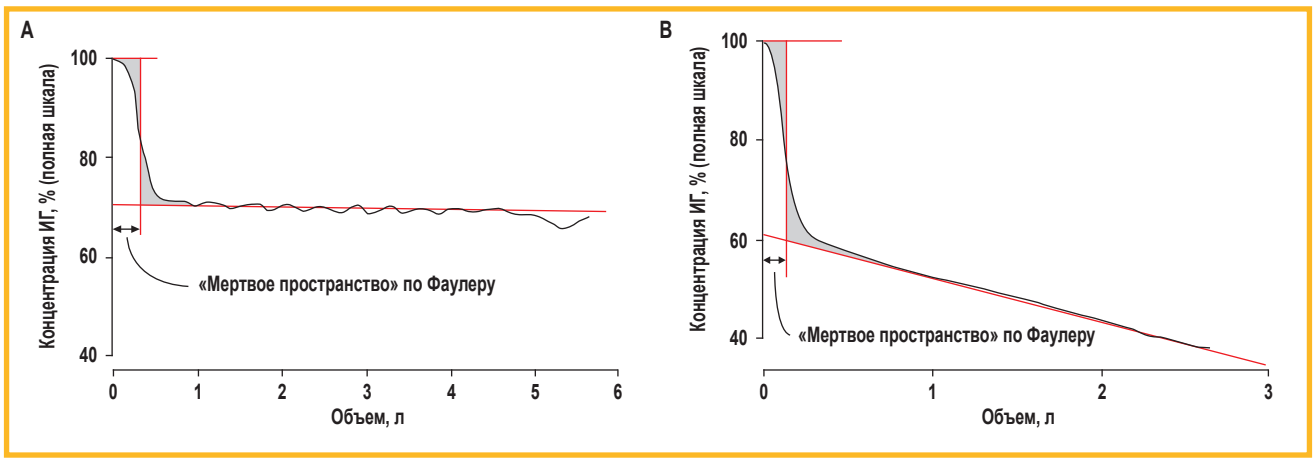


Рис. 4. Графическое представление расчета «мертвого пространства» по методу Фаулера (*Fowler*): А – у здорового человека; В – у больного хронической обструктивной болезнью легких. Вымывание индикаторного газа после одиночного вдоха тестовой смеси представлено на графике изменения концентрации относительно выдыхаемого объема. Объем, при котором затененная область над кривой вымывания индикаторного газа эквивалентна затененной области под кривой, является «мертвым пространством» по Фаулеру в условиях BTPS. Воспроизведено из [4]

Примечание: ИГ – индикаторный газ; BTPS (*Body condition for Temperature and barometric Pressure, Saturated*) – параметры газа в легких человека: температура тела (37 °C), барометрическое (атмосферное) давление и полное насыщение водяным паром.

Figure 4. Graphical representation of the “dead space” calculation using Fowler’s method: A, in a healthy individual; B, in a patient with chronic obstructive pulmonary disease. The washout of the tracer gas after a single inhalation of the test mixture is shown on a graph of the concentration relative to the exhaled volume. The volume at which the shaded area above the tracer gas washout curve is equivalent to the shaded area below the curve is the “dead space” according to Fowler under BTPS conditions. Reproduced from [4]

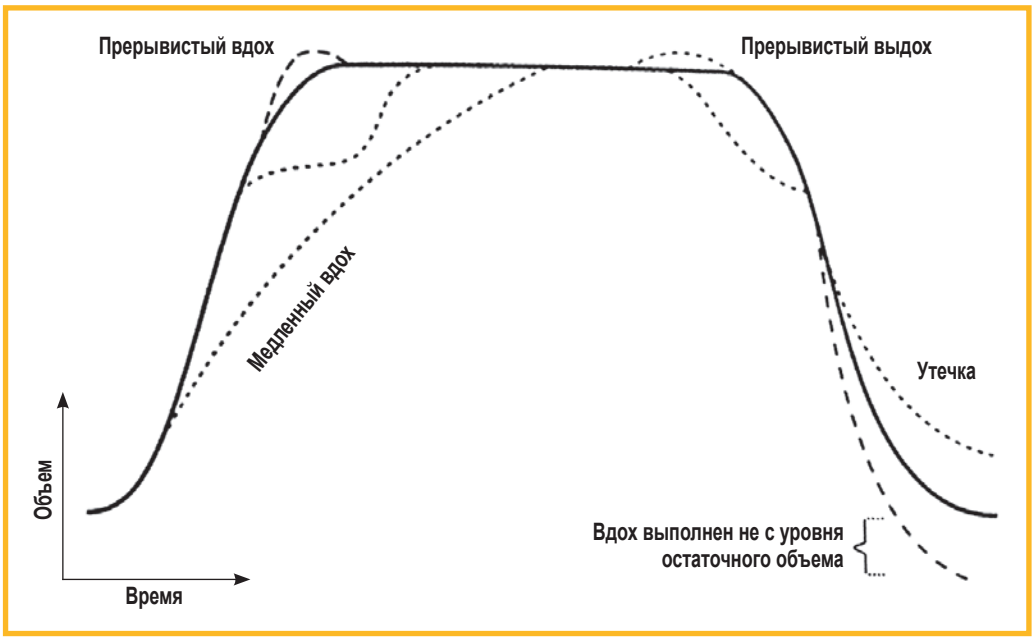


Рис. 5. Основные ошибки при выполнении дыхательного маневра диффузионной способности легких по монооксиду углерода методом одиночного вдоха (выделены пунктирной линией). Воспроизведено из [4]

Figure 5. The main errors in performing the breathing maneuver to assess the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide using the single-breath method (highlighted by the dotted line). Reproduced from [4]

Критерии правильно выполненного маневра (критерии приемлемости)

Маневр считается приемлемым при соблюдении следующих условий:

- $V_I \geqslant 90$ % от наибольшего показателя ЖЕЛ, полученного в том же исследовании. Допускается $V_I \geqslant 85$ % от наибольшего показателя ЖЕЛ из той же сессии исследования функции системы дыхания, но при условии, что V_A не отличается на $\geqslant 200$ мл или 5 % (берется большее) от максимального V_A из других приемлемых ДМ;
- продолжительность вдоха 85 % V_I тестового газа составляет < 4 с;
- стабильная задержка дыхания на протяжении 10 ± 2 с без признаков утечки или маневров Мюллера или Вальсальвы;
- сбор образца альвеолярного газа должен быть осуществлен в течение 4 с от начала выдоха. В системах с RGA-анализаторами сбор виртуального

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

образца должен начаться после того, как полностью завершится вымывание тестового газа из «мертвого пространства».

Критерии повторяемости

Получено как минимум 2 приемлемых ДМ со значениями $DL_{CO\,sb}$, отличающимися друг от друга не более чем на 2 мл / мин / мм рт. ст. (0,67 ммоль / мин / кПа).

Поскольку повторяемость в течение одного исследования обусловлена в большей степени техническими причинами, чем физиологическими, за итоговый результат принимается среднее значение 2 технически приемлемых ДМ, соответствующих критериям повторяемости. ДМ, не отвечающие критерию повторяемости, исключаются. Для получения повторяемых результатов возможно выполнение до 5 ДМ. Доказано, что после проведения 5 ДМ отмечается повышение уровня COHb примерно на 3,5 $\%_{исх.}$ [40, 41], что приводит к снижению измеренной DL_{CO} примерно на 3–3,5 %, в связи с этим выполнять > 5 ДМ при определении DL_{CO} не рекомендуется.

В настоящее время для обозначения качества выполненного исследования $DL_{CO\,sb}$ используется буквенная система (табл. 4).

Класс качества A. ДМ соответствует всем критериям приемлемости. Результаты исследования следует представлять как среднее значение DL_{CO} ⩾ 2 измерений класса качества A с повторяемыми результатами (т. е. с разницей ⩾ 2 мл / мин / мм рт. ст. или 0,67 ммоль / мин / кПа между ними). Если после повторного тестирования оператор не может получить 2 повторяемых ДМ класса A, выбирается следующий алгоритм представления результатов исследования с комментарием, что измерение не полностью соответствует следующим критериям качества:

- если ⩾ 2 ДМ класса A не соответствуют критериям повторяемости, для результата выбирается среднее значение DL_{CO} ДМ, соответствующих критериям качества;
- если получен всего 1 ДМ класса A, для результата выбирается значение DL_{CO} именно этого маневра;
- если не получено ни одного ДМ класса A, в отчете используется среднее значение DL_{CO} по результатам принятых к обсчету попыток класса качества B, C или D;
- результаты попыток класса качества F не используются при написании заключения; в этом случае DL_{CO} не может быть оценена.

Интерпретация результатов диффузионного теста

Коррекция должных величин показателя диффузионной способности легких по монооксиду углерода перед интерпретацией

Значение DL_{CO} зависит от множества физиологических факторов. Помимо возраста, пола, роста и, возможно, этнической принадлежности, DL_{CO} изменяется в зависимости от уровня Hb, объема легких, концентрации COHb в крови, парциального давления кислорода во вдыхаемом воздухе (P_IO_2), физической нагрузки перед исследованием и положения тела пациента. Все перечисленное целесообразно учитывать при расчете DL_{CO}, причем коррекции должны подвергаться должные величины, а не результаты исследования. Должные величины DL_{CO} были определены по результатам измерений у здоровых лиц с нормальным уровнем Hb и ми-

Таблица 4

Классификация качества измерения диффузионной способности легких по монооксиду углерода [3]

Table 4

Classification of the quality of measurement of the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide [3]

Качество*	Оцениваемые критерии		Сбор образца, с
	V_I / ЖЕЛ, %	Время задержки дыхания, с	
A	≥ 90**	8–12	≤ 4
B	≥ 85	8–12	≤ 4
C	≥ 80	8–12	≤ 5
D	≤ 80	< 8 или > 12	≤ 5
F	≤ 80	< 8 или > 12	> 5

Примечание: V_I – объем вдоха тестового газа; ЖЕЛ – жизненная емкость легких; V_A – альвеолярный объем; DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; * – только маневр класса A соответствует всем критериям приемлемости. Результатом исследования должен быть средний показатель DL_{CO}, полученный по данным ≥ 2 маневров, соответствующих классу A и имеющих повторяемые результаты. При наличии лишь 1 дыхательного маневра класса A для написания заключения приводятся результаты именно этого маневра. В случае, когда маневров класса A не получено, используются результаты класса B, C или D. Для отчета используются средние значения от выбранных попыток; класс качества использованных дыхательных маневров указывается в заключении. Маневры класса F не используются для написания заключения; ** – или соотношение показателей объема вдоха тестового газа и жизненной емкости легких ≥ 85 % и альвеолярного объема не отличаются на ≥ 200 мл или на 5 % (в зависимости от того, что больше) от наибольшего альвеолярного объема в других приемлемых маневрах.

Note: *, only Class A maneuver meets all acceptance criteria. The test result should be the average DLCO value obtained in ≥ 2 maneuvers corresponding to Class A and having repeatable results. If only one Class A breathing maneuver is obtained, the results of this maneuver are presented in the report. In cases where no Class A maneuvers are obtained, the results of Classes B, C, or D are used. The average values from the selected attempts are used for reporting; the quality class of the breathing maneuvers used is indicated in the report. Class F maneuvers are not used in the report; **, or the ratio of the inspiratory volume of test gas to vital capacity is ≥ 85% and the alveolar volume does not differ by ≥ 200 ml or 5% (whichever is greater) from the largest alveolar volume in other acceptable maneuvers.

нимальным содержанием COHb, находящихся в покое, в положении сидя, при дыхании комнатным воздухом. Если какое-то из этих условий не выполняется, требуется соответствующая коррекция должного значения.

Коррекция по гемоглобину

Важным фактором транспорта CO является соединение CO с Hb, поэтому величина DL_{CO} зависит от концентрации Hb [42, 43]. Существует несколько подходов для коррекции DL_{CO} по Hb, используя формулы, предложенные *J.E.Cotes et al.* [6]:

$$DL_{CO\ долж.}, \text{ корректированная по Hb, } = DL_{CO\ долж.} \times$$

$$\times (1{,}7\ Hb / (10{,}22 + Hb)), \quad (7)$$

где: Hb – концентрация гемоглобина, г / дл.

Эта формула применяется при обследовании мужчин и подростков, при этом по умолчанию в качестве должной концентрации Hb используется величина 14,6 г / дл (9 ммоль / л в единицах СИ). В этом случае численное значение корректирующего множителя составляет 1. Следовательно, у мужчин при концентрации Hb < 14,6 г / дл после коррекции должного значения измеренная DL_{CO} ($\%_{долж.}$) будет выше. И напротив, у мужчин при концентрации Hb > 14,6 г / дл после коррекции должного значения измеренная DL_{CO} ($\%_{долж.}$) будет ниже. Изменение концентрации Hb на 1 г / дл приводит к сдвигу должного значения DL_{CO} примерно на 2,7–2,9 % (при больших отклонениях концентрации Hb от 14,6 г / дл изменение должного значения DL_{CO} выражено в еще большей степени, поскольку зависимость DL_{CO} от концентрации Hb не является линейной).

У женщин и детей моложе 15 лет должное значение концентрации Hb составляет 13,4 г / дл (8,26 ммоль / л в единицах СИ); формула для коррекции выглядит следующим образом:

$$DL_{CO\ долж.}, \text{ корректированная по Hb, } = DL_{CO\ долж.} \times$$

$$\times (1{,}7\ Hb / (9{,}38 + Hb)). \quad (8)$$

Приведенные формулы используются для коррекции должных значений, а не фактических, полученных при исследовании.

Второй подход был предложен ATS (1995) [8] и чаще применяется производителями оборудования для измерения DL, основан на коррекции не должного значения, а измеренной величины. Формулы для коррекции измеренных значений DL_{CO} ($DL_{CO\ корр.}$) по концентрации Hb у мужчин и женщин выглядят следующим образом:

$$DL_{CO\ корр.} = DL_{CO} \text{ измеренная} \times (10{,}22 + Hb) / (1{,}7 \times Hb), \quad (9)$$

$$DL_{CO\ корр.} = DL_{CO} \text{ измеренная} \times (9{,}38 + Hb) / (1{,}7 \times Hb). \quad (10)$$

Измеренные значения DL_{CO}, представленные в процентах от должного и рассчитанные с использованием обоих описанных способов, не будут значимо отличаться друг от друга, однако рекомендуется использовать первый способ коррекции – коррекции должного значения.

Коррекция по карбоксигемоглобину

В большинстве лабораторий концентрация COHb в крови не измеряется и не производится соответствующая коррекция $DL_{CO.}$ В норме концентрация COHb в крови не превышает 1–2 % [44], однако при вдыхании сигаретного дыма или профессиональном контакте с угарным газом его уровень может значительно повыситься, как и, следовательно, уровень COHb в крови [45]. Для исключения ошибок измерения, связанных с внешним воздействием, следует воздерживаться от курения перед исследованием. Кроме того, концентрация COHb может немного повыситься за счет вдыхания во время исследования DL_{CO}, содержащей CO газовой смеси. Показано, что после каждого измерения $DL_{CO\ sb}$ с задержкой дыхания концентрация COHb увеличивается примерно на 0,6–0,7 % [40, 41]. При повышении концентрации COHb измеренная DL падает как в результате увеличения остаточного парциального давления CO в крови (при этом уменьшается градиент парциального напряжения CO между альвеолярным воздухом и кровью, что сопровождается снижением величины движущего давления), так и за счет уменьшения числа участков молекул Hb, доступных для соединения с CO [46].

При коррекции DL_{CO} по COHb следует помнить, что каждое повышение концентрации COHb на 1 % приводит к снижению DL_{CO} примерно на 0,8–1 % [46, 47]. Способы коррекции DL_{CO} по COHb такие же, как и для коррекции по Hb. ERS / ATS [3] рекомендуется производить коррекцию должного значения DL_{CO} по COHb с использованием следующей формулы:

$$DL_{CO\ долж.}, \text{ корректированная по COHb, } = DL_{CO\ долж.} \times$$

$$\times (102\ \% - COHb, \%). \quad (11)$$

При концентрации COHb < 2 % коррекции не требуется (должные значения уже учитывают такой уровень CO в крови). При концентрации COHb в крови > 2 % требуется коррекция должных показателей. В случае подозрения на высокую концентрацию COHb рекомендуется рассмотреть возможность лабораторного подтверждения повышенных значений этого показателя. С учетом недавнего курения сигарет (< 2 ч до исследования) или интенсивного курения (> 20 сигарет в сутки) следует оценить возможность проведения коррекции по COHb.

Коррекция по барометрическому давлению

Парциальное напряжение кислорода в легочных капиллярах влияет на перенос CO и определяется главным образом P_IO_2. За нормальное значение принимается P_AO_2 = 100 мм рт. ст. и P_IO_2 = 150 мм рт. ст. (при дыхании атмосферным воздухом на уровне моря).

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

При изменении парциального давления кислорода (к примеру, упомянутые показатели повышаются при ингаляции кислорода и снижаются при подъеме над уровнем моря) DL_{CO} изменяется примерно по 0,35 % на 1 мм рт. ст. P_AO_2 (по 0,31 % на 1 мм рт. ст. P_IO_2) [48, 49]. В отличие от концентрации Hb барометрическое (атмосферное) давление (*barometric pressure* – P_B) является фактором окружающей среды и не зависит от пациента, поэтому рекомендуется коррекция уже измеренной DL_{CO} для симуляции стандартных условий [3, 4]. P_B, как и P_IO_2, снижается с увеличением высоты, а DL_{CO} повышается на 0,53 % на каждые 100 м увеличения высоты над уровнем моря [3, 4]. Эксперты ERS / ATS полагают, что если DL_{CO} и $DL_{CO\ долж.}$ будут скорректированы по стандартному давлению (760 мм рт. ст., или 101,3 кПа), то это улучшит точность должных величин, полученных в других популяционных группах [3, 4]. Для коррекции по P_B (при условии, что P_IO_2 = 150 мм рт. ст. (20 кПа) при стандартном давлении) в зависимости от единиц измерения P_B (мм рт. ст. или кПа) используются следующие формулы [2, 49]:

$$DL_{CO}, \text{ корректированная по } P_B, \approx$$

$$\approx DL_{CO}\ (0{,}505 + 0{,}00065 \times P_B), \quad (12)$$

$$DL_{CO}, \text{ корректированная по } P_B, \approx$$

$$\approx DL_{CO}\ (0{,}505 + 0{,}00488 \times P_B). \quad (13)$$

Также экспертами ERS / ATS подчеркивается, что взаимосвязь между DL_{CO} и P_B для систем с RGA-анализаторами не подтверждена и необходимы дополнительные исследования для валидизации этих формул [3, 4].

Референсные (должные) величины

Количественная оценка данных исследования DL проводится путем сопоставления измеренных величин с их должными значениями, полученными при обследовании здоровых некурящих лиц (имеющих нормальный уровень Hb, принимаемый за 14,6 г / дл (9 ммоль / л) у лиц мужского пола старше 15 лет и 13,4 г / дл (8,26 ммоль / л) – у взрослых женщин и детей моложе 15 лет).

Существует множество систем должных величин, из которых в практической работе наиболее часто использовалась система, рекомендованная экспертами Европейского сообщества угля и стали (*European Community for Coal and Steel* – ECCS) [50, 51]. В Российской Федерации для показателей спирометрии и статических легочных объемов были разработаны системы должных величин *Р.Ф.Клемент и соавт.* для взрослых и лиц младше 18 лет [52], но не для параметров DL.

Возможность применения системы должных величин ограничена характеристиками популяции обследованных пациентов для разработки этих систем. На расчет должной величины в наибольшей степени влияют этническая (расовая) принадлежность, пол, рост и возраст обследуемого. Следует избегать экстраполяции должных величин за пределы указанных диапазонов роста и возраста. Если показатели возраста или роста пациента все же выходят за границы популяции, для которой были разработаны должные величины, то в протоколе исследования необходимо указать, что при расчете должных значений была проведена экстраполяция данных.

В 2017 г. экспертной группой ERS опубликована работа по стандартизации должных значений для показателей диффузионного теста (DL_{CO}, V_A, K_{CO}) (*Global Lung function Initiative* – GLI) для лиц в возрастном диапазоне от 5 до 85 лет (4,5–91 года – возраст популяции, которую обследовали для разработки должных величин) [53]. Следует отметить, что область применения системы должных величин GLI для исследования $DL_{CO\ sb}$ ограничена европейской популяцией. В связи с этим при использовании должных величин исследования DL системы GLI (2017) расовая принадлежность должна быть отражена в итоговом протоколе исследования [53].

Система должных величин характеризует диапазон нормальных значений показателя у соответствующий здоровой популяции. Для определения этого диапазона используется уравнение регрессии и соответствующая ему величина стандартного отклонения (*Standard Deviation* – SD). С помощью уравнения рассчитывается должная величина, представляющая собой среднее арифметическое значение показателя, и SD, характеризующее разброс (дисперсию) значений показателя, характерный для данной популяции. За диапазон нормальных значений принимается 90%-ный доверительный интервал и, соответственно, актуальная для анализа диффузионного теста нижняя (НГН) и верхняя (ВГН) границы нормы в абсолютных величинах определяются по формулам:

$$\text{НГН} = \text{должное значение} - 1{,}645 \times \text{SD}, \quad (14)$$

$$\text{ВГН} = \text{должное значение} + 1{,}645 \times \text{SD}. \quad (15)$$

Современные диагностические системы позволяют выводить на экран и включать в протокол исследования не только должные значения, но и значения НГН и ВГН. Использовать НГН и ВГН для оценки отклонений показателей от нормы следует с анализом клинических, рентгенологических данных и возраста пациента.

Отклонение от нормы каждого из показателей рекомендуется определять по величине z-оценки (z-score). По z-оценке определяется, насколько измеренная величина показателя отличается от его должного значения, при этом мерой отклонения служит SD. Значения z-оценки от –1,645 до +1,645 соответствуют диапазону нормальных значений для всех показателей диффузионного теста. Более того, все чаще z-оценка используется в качестве универсальной характеристики степени выраженности выявленных нарушений. Степень отклонения от нормы любого из показателей диффузионного

Таблица 5
Оценка степени снижения диффузионной способности легких по моноксиду углерода по z-оценке
Table 5
Assessment of the reduction of diffusing capacity of the lung for carbon monoxide by z-score

Степень снижения	Величина z-оценки
Легкая	–2,500 ≤ z-оценка < (–1,645)
Средняя	–4,000 ≤ z-оценка < (–2,510)
Тяжелая	z-оценка < (–4,100)

теста можно определить с помощью единой шкалы (табл. 5) [54].

Следует подчеркнуть, что, поскольку еще используются приборы, в которых не высчитывается z-оценка, то в этом случае степень отклонения DL_{CO} можно оценить по $\%_{долж.}$ [1, 55].

Анализ результатов диффузионного теста

Газообменная функция легких оценивается по транспорту ими CO. Перенос CO в кровь определяется площадью поверхности АКМ, диффузионными свойствами, концентрацией Hb капиллярной крови, контактирующим с альвеолярным газом и скоростью реакции (Θ) между Hb и CO.

Для оценки газообмена производится измерение K_{CO} (характеризует снижение концентрации CO по завершении ДМ) и V_A (определяет величину объема легких, участвовавшего в газообмене во время ДМ; показатель получается посредством измерения динамики концентрации ИГ). Их произведение ($DL_{CO} = K_{CO} \times V_A$) является ключевым показателем, который оценивается при анализе DL.

Диапазон нормальных значений для DL_{CO} и V_A находится между 5-м и 95-м процентилями гистограммы должных значений. С учетом подобной ширины этого диапазона при оценке полученного результата целесообразно учитывать его расположение относительно ВГН и НГН. Для этого рекомендуется обеспечить вывод на экран и в распечатку заключения не только абсолютного значения измеренного показателя, но и абсолютного значения диапазона нормальной величины [3].

У здоровых лиц в условиях нормального V_A K_{CO} также имеет значения между 5-м и 95-м процентилями. Однако при уменьшении объемов легких K_{CO} повышается нелинейно (снижение объема газа в легких приводит к более быстрым изменениям концентрации CO вследствие более высокого отношения площади поверхности к объему), и следовательно, этот «нормальный» диапазон для K_{CO} при сниженных легочных объемах становится условным. Следовательно, при сниженном V_A «нормальный» показатель K_{CO} (выраженный как соотношение DL_{CO} / V_A) не будет компенсировать снижение легочных объемов [55]. Таким образом, снижение показателя K_{CO} при низком V_A малоинформативно. Алгоритм интерпретации результатов диффузионного теста представлен на рис. 6.

Величина значения $DL_{CO\ долж.}$ зависит от возраста (уменьшается с возрастом), пола (DL_{CO} ниже у женщин, чем у мужчин), роста (у высоких лиц DL_{CO} выше). DL_{CO} также зависит от объема вдыхаемого газа (чем меньше объем, тем ниже DL_{CO}); DL_{CO} / V_A при этом меняется незначительно.

Для правильной интерпретации результатов исследования DL_{CO} следует учитывать данные предварительно выполненных спирометрии и бодиплетизмографии (БПГ). Снижение DL_{CO} при нормальных значениях спирометрии и легочных объемов может указывать на наличие анемии, легочных сосудистых нарушений, начальные проявления ИЗЛ.

Нормальное значение DL_{CO} при наличии данных за рестриктивные нарушения может быть следствием такой внелегочной патологии, как нейромышечные заболевания, нарушения механических свойств грудной клетки (вследствие, например, ее деформации, болезни Бехтерева и т. п.), болезни плевральной полости, ожирение.

Снижение DL_{CO} при наличии данных за обструктивные нарушения может наблюдаться у больных эмфиземой, муковисцидозом, лимфангиолейомиоматозом, легочным лангергансоклеточным гистиоцитозом [56–63].

Рассмотрение показателей DL_{CO} и V_A в комплексе позволяет проводить более точную интерпретацию результатов исследования. При снижении DL_{CO} пропорционально V_A предполагается снижение участия в газообмене как легочного (паренхиматозного), так и сосудистого компонента, что проявляется незначительным снижением или нормальным K_{CO}. При снижении DL_{CO}, выраженном в меньшей степени, чем таковое V_A, имеет место недостаточное усилие при выполнении маневра или наличие внелегочных рестриктивных нарушений, или проявление мышечной слабости (K_{CO} > ВГН). При снижении DL_{CO} в большей степени, чем V_A, предполагается наличие структурных изменений легочной ткани (K_{CO} < НГН). Основные причины изменения DL_{CO} представлены в табл. 1.

При интерпретации результатов диффузионного теста также необходимо сравнить V_A с ОЕЛ, полученной при БПГ, чтобы определить, может ли неравномерное распределение тестового газа способствовать снижению DL_{CO} (поскольку поглощение CO можно определить только для областей, в которых распределяются тестовые газы). Нормальное значение отношения V_A / ОЕЛ у взрослых пациентов составляет ≈ 0,85–0,90 [64]. При снижении этого отношения < 0,80 предполагается нарушение смешивания (распределения) газов, что отражается в снижении DL_{CO} и является возможным признаком наличия эмфиземы. Как отмечают эксперты ERS / ATS, если БПГ не проводилась, наличие крутого нисходящего наклона кривой инертного газа во время выдоха может свидетельствовать о неравномерном распределении газа [3].

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

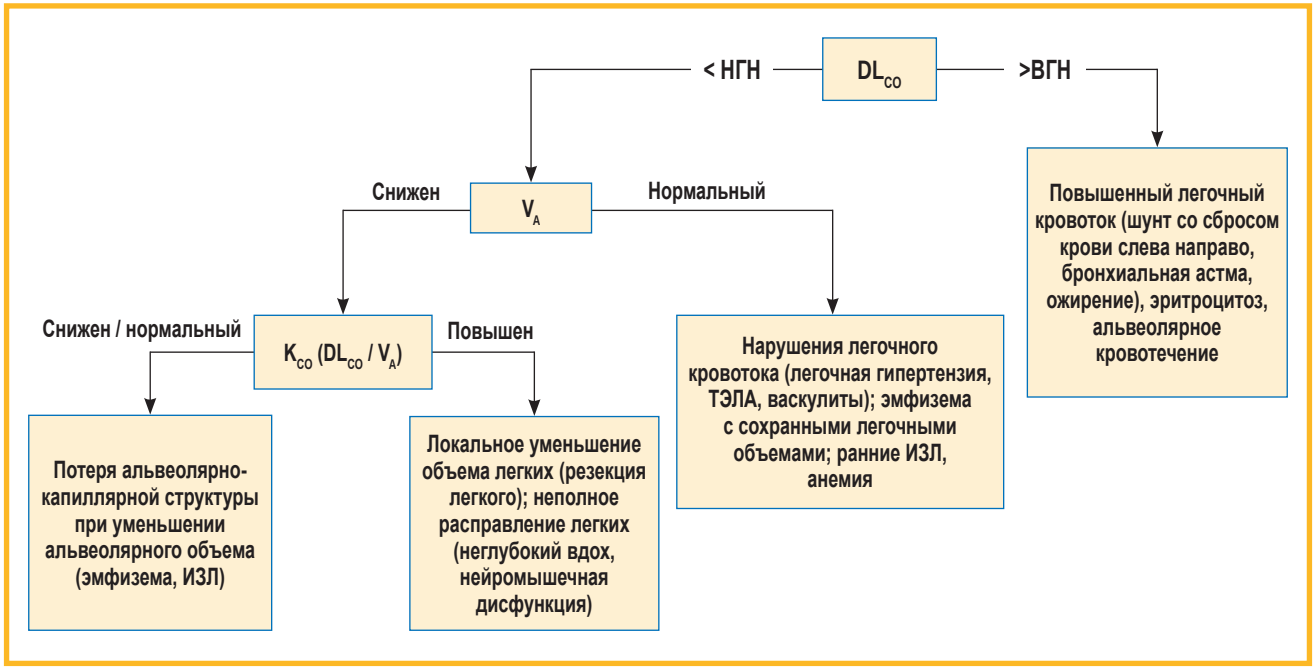


Рис. 6. Подход к интерпретации результатов исследования диффузионной способности легких по CO. Вначале требуется определить, является ли показатель диффузионной способности легких по CO сниженным или повышенным, сопоставив его со значениями нижней и верхней границ нормы, определяемых 5-м и 95-м процентилями должных значений. Высокий показатель диффузионной способности легких по CO почти всегда обусловлен повышенным объемом легочного кровотока, например при шунте слева направо, повышенным Hb, например при эритроцитозе или альвеолярном кровотечении [65]. Далее следует оценить величину показателей альвеолярного объема и коэффициента переноса легких для CO. Если показатель альвеолярного объема в пределах нормальных значений, то это может свидетельствовать о поражении легочных сосудов, эмфиземе с сохранными легочными объемами или анемии. Если показатель альвеолярного объема низкий, а трансфер-коэффициент легких по CO в норме или также снижен, то, вероятно, имеют место нарушения альвеолярно-капиллярной структуры, развивающиеся, например, при эмфиземе или интерстициальном заболевании легких с уменьшением объема легких. Низкий альвеолярный объем и повышенный трансфер-коэффициент легких по CO свидетельствуют о снижении легочных объемов по причине либо локализованной потери объема легких (например, после резекции легкого, зачастую сопровождающейся некоторым ростом трансфер-коэффициента легких по CO), либо неполного расправления легких (например, при неспособности осуществить полный вдох, что сопровождается существенным ростом трансфер-коэффициента легких по монооксиду углерода)

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; CO – монооксид углерода; ВГН – верхняя граница нормы; Hb – гемоглобин; V_A – альвеолярный объем; ТЭЛА – тромбоэмболия легочной артерии; ИЗЛ – интерстициальное заболевание легких; K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода.

Figure 6. Approach to interpreting the results of the assessment of the diffusing capacity of the lung for CO. First, it is necessary to determine whether the diffusing capacity of the lung for CO is reduced or increased by comparing it with the lower and upper limits of the normal range, which are determined by the 5th and 95th percentiles of the normal values. High diffusing capacity of the lung for CO is almost always caused by increased volume of pulmonary blood flow, such as in the case of left-to-right shunt, increased hemoglobin, for example, against erythrocytosis, or in the case of alveolar bleeding [65]. Next, it is necessary to evaluate the values of the alveolar volume and the transfer coefficient of the lung for CO. If the alveolar volume is within the normal range, it may indicate damage to the pulmonary vessels, emphysema with preserved lung volumes, or anemia. If the alveolar volume is low and the transfer coefficient of the lung for CO is normal or also low, it may indicate abnormalities in the alveolar-capillary structure, such as in the case of emphysema or interstitial lung disease with reduced lung volumes. A low alveolar volume and an increased transfer coefficient of the lung for CO indicate a decrease in lung volumes due to either localized loss of lung volume (such as after lung resection, which is often accompanied by a slight increase in the transfer coefficient of the lung for CO) or incomplete lung expansion (such as in the case of inability to fully inhale, which is accompanied by a significant increase in the transfer coefficient of the lung for CO)

ПРИЛОЖЕНИЕ

Приложение 1

Протокол исследования диффузионной способности легких

Параметры, рекомендуемые для включения в протокол исследования DL в соответствии с рекомендациями ERS / ATS представлены в табл. 1S.

Используемая для тестирования $DL_{CO\ sb}$ система должна обеспечивать вывод на дисплей и в печать следующих показателей и графиков: некорректированную DL_{CO}, DL_{CO}, корректированную по P_B (*barometric pressure* – барометрическому давлению), НГН DL_{CO} и z-оценку, должное значение и $\%_{долж.}$, K_{CO}, НГН K_{CO} и z-оценку, $K_{CO\ долж.}$ и $\%_{долж.}$ Любая коррекция (например, по Hb, COHb или парциальному давлению альвеолярного кислорода) также должна быть отражена в отчете наряду с данными, по которым проводилась коррекция, и при необходимости прокомментирована. При возможности должны указываться отдельно измеренная ОЕЛ и отношение V_A / ОЕЛ (на усмотрение проводящего исследование). Также следует указать среднее значение V_I. Если ЖЕЛ измерялась отдельно, она также должна быть указана для контроля за точностью измерения V_I. Кроме того, рекомендуется включить в протокол исследования комментарии относительно качества выполненных измерений. В случае, если в лаборатории продолжают использовать для интерпретации результатов их значения в процентах от должного, рекомендуется дополнительно указывать в отчете значения z-оценки.

Таблица 1S
Показатели, рекомендуемые для включения в протокол исследования диффузионной способности легких по монооксиду углерода

Table 1S
Indices recommended for inclusion in the test report for the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide

Показатель*	Степень необходимости
DL_{CO} (некорректированная)	Обязательно
DL_{CO} (корректированная по Hb)	Обязательно
DL_{CO} (НГН и / или Z-критерий)	Обязательно
$DL_{CO\ долж.}$	Обязательно
$DL_{CO\ долж.}$, корректированное	Факультативно (при какой-либо коррекции, помимо коррекции по Hb)
DL_{CO}, $\%_{долж.}$	Обязательно
V_A (BTPS)	Обязательно
V_A (НГН и / или Z-критерий)	Обязательно
V_A, $\%_{долж.}$	Факультативно
K_{CO}	Обязательно
K_{CO} (НГН и / или Z-критерий)	Обязательно
$K_{CO\ долж}$.	Обязательно
K_{CO}, $\%_{долж.}$	Обязательно
P_B	Обязательно
t_{BH}	Обязательно
V_I (BTPS)	Обязательно
$V_{D\ анат.}$ (по Фаулеру)	Обязательно для RGA-систем
$ОЕЛ_{sb}$	Обязательно для RGA-систем
Наименование набора должных величин	Обязательно
Класс качества теста	Рекомендуется (включая % вариабельности приемлемых маневров DL_{CO})
Комментарии оператора	Обязательно (число маневров, приемлемых маневров)
Графики	Обязательно (полное графическое изображение маневра и график концентрации выдыхаемого газа относительно объема с указанием продолжительности сбора образца в RGA-системах)
Hb	Факультативно (требуется в случае произведенной коррекции DL_{CO} по Hb); уровень Hb рекомендуется учитывать при интерпретации
COHb	Факультативно (требуется в случае произведенной коррекции DL_{CO} по COHb)
Альтернативные расчеты (например, расчет DL_{CO} по методу «трех уравнений», нормализованный угол наклона фазы III)	Факультативно

Примечание: BTPS – температура тела, давление окружающей среды, насыщение водяным паром; НГН – нижняя граница нормы; DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; V_A – альвеолярный объем, K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода; P_B – барометрическое давление; t_{BH} – время задержки дыхания; V_I (BTPS) – объем вдоха в условиях BTPS; $V_{D\ анат.}$ – анатомическое «мертвое пространство»; V_A (BTPS) – альвеолярный объем в условиях BTPS; $ОЕЛ_{sb}$ – общая емкость легких, измеренная при оценке DL_{CO} методом одиночного вдоха; Hb – гемоглобин; COHb – карбоксигемоглобин; RGA (*Rapidly responding Gas Analyzer*) – газоанализатор быстрого реагирования; * – для DL_{CO}, V_A, K_{CO}, t_{BH}, V_I, $V_{D\ анат}$ и $ОЕЛ_{sb}$ представлены в виде средних значений приемлемых и повторяемых маневров.

Note * – DL_{CO}, V_A, K_{CO}, t_{BH}, V_I, $V_{D\ anat}$, and TLC_{sb} are presented as the average values of acceptable and repeatable maneuvers.

Рекомендуется обеспечить возможность импорта и экспорта данных в / из интерфейса используемой диагностической системы.

Приложение 2

Клинические примеры

Пациент 1. Мужчина 60 лет, европеоидной расы. Диагноз хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ), эмфизематозный фенотип, тяжелой степени, обострение. Жалобы на одышку при физической нагрузке. Госпитализирован в декабре 2025 г. в плановом порядке для дообследования и коррекции лечения. Со слов пациента: стаж курения – 35 пачко-лет, в настоящее время не курит. Работал водителем. Диагноз ХОБЛ установлен в 2023 г. Уровень α_1-антитрипсина – 1,51 г / л (норма – 0,9–2,0). По данным компьютерной томографии (КТ) органов грудной клетки (ОГК) (декабрь 2025 г.) – КТ-признаки эмфиземы легких, атеросклероза аорты, коронарных артерий. Рост – 175 см, масса тела – 100 кг, индекс массы тела (ИМТ) – 32,7 кг / м^2.

Результаты спирометрии представлены в табл. 2S и на рис. 1S, БПГ – в табл. 3S и на рис. 2S, измерения DL – в табл. 4S и на рис. 3S и 4S.

Заключение по спирометрии

Референсные (должные) значения GLI.

Нарушение вентиляции легких по обструктивному типу крайне тяжелой степени:

- снижение $ОФВ_1$ / ФЖЕЛ;
- генерализованное снижение скорости форсированного выдоха.

Исходно – снижение ФЖЕЛ.

Положительной реакции на сальбутамол (400 мкг) не выявлено: коэффициент бронходилатации – 8 $\%_{исх.}$ $ОФВ_1$, абсолютный прирост – 90 мл.

Заключение по бодиплетизмографии

Референсные (должные) значения GLI.

ОЕЛ – в пределах нормы: данных за нарушение легочной вентиляции по рестриктивному типу не выявлено. ЖЕЛ снижена. Увеличение ФОЕ и ФОЕ / ОЕЛ, снижение емкости вдоха ($Е_{вд.}$) при наличии обструкции указывает на гиперинфляцию легких. Увеличение ООЛ и его доли в структуре ОЕЛ при наличии обструкции указывает на наличие «воздушной ловушки».

Увеличение бронхиального сопротивления, признаки неравномерности распределения вентиляции, наличия воздушной ловушки.

Заключение по измерению диффузионной способности легких

Референсные (должные) значения GLI.

Снижение диффузионной способности легких легкой степени (при уровне Hb 141 г / л – $DL_{CO\ корр.}$ – 68,1 $\%_{долж.}$, z-оценка – (–2,14)), непропорционально альвеолярному объему, следует исключить паренхи-

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

Таблица 2S
Результаты спирометрии пациента 1
Table 2S
Spirometry results for patient 1

Показатель	Значение							
	долж.*	НГН	исходно	z-оценка	$\%_{долж.}$	после	z-оценка	$\%_{долж.}$
ФЖЕЛ, л	4,435	3,375	3,36	–1,668	75,8	3,58	–1,325	80,7
$ОФВ_1$, л	3,432	2,580	1,10	–4,177	32,1	1,19	–4,039	34,7
$ОФВ_1$ / ФЖЕЛ	0,775	0,654	0,327	–4,755	42,2	0,332	–4,722	42,9

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; ФЖЕЛ – форсированная жизненная емкость легких; $ОФВ_1$ – объем форсированного выдоха за 1-ю секунду; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

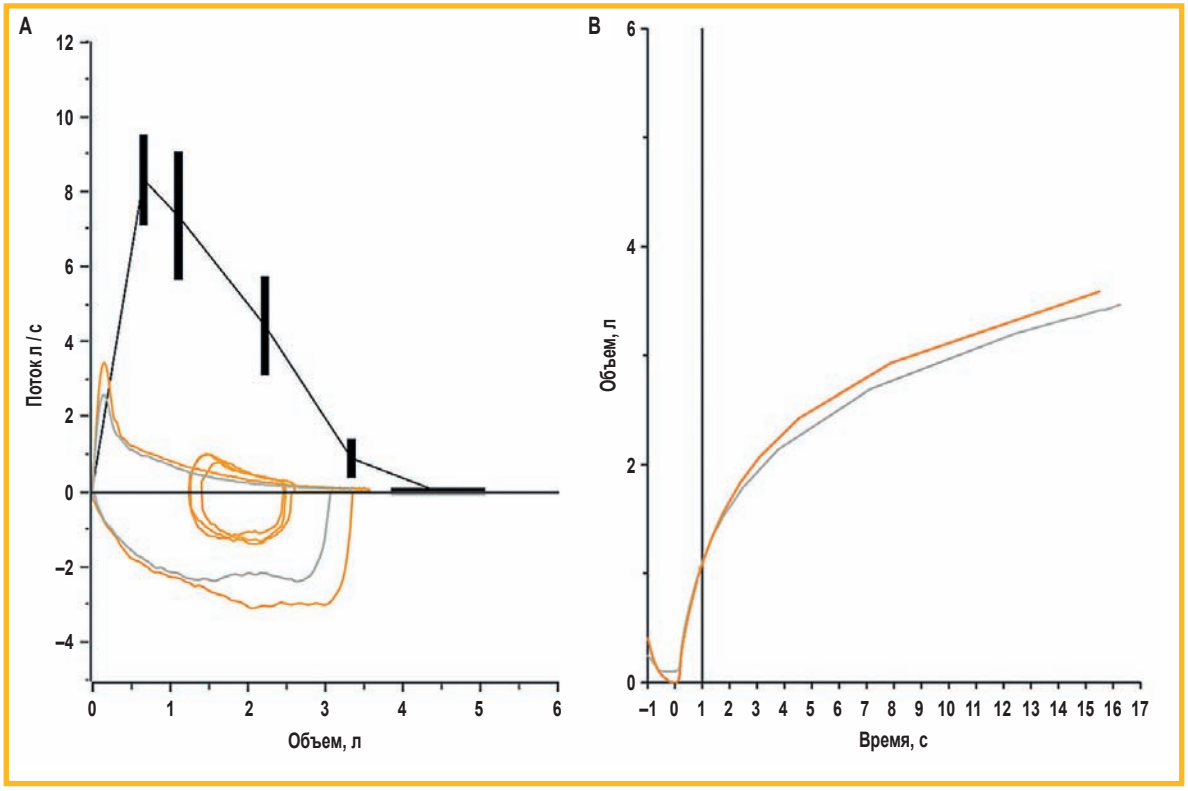


Рис. 1S. Форсированная спирометрия: A – кривые форсированных выдоха и вдоха в координатах «поток–объем»; B – кривые форсированного выдоха в координатах «объем–время»
Примечание: серый цвет – данные пациента до ингаляции сальбутамола; оранжевый цвет – данные пациента после ингаляции сальбутамола; черный цвет – должная кривая «поток–объем» форсированного выдоха.

Figure 1S. Forced spirometry: A – forced exhalation and forced inspiration curves in the “flow–volume” coordinates; B – forced exhalation curves in the “volume–time” coordinates
Note: gray color – patient data before salbutamol inhalation; orange color – patient data after salbutamol inhalation; black color – forced exhalation “flow – volume” curve.

Таблица 3S
Результаты бодиплетизмографии пациента 1
Table 3S
Results of body plethysmography of patient 1

Показатель	Значение					
	долж.*	НГН	ВГН	исходно	z-оценка	$\%_{долж.}$
ОЕЛ, л	6,948	5,571	8,343	8,18	1,454	117,7
ЖЕЛ, л	4,860	3,876	5,873	3,25	–2,721	66,9
ФОЕ, л	3,510	2,425	4,874	6,08	2,861	173,2

Начало. Продолжение табл. 3S см. на стр. 589

Окончание табл. 3S. Начало см. на стр. 588

ФОЕ / ОЕЛ, %				74,33		
$E_{вд.}$, л	3,520	2,472	4,522	2,10	–2,208	59,7
$РО_{выд.}$, л	1,255	0,454	2,398	1,15	–0,181	91,6
ООЛ, л	2,160	1,327	3,151	4,93	4,137	228,2
ООЛ / ОЕЛ, %	30,549	20,834	40,707	60,269	4,668	197,3
$R_{aw\ общ.}$, кПа / л / с			0,30	1,04		

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; ВГН – верхняя граница нормы; ОЕЛ – общая емкость легких; ЖЕЛ – жизненная емкость легких; ФОЕ – функциональная остаточная емкость легких; $E_{вд.}$ – емкость вдоха; $РО_{выд.}$ – резервный объем выдоха; ООЛ – остаточный объем легких; ОЕЛ – общая емкость легких; $R_{aw\ общ.}$ – общее сопротивление дыхательных путей; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

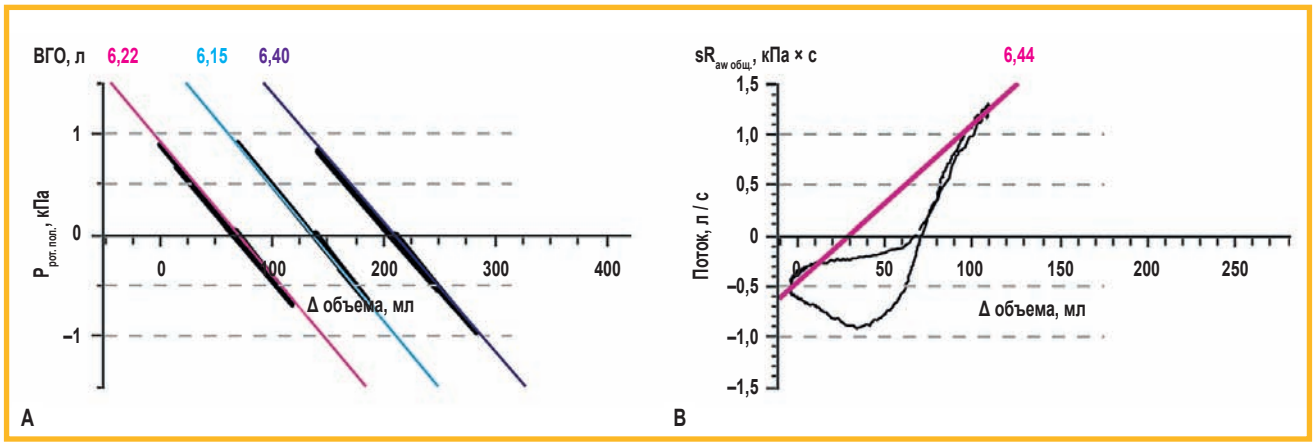


Рис. 2S. Бодиплетизмография: А – петли внутригрудного объема газа; В – петля специфического общего бронхиального сопротивления
Примечание: ВГО – внутригрудной объем газа; $sR_{aw\ общ.}$ – специфическое общее бронхиальное сопротивление; $P_{рот.\ пол.}$ – давление в ротовой полости.

Figure 2S. Body plethysmography: A – loops of intrathoracic gas volume; B – loop of specific total bronchial resistance

Таблица 4S
Результаты измерения диффузионной способности легких пациента 1

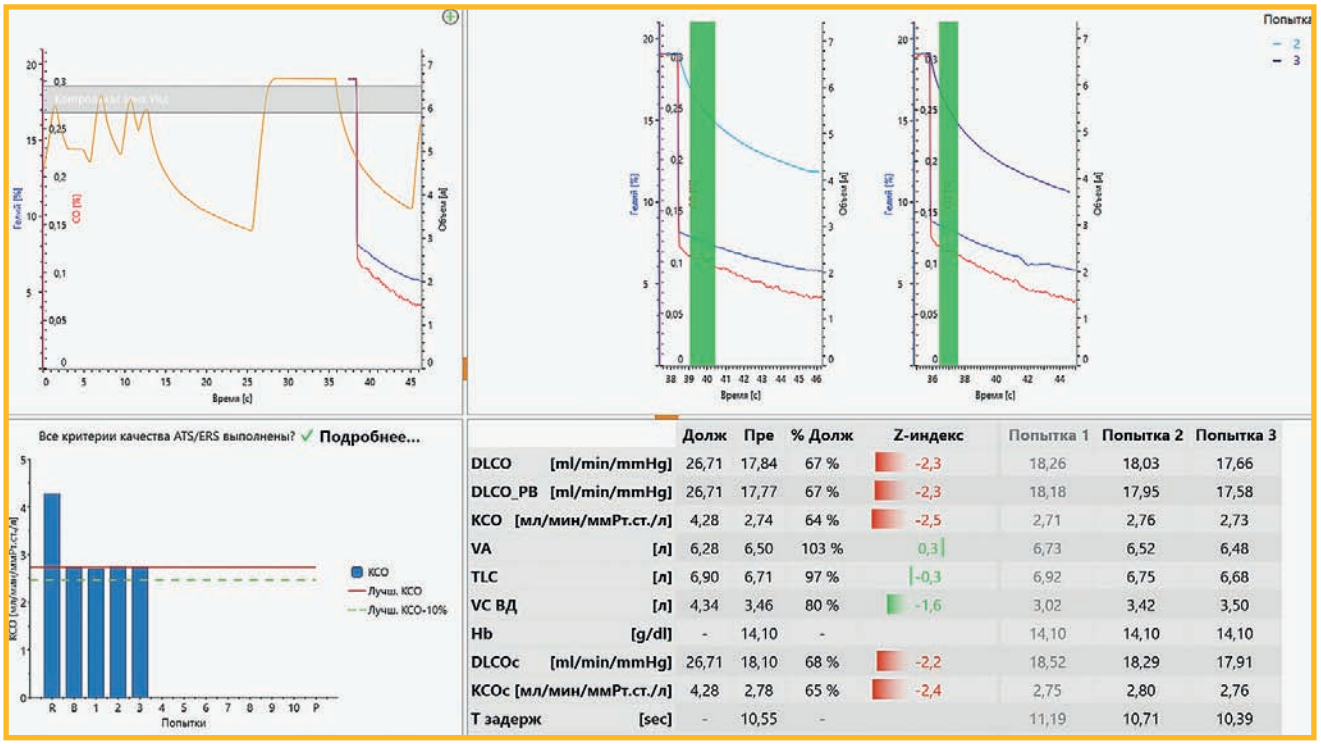
Table 4S
Measurements of the lung diffusing capacity of patient 1

Показатель	Значение				
	долж.*	НГН	исходно	z-оценка	$\%_{долж.}$
DL_{CO}, мл / мин / мм рт. ст.	26,576	19,896	17,84	–2,218	67,1
DL_{CO}–P_B, мл / мин / мм рт. ст.	26,576	19,896	17,77	–2,238	66,9
K_{CO}, мл / мин / мм рт. ст. / л	4,256	3,217	2,74	–2,458	64,4
V_A, л	6,287	5,084	6,50	0,279	103,4
$ОЕЛ_{sb}$, л			6,71		
V_I, л			3,46		
$t_{ВН}$, с			10,55		
Hb, г / дл			14,10		
$DL_{CO\ корр.}$, мл / мин / мм рт. ст.	26,576	19,896	18,10	–2,143	68,1
$K_{CO\ корр.}$, мл / мин / мм рт. ст ./л	4,256	3,217	2,78	–2,388	65,3

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; P_B – барометрическое давление; K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода; V_A – альвеолярный объем; $ОЕЛ_{sb}$ – общая емкость легких, измеренная при оценке DL_{CO} методом одиночного вдоха; V_I – объем вдоха; $t_{ВН}$ – время задержки дыхания; Hb – гемоглобин; $DL_{CO\ корр.}$ – коррекция измеренных значений DL_{CO}; $K_{CO\ корр.}$ – коррекция измеренных значений K_{CO}; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*). Программное обеспечение данного производителя оборудования применяет алгоритм коррекции не должного значения DL_{CO}, а измеренной величины этого показателя.

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*); The software of this equipment manufacturer applies the adjustment algorithm to the measured value of DL_{CO}, not to the predicted value.

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/



		Долж	Пре	% Долж	Z-индекс	Попытка 1	Попытка 2	Попытка 3
DLCO	[ml/min/mmHg]	26,71	17,84	67 %	-2,3	18,26	18,03	17,66
DLCO_PB	[ml/min/mmHg]	26,71	17,77	67 %	-2,3	18,18	17,95	17,58
КСО	[мл/мин/ммРт.ст./л]	4,28	2,74	64 %	-2,5	2,71	2,76	2,73
VA	[л]	6,28	6,50	103 %	0,3	6,73	6,52	6,48
TLC	[л]	6,90	6,71	97 %	-0,3	6,92	6,75	6,68
VC ВД	[л]	4,34	3,46	80 %	-1,6	3,02	3,42	3,50
Hb	[g/dl]	-	14,10	-		14,10	14,10	14,10
DLCOc	[ml/min/mmHg]	26,71	18,10	68 %	-2,2	18,52	18,29	17,91
КСОс	[мл/мин/ммРт.ст./л]	4,28	2,78	65 %	-2,4	2,75	2,80	2,76
Т задерж	[sec]	-	10,55	-		11,19	10,71	10,39

Рис. 3S. Интерфейс диагностической системы в режиме измерения диффузионной способности легких по CO методом одиночного вдоха с задержкой дыхания (изображение может отличаться в зависимости от производителя оборудования и версии программного обеспечения). Левый верхний угол: дыхательный маневр (линия оранжевого цвета), изменение концентраций CO (линия красного цвета) и гелия (линия синего цвета) в выдыхаемом воздухе; полоса серого цвета – диапазон приемлемых значений жизненной емкости легких (90–100 %). Правый верхний угол: изменение концентрации CO (линия красного цвета), гелия (линия синего цвета), изменение объема (попытки 2 и 3 – линии голубого и синего цвета соответственно) и анализируемый объем выдыхаемого воздуха (столбец зеленого цвета). Левый нижний угол: автоматическая оценка качества выполненного исследования, а также гистограмма K_{CO} – должного и фактических значений из принятых к расчету измерений. Правый нижний угол: таблица с результатами 3 измерений (1-е не соответствовало критерию $V_I \geqslant 90$ % объема воздуха при максимальном выдохе после максимального вдоха; 2-е и 3-е соответствовали критериям качества и повторяемости). Программное обеспечение данного производителя оборудования применяет алгоритм коррекции не должного значения диффузионной способности легких по CO, а измеренной величины этого показателя
Примечание: CO – монооксид углерода; DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; V_I – объем вдоха; K_{CO} – трансферкоэффициент легких по монооксиду углерода.

Figure 3S. Interface of the diagnostic system in the mode of measuring the diffusing capacity of the lung for CO by the method of single breath with breath-holding (the image may differ depending on the manufacturer of the equipment and the version of the software). The upper left corner: breathing maneuver (orange line), change in concentrations of CO (red line) and helium (blue line) in exhaled air; the gray bar is the range of acceptable values of vital capacity of the lungs (90 – 100%). The upper right corner: change in concentration of CO (red line), helium (blue line), change in volume (attempts 2 and 3 – light blue and blue lines, respectively) and analyzed volume of exhaled air (green column). The lower left corner: automatic assessment of the quality of the performed test, as well as a histogram of K_{CO} – predicted and actual values from the measurements used for calculation. The lower right corner: table with the results of 3 measurements (1st did not meet the criterion of $V_I \geqslant 90\%$ of the air volume at maximum exhalation after maximum inspiration; 2nd and 3rd met the quality and repeatability criteria). The software of this equipment manufacturer applies the adjustment algorithm to the measured value of DL_{CO}, not to the predicted value

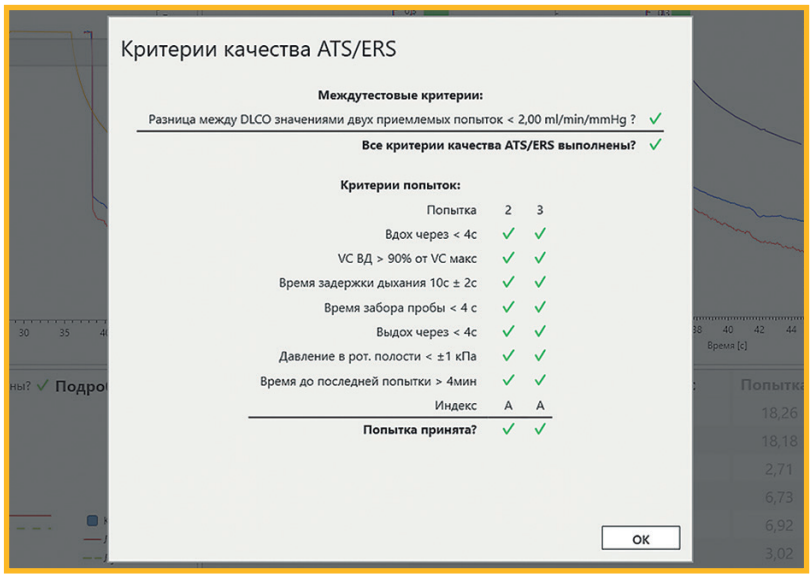


Рис. 4S. Оценка соответствия критериям качества и повторяемости 2-го и 3-го измерений диффузионной способности легких по монооксиду углерода
Примечание: DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; ATS (*American Thoracic Society*) – Американское торакальное общество; ERS (*European Respiratory Society*) – Европейское респираторное общество; $VC_{вд.}$ – объем воздуха при вдохе; $VC_{max.}$ – объем воздуха при максимальном выдохе после максимального вдоха.

Figure 4S. Evaluation of compliance with the quality criteria and repeatability of the 2nd and 3rd measurements of the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide

матозные нарушения, легочные сосудистые нарушения. Необходимо соотнести полученные результаты с клинико-лабораторными данными.

V_A непропорционален ОЕЛ, измеренной при БПГ (V_A / ОЕЛ = 0,79). Это указывает на нарушение равномерности распределения вентиляции, наблюдаемое при ХОБЛ.

Пациент 2. Мужчина 52 лет, европеоидной расы. Диагноз легочный фиброз с формированием «сотового легкого». Жалобы на одышку при небольшой нагрузке, кашель со слизистой мокротой. Обратился к пульмонологу в консультативно-диагностическое отделение (декабрь 2025 г.). Никогда не курил. Занимался ремонтом квартир (контакт с пылью) в течение 20 лет. По данным КТ ОГК (декабрь 2025 г.): КТ-признаки идиопатического фиброзирующего альвеолита (без динамики в сравнении с предыдущим исследованием от 15.02.24). Лимфаденопатия средостения. Рекомендовано дообследование – комплексное исследование функции дыхания.

Рост – 177,5 см, масса тела – 99 кг, ИМТ – 31,4 кг / м^2.

Результаты спирометрии представлены в табл. 5S и на рис. 5S, БПГ – в табл. 6S и на рис. 6S, измерения DL – в табл. 7S и на рис. 7S.

Таблица 5S
Результаты спирометрии пациента 2
Table 5S
Spirometry results for patient 2

Показатель	Значение				
	долж.*	НГН	полученное	z-оценка	$\%_{долж.}$
ФЖЕЛ, л	3,825	3,787	2,35	–3,853	48,2
$ОФВ_1$, л	4,877	2,959	1,83	–3,627	47,8
$ОФВ_1$ / ФЖЕЛ	0,787	0,675	0,779	–0,125	99,0

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; ФЖЕЛ – форсированная жизненная емкость легких; $ОФВ_1$ – объем форсированного выдоха за 1-ю секунду; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

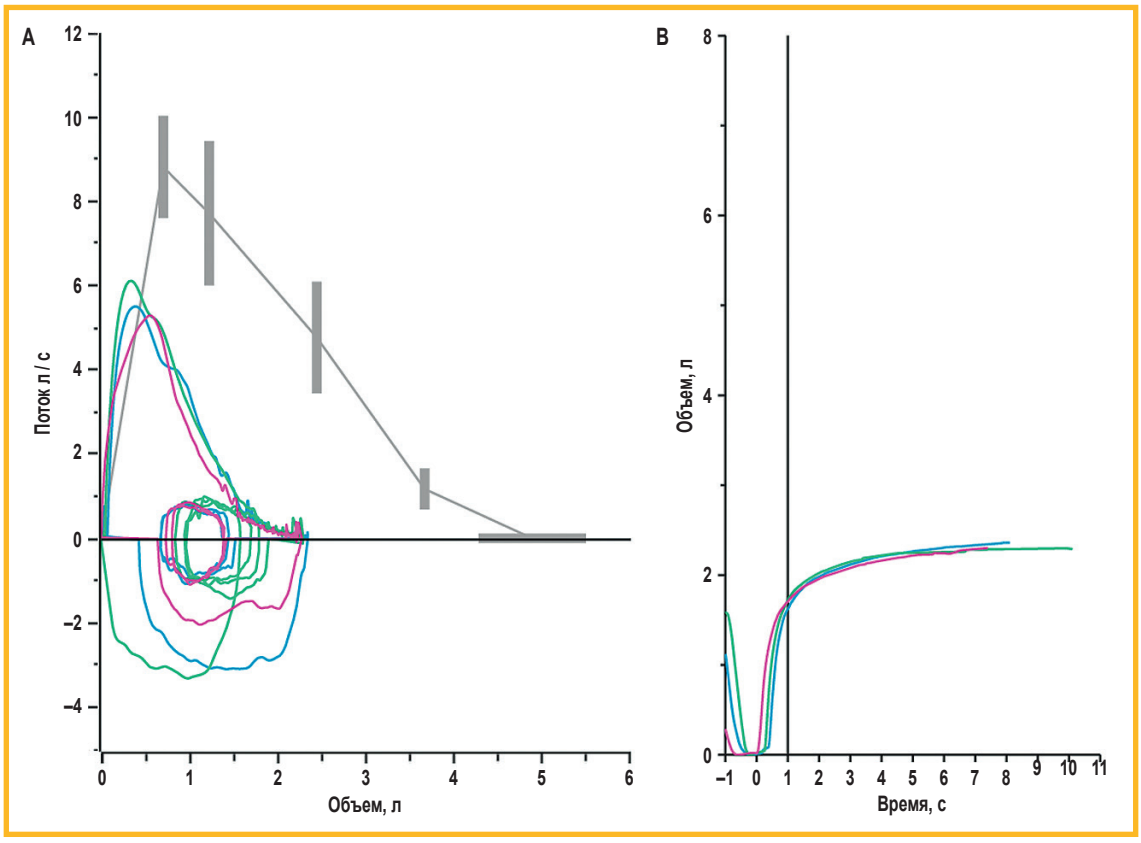


Рис. 5S. Форсированная спирометрия: А – кривые форсированных выдоха и вдоха в координатах «поток–объем»; В – кривые форсированного выдоха в координатах «объем–время»
Примечание: серый цвет – должная кривая «поток–объем» форсированного выдоха.

Figure 5S. Forced spirometry: A – forced exhalation and inspiration curves in the “flow – volume” coordinates; B – forced exhalation curves in the “volume – time” coordinates
Note: gray color – the predicted “flow – volume” curve of forced exhalation.

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

Таблица 6S
Результаты бодиплетизмографии пациента 2
Table 6S
Results of body plethysmography of patient 2

Показатель	Значение					
	долж.*	НГН	ВГН	полученное	z-оценка	$\%_{долж.}$
ОЕЛ, л	7,191	5,805	8,596	4,14	–3,657	57,6
ЖЕЛ, л	5,287	4,225	6,381	2,40	–4,620	45,4
ФОЕ, л	3,495	2,400	4,876	2,47	–1,527	70,7
ФОЕ / ОЕЛ, %				59,66		
$Е_{вд.}$, л	3,784	2,677	4,845	1,67	–3,056	44,1
$РО_{выд.}$, л	1,415	0,563	2,601	0,73	–1,262	51,6
ООЛ, л	1,952	1,183	2,870	1,74	–0,422	89,1
ООЛ / ОЕЛ, %	26,794	17,754	36,274	42,03	2,614	156,9
$R_{aw\ общ.}$, кПа / л / с			0,30	0,27		

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; ВГН – верхняя граница нормы; ОЕЛ – общая емкость легких; ЖЕЛ – жизненная емкость легких; ФОЕ – функциональная остаточная емкость легких; $Е_{вд.}$ – емкость вдоха; $РО_{выд.}$ – резервный объем выдоха; ООЛ – остаточный объем легких; ОЕЛ – общая емкость легких; $R_{aw\ общ.}$ – общее сопротивление дыхательных путей; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

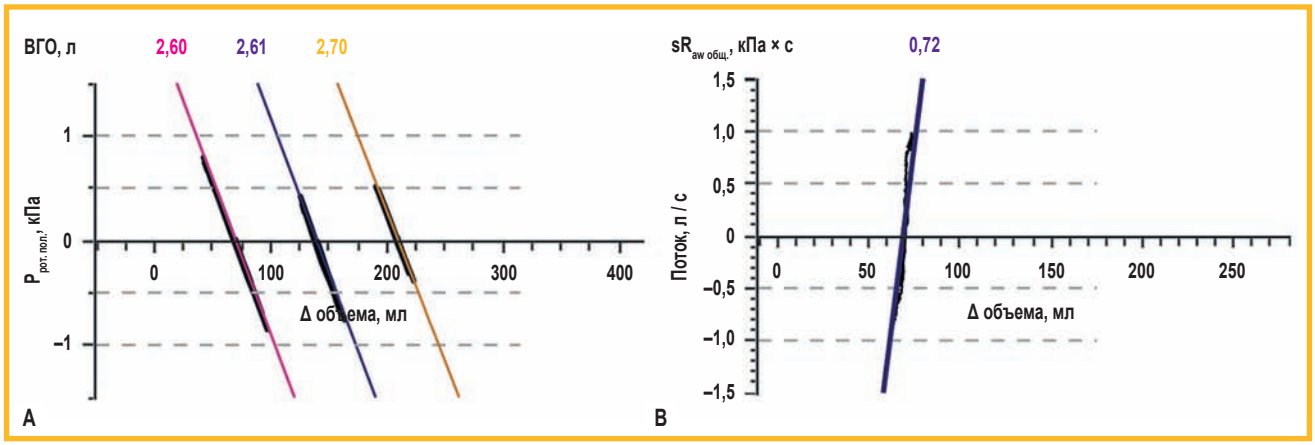


Рис. 6S. Бодиплетизмография: A – петли внутригрудного объема газа; B – петля специфического общего бронхиального сопротивления
Примечание: ВГО – внутригрудной объем газа; $sR_{aw\ общ.}$ – специфическое общее бронхиальное сопротивление; $Р_{рот.\ пол.}$ – давление в ротовой полости.

Figure 6S. Body plethysmography: A – loops of intrathoracic gas volume; B – loop of specific total bronchial resistance

Таблица 7S
Результаты измерения диффузионной способности легких пациента 2
Table 7S
Measurements of the lung diffusing capacity of patient 2

Показатель	Значение						
	долж.*	НГН	исходно	z-оценка	$\%_{долж.}$	1	3
DL_{CO}, мл / мин / мм рт. ст.	28,750	21,859	9,19	–5,816	32,0	9,25	9,13
$DL_{CO–}P_B$, мл / мин / мм рт. ст.	28,750	21,859	9,13	–5,842	31,8	9,18	9,07
K_{CO}, мл / мин / мм рт. ст. / л	4,401	3,382	2,91	–2,461	66,1	2,78	3,06
V_A, л	6,579	5,341	3,16	–4,949	48,0	3,33	2,99
$ОЕЛ_{sb}$, л			3,55			3,65	3,44
V_I, л			2,22			2,16	2,28

Начало. Продолжение табл. 7S см. на стр. 593

Пульмонология • Pul'monologiya. 2026; 36 (4): 568–606. DOI: 10.18093/0869-0189-2026-36-4-568-606

Окончание табл. 7S. Начало см. на стр. 592

$t_{ВН}$, с			10,25			10,03	10,43
Hb, г / дл			–				
$DL_{CO\ корр.}$, мл / мин / мм рт. ст.	28,750	21,859	9,19	–5,816	32,0	9,25	9,13
$K_{CO\ корр.}$, мл / мин / мм рт. ст. / л	4,401	3,382	2,91	–2,461	66,1	2,78	3,06

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; P_B – барометрическое давление; K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода; V_A – альвеолярный объем; $ОЕЛ_{sb}$ – общая емкость легких, измеренная при оценке DL_{CO} методом одиночного вдоха; V_I – объем вдоха; $t_{ВН}$ – время задержки дыхания; Hb – гемоглобин; $DL_{CO\ корр.}$ – коррекция измеренных значений DL_{CO}; $K_{CO\ корр.}$ коррекция измеренных значений K_{CO}; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*); GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов. Измерение 2 не соответствовало критериям качества и было удалено.

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*). Measurement 2 did not meet the quality criteria and was removed.

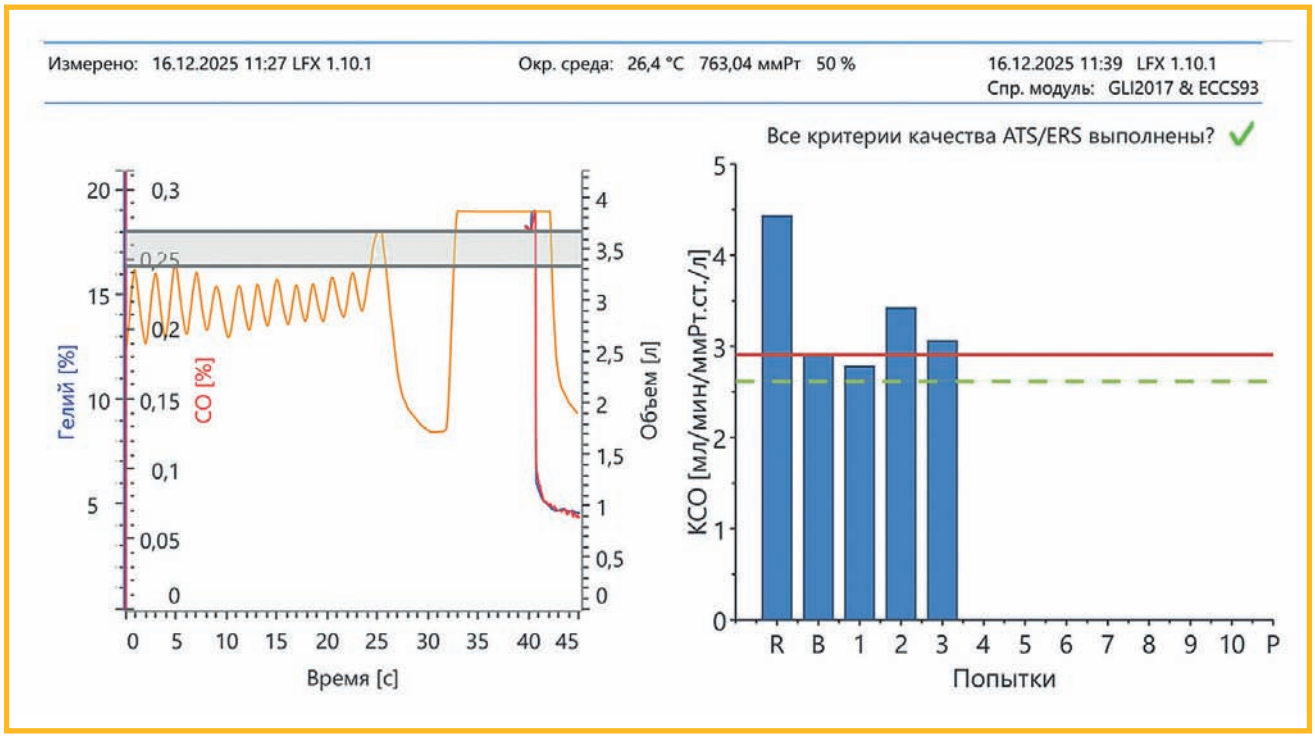


Рис. 7S. Графики измерения диффузионной способности легких по монооксиду углерода методом одиночного вдоха из протокола исследования (изображение может отличаться в зависимости от производителя оборудования и версии программного обеспечения). Помимо приведенных графиков, в протоколе представлены дата и время измерения, характеристики окружающей среды (температура, барометрическое давление, относительная влажность), версия программного обеспечения и используемый набор референсных (должных) значений (в данном случае – GLI2017 & ECCS93; GLI – форсированная спирометрия и измерение диффузионной способности легких; ECCS – бодиплетизмография).

Примечание: ATS (*American Thoracic Society*) – Американское торакальное общество; ERS (*European Respiratory Society*) – Европейское респираторное общество; K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; ECCS (*European Community for Coal and Steel*) – Европейское сообщество угля и стали.

Figure 7S. Graphs of diffusing capacity of the lung for carbon monoxide from the test report; measured by single breath method (the image may vary depending on the manufacturer of the equipment and the software version). In addition to the graphs, the report presents the date and time of the measurement, environmental characteristics (temperature, barometric pressure, relative humidity), software version and the used set of reference (predicted) values (in this case – GLI2017 & ECCS93; GLI – forced spirometry and lung diffusing capacity measurement; ECCS – body plethysmography).

Заключение по спирометрии

Референсные (должные) значения GLI.

Нарушение вентиляции легких тяжелой степени.

Снижение ФЖЕЛ.

Отношение $ОФВ_1$ / ФЖЕЛ – в пределах нормы: данных за нарушение легочной вентиляции по обструктивному типу не выявлено.

Для уточнения типа вентиляционных нарушений рекомендуется измерение ОЕЛ.

Заключение по бодиплетизмографии

Референсные (должные) значения GLI.

Рестриктивные нарушения вентиляции легких: снижение ОЕЛ.

Снижение ЖЕЛ. Снижение $Е_{вд.}$. Отмечается увеличение ООЛ в структуре ОЕЛ.

Сопротивление ДП не увеличено.

Комментарий. *Увеличение отношения ООЛ / ОЕЛ при снижении ОЕЛ, ЖЕЛ и при нормальном значении*

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

$ОФВ_1$ / ФЖЕЛ указывает на ухудшение опорожнения легких, что может быть связано с дисфункцией мелких ДП с «воздушной ловушкой» при избыточной массе тела (ИМТ – 31,4 кг / м²).

Заключение по измерению диффузионной способности легких

Референсные (должные) значения GLI.

Снижение диффузионной способности легких тяжелой степени (при уровне Hb 146 г / л – DL_{CO} – P_B – 31,8 $\%_{долж.}$, z-оценка – (–5,84)), пропорционально снижению альвеолярного объема, следует исключить ИЗЛ. Необходимо соотнести полученные результаты с клинико-лабораторными данными.

Комментарий. *V_A пропорционален ОЕЛ, измеренной при БПГ (V_A / ОЕЛ = 0,857). Концентрация Hb для мужчин по умолчанию принимается равной 14,6 г / дл.*

Пациент 3. Мужчина 37 лет европеоидной расы. Диагноз: саркоидоз легких и внутригрудных лимфатических узлов, морфологически не верифицирован. Госпитализирован в пульмонологическое отделение в плановом порядке для верификации диагноза. Жалобы на периодический кашель с бесцветной мокротой, повышенную потливость, слабость. Никогда не курил. Работает около 5 лет в типографии (контакт с пылью, спиртосодержащими веществами). По данным КТ ОГК, выполненной во время госпитализации, определяются КТ-признаки перилимфатической диссеминации легких неясного генеза, лимфаденопатии – может соответствовать саркоидозу органов дыхания 1-й степени.

Рост – 191 см, масса тела – 67 кг, ИМТ – 18,4 кг / м².

Результаты спирометрии представлены в табл. 8S и на рис. 8S, БПГ – в табл. 9S и на рис. 9S, измерения DL – в табл. 10S и на рис. 10S.

Заключение по спирометрии

Референсные (должные) значения GLI.

Отношение $ОФВ_1$ / ФЖЕЛ – в пределах нормы, данных за нарушение легочной вентиляции по обструктивному типу не выявлено.

ФЖЕЛ – в пределах возрастной нормы.

Положительной реакции на сальбутамол (400 мкг) не выявлено: коэффициент бронходилатации – 3 $\%_{исх.}$ $ОФВ_1$, абсолютный прирост – 130 мл.

Заключение по бодиплетизмографии

Референсные (должные) значения GLI.

ОЕЛ – не снижена: данных за нарушение легочной вентиляции по рестриктивному типу не выявлено. ЖЕЛ – в пределах возрастной нормы.

Сопротивление ДП не увеличено.

Заключение по измерению диффузионной способности легких

Референсные (должные) значения GLI.

Снижение диффузионной способности легких средней степени (при уровне Hb 146 г / л – DL_{CO} – P_B – 65,4 $\%_{долж.}$, z-оценка – (–2,75)), непропорционально альвеолярному объему, следует исключить паренхиматозные нарушения, легочные сосудистые нарушения, анемию. Необходимо соотнести полученные результаты с клинико-лабораторными данными.

Комментарий. *V_A пропорционален ОЕЛ, измеренной при БПГ (V_A / ОЕЛ = 0,927). Концентрация Hb для мужчин по умолчанию принимается равной 14,6 г / дл.*

Пациент 4. Женщина 67 лет, европеоидной расы. Диагноз клинический основной – ХОБЛ, эмфизематозный фенотип. Конкурирующий – гипертоническая болезнь III стадии, 2-й степени. Риск сердечно-сосудистых осложнений – 3. Госпитализирована в пульмонологическое отделение в плановом порядке для дообследования и коррекции лечения. Жалобы на одышку при физической нагрузке, изжогу, заложенность носа. Стаж курения – 40 лет (10 сигарет в день). По данным КТ ОГК, выполненной во время госпитализации, определяются КТ-признаки эмфиземы легких, легочного фиброза; участок уплотнения в нижней доле левого легкого (вероятно, в рамках остаточных воспалительных изменений, следует сопоставить с клинико-лабораторными данными), минимальный левосторонний плевральный выпот, бронхоэктаз, лимфаденопатия, грыжа пищеводного отверстия диафрагмы. Косвенные признаки легочной гипертензии. Атеросклероз аорты, коронарных

Таблица 8S
Результаты спирометрии пациента 3
Table 8S
Spirometry results for patient 3

Показатель	Значение							
	долж.*	НГН	исходно	z-оценка	$\%_{долж.}$	после	z-оценка	$\%_{долж.}$
ФЖЕЛ, л	6,317	5,048	5,74	–0,746	90,9	5,62	–0,901	89,0
$ОФВ_1$, л	5,050	4,008	4,62	–0,688	91,5	4,75	–0,481	94,1
$ОФВ_1$ / ФЖЕЛ	0,804	0,701	0,805	0,008	100,1	0,845	0,738	105,1

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; ФЖЕЛ – форсированная жизненная емкость легких; $ОФВ_1$ – объем форсированного выдоха за 1-ю секунду; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*); GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов.

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

Пульмонология • Pul'monologiya. 2026; 36 (4): 568–606. DOI: 10.18093/0869-0189-2026-36-4-568-606

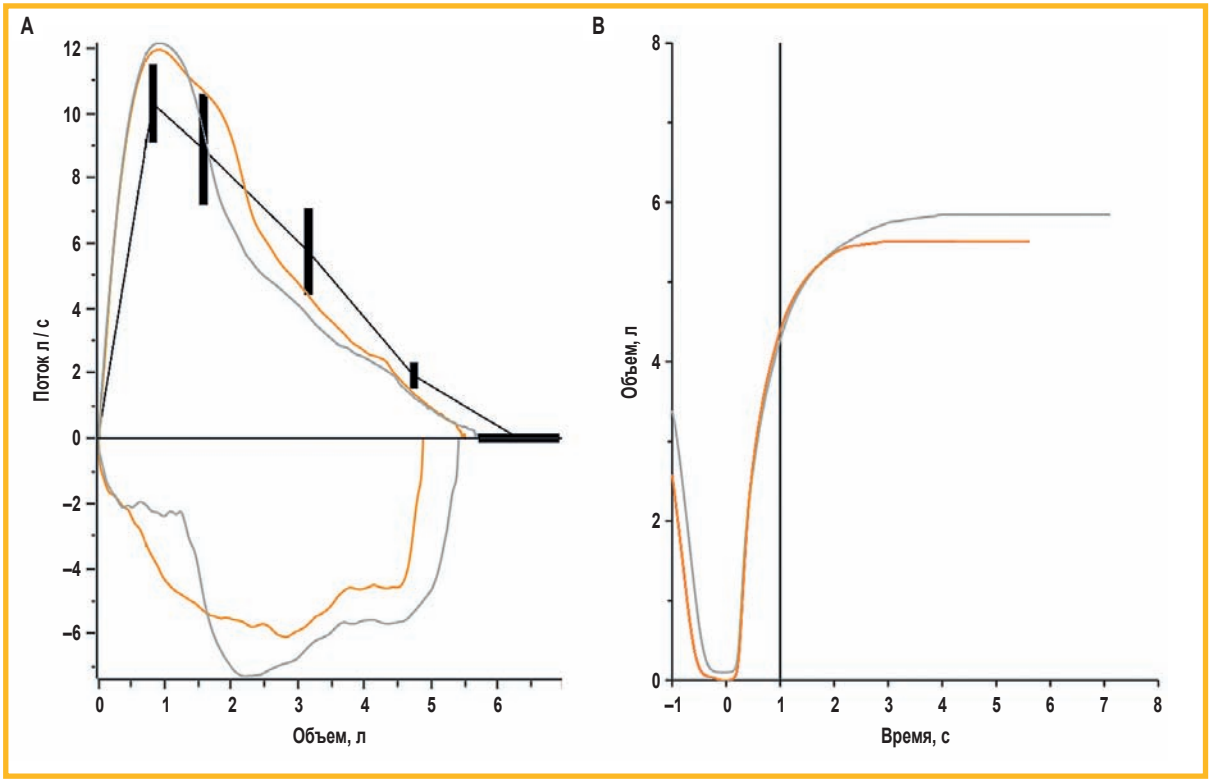


Рис. 8S. Форсированная спирометрия: А – кривые форсированных выдоха и вдоха в координатах «поток–объем»; В – кривые форсированного выдоха в координатах «объем–время»
Примечание: серый цвет – данные пациента до ингаляции сальбутамола; оранжевый цвет – данные пациента после ингаляции сальбутамола; черный цвет – должная кривая «поток–объем» форсированного выдоха.

Figure 8S. Forced spirometry: A – forced exhalation and forced inspiration curves in the “flow – volume” coordinates; B – forced exhalation curves in the “volume – time” coordinates
Note: gray color – patient data before salbutamol inhalation; orange color – patient data after salbutamol inhalation; black color – forced exhalation “flow – volume” curve.

Таблица 9S
Результаты бодиплетизмографии пациента 3

Table 9S
Results of body plethysmography of patient 3

Показатель	Значение					
	долж.*	НГН	ВГН	полученное	z-оценка	$\%_{долж.}$
ОЕЛ, л	8,451	6,822	10,102	7,85	–0,604	92,9
ЖЕЛ, л	6,608	5,299	7,954	5,58	–0,173	93,5
ФОЕ, л	4,029	2,741	5,663	4,23	0,223	105,0
ФОЕ / ОЕЛ, %				53,89		
$Е_{вд.}$, л	4,532	3,249	5,764	3,61	–1,190	79,7
$РО_{выд.}$, л	2,106	0,979	3,603	1,97	–0,173	93,5
ООЛ, л	1,868	0,977	2,980	2,26	0,617	121,0
ООЛ / ОЕЛ, %	21,785	12,569	31,577	28,79	1,185	132,2
$R_{aw\ общ.}$, кПа / л / с			0,30	0,11		

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; ВГН – верхняя граница нормы; ОЕЛ – общая емкость легких; ЖЕЛ – жизненная емкость легких; ФОЕ – функциональная остаточная емкость легких; $Е_{вд.}$ – емкость вдоха; $РО_{выд.}$ – резервный объем выдоха; ООЛ – остаточный объем легких; ОЕЛ – общая емкость легких; $R_{aw\ общ.}$ – общее сопротивление дыхательных путей; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*); GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов.

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

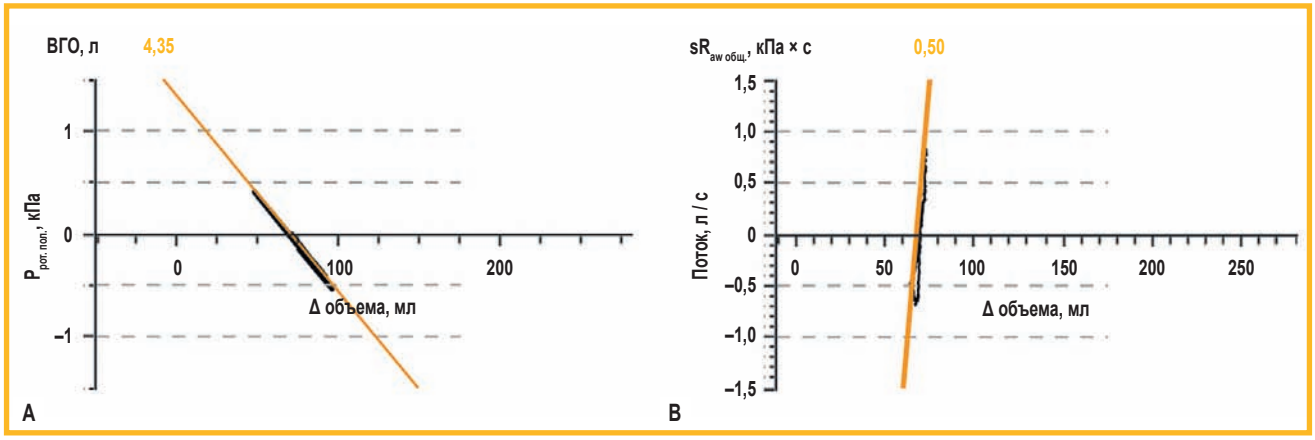
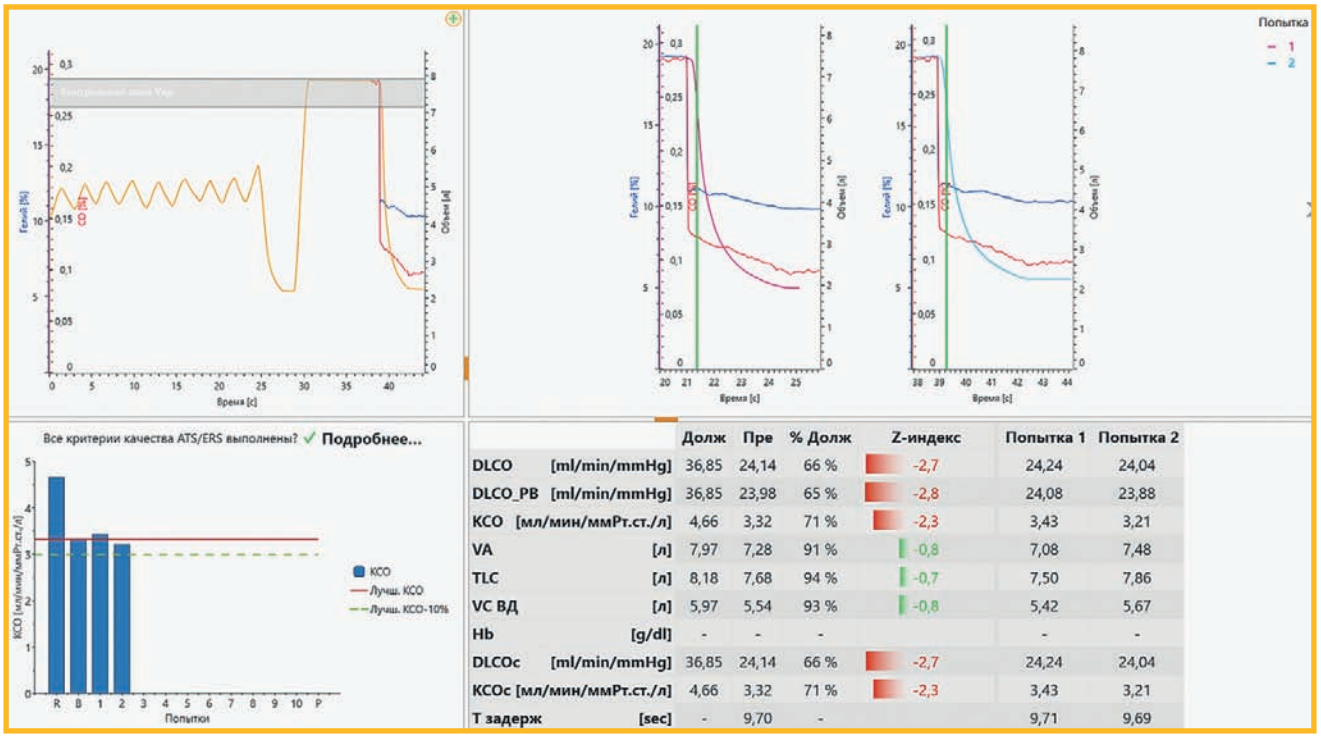


Рис. 9S. Бодиплетизмография: A – среднее значение трех измерений внутригрудного объема газа; B – петля специфического общего бронхиального сопротивления
Примечание: ВГО – внутригрудной объем газа; $sR_{aw общ.}$ – специфическое общее бронхиальное сопротивление; $P_{рот. пол.}$ – давление в ротовой полости.

Figure 9S. Bodypletysmography: A – average value of three measurements of intrathoracic gas volume; B – loop of specific total bronchial resistance



		Должн	Пред	% Должн	Z-индекс	Попытка 1	Попытка 2
DLCO	[ml/min/mmHg]	36,85	24,14	66 %	-2,7	24,24	24,04
DLCO_PB	[ml/min/mmHg]	36,85	23,98	65 %	-2,8	24,08	23,88
KCO	[мл/мин/ммРт.ст./л]	4,66	3,32	71 %	-2,3	3,43	3,21
VA	[л]	7,97	7,28	91 %	-0,8	7,08	7,48
TLC	[л]	8,18	7,68	94 %	-0,7	7,50	7,86
VC ВД	[л]	5,97	5,54	93 %	-0,8	5,42	5,67
Hb	[g/dl]	-	-	-		-	-
DLCOc	[ml/min/mmHg]	36,85	24,14	66 %	-2,7	24,24	24,04
KCOc	[мл/мин/ммРт.ст./л]	4,66	3,32	71 %	-2,3	3,43	3,21
T задерж	[sec]	-	9,70	-		9,71	9,69

Рис. 10S. Интерфейс диагностической системы в режиме измерения диффузионной способности легких по монооксиду углерода методом одиночного вдоха с задержкой дыхания (изображение может отличаться в зависимости от производителя оборудования и версии программного обеспечения). Левый верхний угол: дыхательный маневр (линия оранжевого цвета), изменение концентраций CO (линия красного цвета) и гелия (линия синего цвета) в выдыхаемом воздухе. Правый верхний угол: изменение концентрации CO (линия красного цвета), гелия (линия синего цвета), изменение объема (попытки 1 и 2 – линии малинового и голубого цвета соответственно) и анализируемый объем выдыхаемого воздуха (столбец зеленого цвета). Левый нижний угол: автоматическая оценка качества выполненного исследования, а также гистограмма K_{CO} – должного и фактических значений из принятых к расчету измерений. Правый нижний угол: таблица с результатами двух измерений. Программное обеспечение данного производителя оборудования применяет алгоритм коррекции не должного значения DL_{CO}, а измеренной величины этого показателя.
Примечание: DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; $P_в$ – барометрическое давление; K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода; ATS (*American Thoracic Society*) – Американское торакальное общество; ERS (*European Respiratory Society*) – Европейское респираторное общество; V_A – альвеолярный объем; V_I – объем вдоха; $t_{ВН}$ – время задержки дыхания; Hb – гемоглобин.

Figure 10S. Interface of the diagnostic system in the mode of measuring the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide by the method of single breath with breath-holding (the image may differ depending on the manufacturer of the equipment and the version of the software). Upper left corner: breathing maneuver (orange line), change in concentrations of CO (red line) and helium (blue line) in exhaled air. Upper right corner: change in concentration of CO (red line), helium (blue line), change in volume (attempts 1 and 2 – crimson and light blue lines, respectively) and analyzed volume of exhaled air (green column). Lower left corner: automatic assessment of the quality of the performed test, as well as a histogram of K_{CO} – predicted and actual values from the measurements used for calculation. Lower right corner: table with the results of two measurements. The software of this equipment manufacturer applies an adjustment algorithm to the measured value of DL_{CO}, not to the predicted value.

Таблица 10S
Результаты измерения диффузионной способности легких пациента 3
Table 10S
Measurements of the lung diffusing capacity of patient 3

Показатель	Значение						
	долж.*	НГН	исходно	z-оценка	$\%_{долж.}$	1	3
DL_{CO}, мл / мин / мм рт. ст.	36,666	28,691	24,14	–2,711	65,8	24,24	24,04
DL_{CO}–P_B, мл / мин / мм рт. ст.	36,666	28,691	23,98	–2,751	65,4	24,08	23,88
K_{CO}, мл / мин / мм рт. ст. / л	4,646	3,678	3,32	–2,288	71,5	3,43	3,21
V_A, л	7,942	6,499	7,28	–0,739	91,7	7,08	7,48
$ОЕЛ_{sb}$, л			7,68			7,50	7,86
V_I, л			5,54			5,42	5,67
$t_{ВН}$, с			9,70			9,71	9,69
Hb, г / дл			–				
$DL_{CO\ корр.}$, мл / мин / мм рт. ст.	36,666	28,691	24,14	–2,711	65,8	24,24	24,04
$K_{CO\ корр.}$, мл / мин /мм рт. ст. / л	4,646	3,678	3,32	–2,288	71,5	3,43	3,21

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; P_B – барометрическое давление; K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода; V_A – альвеолярный объем; $ОЕЛ_{sb}$ – общая емкость легких, измеренная при оценке DL_{CO} методом одиночного вдоха; V_I – объем вдоха; $t_{ВН}$ – время задержки дыхания; Hb – гемоглобин; $DL_{CO\ корр.}$ – коррекция измеренных значений DL_{CO}; $K_{CO\ корр.}$ коррекция измеренных значений K_{CO}; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*). Измерение 2 не соответствовало критериям качества и было удалено.

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*). Measurement 2 did not meet the quality criteria and was removed.

артерий. Дегенеративно-дистрофические изменения грудного отдела позвоночника.

Рост – 155 см, масса тела – 78 кг, ИМТ – 32,5 кг / м^2.

Результаты спирометрии представлены в табл. 11S и на рис. 11S, БПГ – в табл. 12S и на рис. 12S, измерения DL – в табл. 13S и на рис. 13S.

Заключение по спирометрии

Референсные (должные) значения GLI.

Отношение $ОФВ_1$ / ФЖЕЛ – в пределах нормы: данных за нарушение легочной вентиляции по обструктивному типу не выявлено.

ФЖЕЛ – в пределах возрастной нормы.

Заключение по бодиплетизмографии

Референсные (должные) значения GLI.

ОЕЛ – в пределах нормы, на нижней границе, данных за нарушение легочной вентиляции по рестриктивному типу не выявлено. ЖЕЛ – в пределах возрастной нормы.

Сопротивление ДП увеличено.

Заключение по измерению диффузионной способности легких

Референсные (должные) значения GLI.

Снижение диффузионной способности легких средней степени (при уровне Hb 110 г / л – DL_{CO} – P_B – 50,9 $\%_{долж.}$, z-оценка – (–3,80)). Снижение V_A и K_{CO}. Отклонения характерны для нарушений альвеолярно-капиллярной структуры, развивающихся, например, при эмфиземе или ИЗЛ с уменьшением объема легких. Необходимо соотнести полученные результаты с клинико-лабораторными данными.

Комментарий. *Соотношение V_A : ОЕЛ, измеренной при бодиплетизмографии, составляет 0,836.*

Таблица 11S
Результаты спирометрии пациента 4
Table 11S
Spirometry results for patient 4

Показатель	Значение				
	долж.*	НГН	полученное	z-оценка	$\%_{долж.}$
ФЖЕЛ, л	2,645	1,954	2,25	–0,929	85,1
$ОФВ_1$, л	2,076	1,530	1,76	–0,961	84,8
$ОФВ_1$ / ФЖЕЛ	0,789	0,660	0,782	–0,096	99,1

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; ФЖЕЛ – форсированная жизненная емкость легких; $ОФВ_1$ – объем форсированного выдоха за 1-ю секунду; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

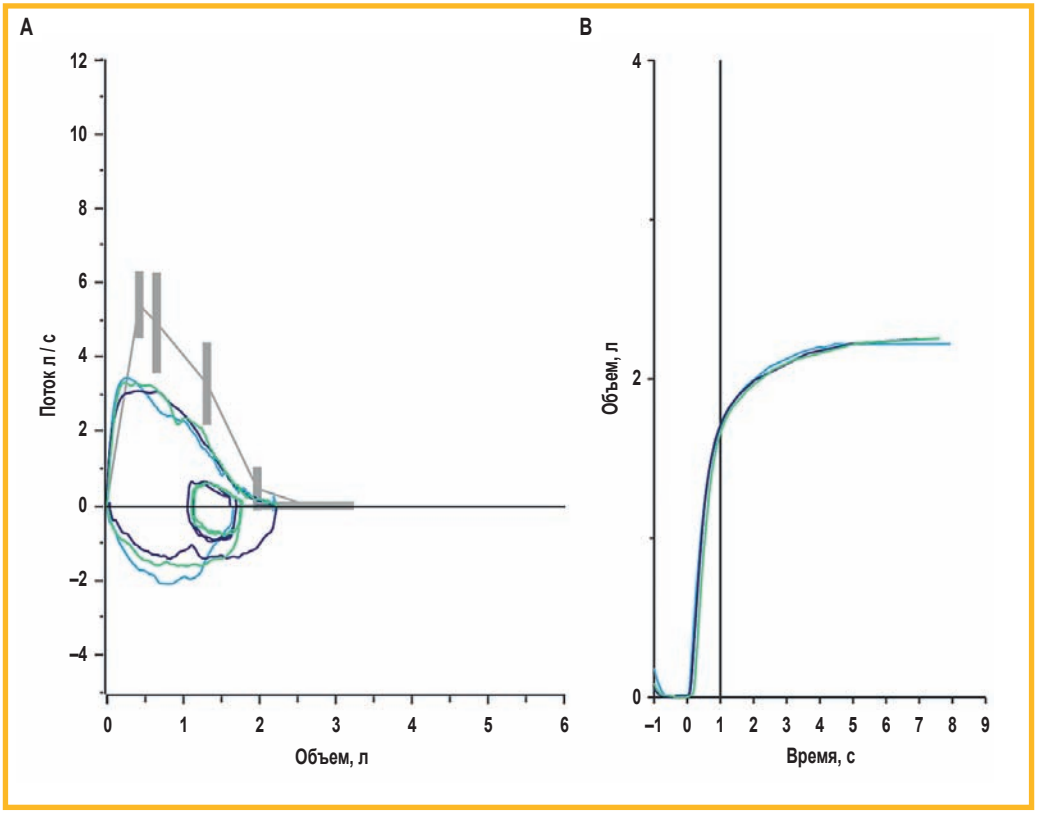


Рис. 11S. Форсированная спирометрия: A – кривые форсированных выдоха и вдоха в координатах «поток–объем»; B – кривые форсированного выдоха в координатах «объем–время»
Примечание: серый цвет – должная кривая «поток–объем» форсированного выдоха.

Figure 11S. Forced spirometry: A – forced exhalation and inspiration curves in the "flow – volume" coordinates; B – forced exhalation curves in the "volume – time" coordinates
Note: gray color – the required "flow – volume" curve of forced exhalation.

Таблица 12S
Результаты бодиплетизмографии пациента 4

Table 12S
Results of body plethysmography of patient 4

Показатель	Значение					
	долж.*	НГН	ВГН	полученное	z-оценка	$\%_{долж.}$
ОЕЛ, л	4,517	3,605	5,540	3,65	–1,559	80,8
ЖЕЛ, л	2,830	2,211	3,444	2,30	–1,410	81,3
ФОЕ, л	2,437	1,734	3,322	1,75	–1,602	71,8
ФОЕ / ОЕЛ, %				47,95		
$Е_{вд.}$, л	2,095	1,400	2,796	1,90	–0,460	90,7
$РО_{выд.}$, л	0,658	0,194	1,370	0,40	–0,801	60,8
ООЛ, л	1,693	1,026	2,559	1,34	–0,811	79,2
ООЛ / ОЕЛ, %	37,153	25,407	49,688	36,71	–0,060	98,8
$R_{aw\ общ.}$, кПа / л / с			0,30	0,43		

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; ВГН – верхняя граница нормы; ОЕЛ – общая емкость легких; ЖЕЛ – жизненная емкость легких; ФОЕ – функциональная остаточная емкость легких; $Е_{вд.}$ – емкость вдоха; $РО_{выд.}$ – резервный объем выдоха; ООЛ – остаточный объем легких; ОЕЛ – общая емкость легких; $R_{aw\ общ.}$ – общее сопротивление дыхательных путей; GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*).

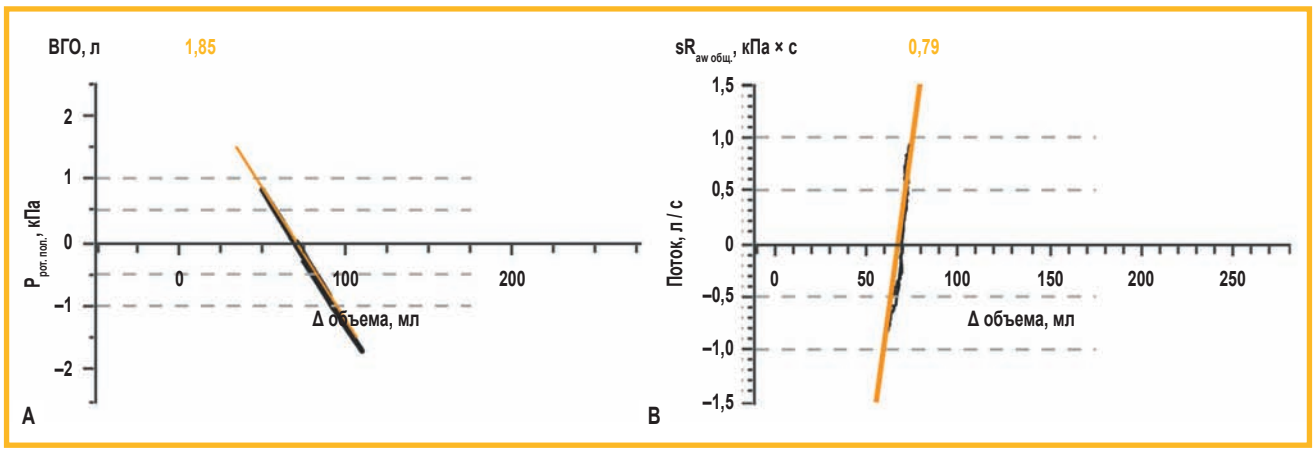
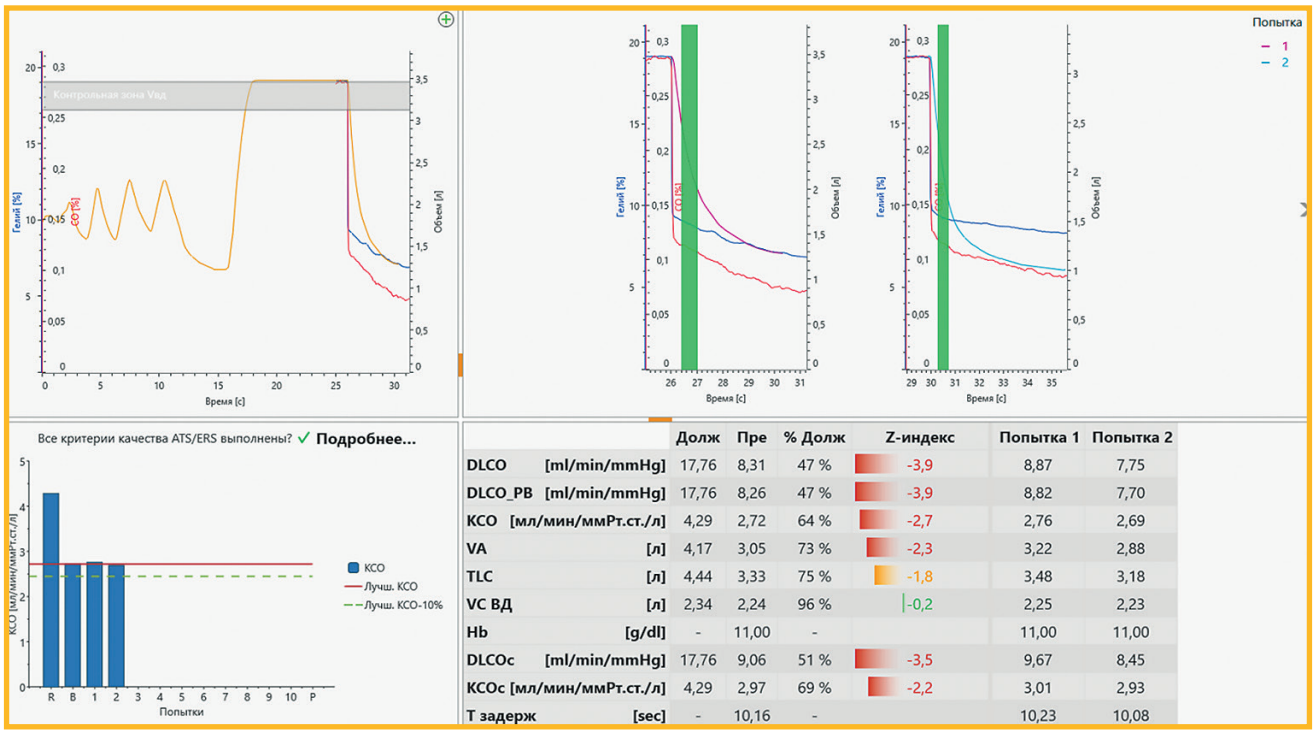


Рис. 12S. Бодиплетизмография: A – среднее значение трех измерений внутригрудного объема газа; B – петля специфического общего бронхиального сопротивления

Примечание: ВГО – внутригрудной объем газа; $P_{рот. пол.}$ – давление в ротовой полости; $sR_{aw\ общ.}$ – специфическое общее бронхиальное сопротивление.

Figure 12S. Bodypletysmography: A – average value of three measurements of intrathoracic gas volume; B – loop of specific total bronchial resistance



		Должн	Пре	% Должн	Z-индекс	Попытка 1	Попытка 2
DLCO	[ml/min/mmHg]	17,76	8,31	47 %	-3,9	8,87	7,75
DLCO_PB	[ml/min/mmHg]	17,76	8,26	47 %	-3,9	8,82	7,70
KCO	[мл/мин/ммРт.ст./л]	4,29	2,72	64 %	-2,7	2,76	2,69
VA	[л]	4,17	3,05	73 %	-2,3	3,22	2,88
TLC	[л]	4,44	3,33	75 %	-1,8	3,48	3,18
VC ВД	[л]	2,34	2,24	96 %	-0,2	2,25	2,23
Hb	[g/dl]	-	11,00	-		11,00	11,00
DLCOc	[ml/min/mmHg]	17,76	9,06	51 %	-3,5	9,67	8,45
KCOc	[мл/мин/ммРт.ст./л]	4,29	2,97	69 %	-2,2	3,01	2,93
T задерж	[sec]	-	10,16	-		10,23	10,08

Рис. 13S. Интерфейс диагностической системы в режиме измерения диффузионной способности легких по монооксиду углерода методом одиночного вдоха с задержкой дыхания (изображение может отличаться в зависимости от производителя оборудования и версии программного обеспечения). Левый верхний угол: дыхательный маневр (линия оранжевого цвета), изменение концентраций CO (линия красного цвета) и гелия (линия синего цвета) в выдыхаемом воздухе. Правый верхний угол – изменение концентрации CO (линия красного цвета), гелия (линия синего цвета), изменение объема (попытки 1 и 2 – линии малинового и голубого цвета соответственно) и анализируемый объем выдыхаемого воздуха (столбец зеленого цвета). Левый нижний угол: автоматическая оценка качества выполненного исследования, а также гистограмма K_{CO} – должного и фактических значений из принятых к расчету измерений. Правый нижний угол – таблица с результатами двух измерений. Программное обеспечение данного производителя оборудования применяет алгоритм коррекции не должного значения DL_{CO}, а измеренной величины этого показателя.

Примечание: DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; P_B – барометрическое давление; K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода; V_A – альвеолярный объем; V_I – объем вдоха; t_{BH} – время задержки дыхания; Hb – гемоглобин.

Figure 13S. Interface of the diagnostic system in the mode of measuring the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide by the method of single breath with breath-holding (the image may differ depending on the manufacturer of the equipment and the version of the software). The upper left corner: breathing maneuver (orange line), change in concentrations of CO (red line) and helium (blue line) in exhaled air. The upper right corner – change in concentration of CO (red line), helium (blue line), change in volume (attempts 1 and 2 – crimson and blue lines, respectively) and analyzed volume of exhaled air (green column). The lower left corner: automatic assessment of the quality of the performed study, as well as a histogram of K_{CO} – predicted and actual values from the measurements used for calculation. The lower right corner – table with the results of two measurements. The software of this manufacturer of equipment applies the adjustment algorithm to the measured value of DL_{CO}, not to the predicted value.

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

Таблица 13S
Результаты измерения диффузионной способности легких пациента 4
Table 13S
Measurements of the lung diffusing capacity of patient 4

Показатель	Значение						
	долж.*	НГН	исходно	z-оценка	$\%_{долж.}$	1	2
DL_{CO}, мл / мин / мм рт. ст.	17,784	13,463	8,31	–4,247	46,7	8,87	7,75
$DL_{CO–PB}$, мл / мин / мм рт. ст.	17,784	13,463	8,26	–4,278	46,4	8,82	7,70
K_{CO}, мл / мин / мм рт. ст. / л	4,296	3,293	2,72	–2,701	63,3	2,76	2,69
V_A, л	4,144	3,327	3,05	–2,247	73,6	3,22	2,88
$ОЕЛ_{sb}$, л			3,33			3,48	3,18
V_I, л			2,24			2,25	2,23
$t_{ВН}$, с			10,16			10,23	10,08
Hb, г / дл			11,0				
$DL_{CO\ корр.}$ мл / мин / мм рт. ст.	17,784	13,463	9,06	–3,803	50,9	9,67	8,45
$K_{CO\ корр.}$, мл / мин / мм рт. ст. / л	4,296	3,293	2,97	–2,227	69,1	3,01	2,93

Примечание: НГН – нижняя граница нормы; DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода; P_B – барометрическое давление; K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода; V_A – альвеолярный объем; $ОЕЛ_{sb}$ – общая емкость легких, измеренная при оценке DL_{CO} методом одиночного вдоха; V_I – объем вдоха; $t_{ВН}$ – время задержки дыхания; Hb – гемоглобин; $DL_{CO\ корр.}$ – коррекция измеренных значений DL_{CO}; $K_{CO\ корр.}$ коррекция измеренных значений K_{CO}; * – должные значения согласно GLI, рассчитанные с помощью онлайн калькулятора (*https://gli-calculator.ersnet.org*). GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов; Программное обеспечение данного производителя оборудования применяет алгоритм коррекции не должного значения DL_{CO}, а измеренной величины этого показателя.

Note: *, the predicted values (GLI) were calculated using an online calculator (*https://gli-calculator.ersnet.org*). The software of this manufacturer of equipment applies the adjustment algorithm to the measured value of DL_{CO}, not to the predicted value.

Список сокращений

АКМ – альвеолярно-капиллярная мембрана
БПГ – бодиплетизмография
ВГН – верхняя граница нормы
ВГО – внутригрудной объем газа
ДМ – дыхательный маневр
ДП – дыхательные пути
ЖЕЛ – жизненная емкость легких
$ЖЕЛ_{вд.}$ – жизненная емкость легких, измеренная на вдохе
$ЖЕЛ_{выд.}$ – жизненная емкость легких, измеренная на выдохе
ИГ – индикаторный газ
ИЗЛ – интерстициальные заболевания легких
ИМТ – индекс массы тела
КТ – компьютерная томография
НГН – нижняя граница нормы
ОГК – органы грудной клетки
ОЕЛ – общая емкость легких
$ОЕЛ_{sb}$ – общая емкость легких, измеренная при оценке DL_{CO} методом одиночного вдоха
ООЛ – остаточный объем легких
$ОФВ_1$ – объем форсированного выдоха за 1-ю секунду
$РО_{выд.}$ – резервный объем выдоха
ТЭЛА – тромбоэмболия легочной артерии
ФЖЕЛ – форсированная жизненная емкость легких
ФОЕ – функциональная остаточная емкость легких
ХОБЛ – хроническая обструктивная болезнь легких
ATPS (*Atmospheric (ambient) condition for Temperature and barometric Pressure, Saturated*) – параметры газа в помещении, где проводится исследование: температура, барометрическое (атмосферное) давление и влажность воздуха
ATS (*American Thoracic Society*) – Американское торакальное общество
BTPS (*Body condition for temperature and barometric pressure, saturated*) – параметры газа в легких человека: температура тела (37 °C), барометрическое (атмосферное) давление и полное насыщение водяным паром
CO – монооксид углерода
COHb – карбоксигемоглобин
DL – диффузионная способность легких
DL_{CO} – диффузионная способность легких по монооксиду углерода
$DL_{CO\ корр.}$ – коррекция измеренных значений DL_{CO}
$DL_{CO\ sb}$ – диффузионная способность легких по монооксиду углерода, измеренная методом одиночного вдоха
D_M – мембранный компонент диффузионной способности легких
ECCS (*European Community for Coal and Steel*) – Европейское сообщество угля и стали
ERS (*European Respiratory Society*) – Европейское респираторное общество
$E_{вд.}$ – емкость вдоха
GLI (*Global Lung function Initiative*) – система должных величин, разработанная экспертной группой Европейского респираторного общества по стандартизации легочных функциональных тестов
Hb – гемоглобин
K_{CO} – трансфер-коэффициент легких по монооксиду углерода

K_D – константа диффузии
NO – монооксид азота
O_2 – кислород
P_ACO_2 – парциальное давление диоксида углерода в альвеолярном газе
P_B (*barometric pressure*) – барометрическое (атмосферное) давление
P_IO_2 – парциальное давление кислорода во вдыхаемом воздухе
P_A – альвеолярное давление
P_ACO – парциальное давление CO в альвеолах
P_AO_2 – парциальное давление кислорода в альвеолярном газе
$P_{рот. пол.}$ – давление в ротовой полости
P_CO_2 – парциальное давление кислорода крови легочных капилляров
P_CCO – парциальное напряжение CO в капиллярах
$R_{aw вд.}$ – бронхиальное сопротивление на вдохе
$R_{aw выд.}$ – бронхиальное сопротивление на выдохе
$R_{aw общ.}$ – общее бронхиальное сопротивление
RGA (*Rapidly responding Gas Analyzer*) – газоанализатор быстрого реагирования
SD (*standard deviation*) – стандартное отклонение
sG_{aw} – специфическая бронхиальная проводимость
sR_{aw} (*specific airway resistance*) – специфическое бронхиальное сопротивление
$sR_{aw общ.}$ – специфическое общее бронхиальное сопротивление
$sR_{aw эфф.}$ – специфическое эффективное бронхиальное сопротивление
SV (*Sample Volume*) – объем образца
$t_{ВН}$ – время задержки дыхания
TL_{CO} – трансфер-фактор
V’ – скорость потока воздуха
V_A – альвеолярный объем
V_c – скорость химической реакции связывания CO объемом крови альвеолярных капилляров
$VC_{max.}$ – объем воздуха при максимальном выдохе после максимального вдоха
$VC_{вд.}$ – объем воздуха при вдохе
V_D – объем «мертвого» пространства прибора
$V_{D анат.}$ – анатомическое «мертвое пространство»
$V_{D оборуд.}$ – анатомическое «мертвое пространство» оборудования
V_I – вдыхаемый объем
z-оценка – число SD между измеренной величиной и должным значением (используется для оценки нормального диапазона и степени отклонения от должного значения)
$\Delta V_л$ – изменение объема легких
ΔP_A – давление внутри альвеол
ΔPO_2 – градиент парциального давления кислорода
Θ – скорость химической реакции связывания моноксида углерода с гемоглобином

Литература

1. Черняк А.В., Неклюдова Г.В. Диффузионная способность легких. В кн.: Авдеев С.Н., Айсанов З.Р., Калманова Е.Н. и др.; Чучалин А.Г., гл. ред. Функциональная диагностика в пульмонологии. М.: АТМО; 2016: 90–112.
2. Macintyre N., Crapo R.O., Viegi G. et al. Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung. *Eur. Respir. J.* 2005; 26 (4): 720–735. DOI: 10.1183/09031936.05.00034905.
3. Graham B.L., Brusasco V., Burgos F. et al. 2017 ERS/ATS standards for single-breath carbon monoxide uptake in the lung. *Eur. Respir. J.* 2017; 49 (1): 1600016. DOI: 10.1183/13993003.00016-2016.
4. Измерение диффузионной способности легких по монооксиду углерода методом одиночного вдоха: стандарты Американского торакального и Европейского респираторного обществ (часть 2-я). *Пульмонология*. 2019; 29 (3): 269–291. DOI: 10.18093/0869-0189-2019-29-3-269-291.
5. Измерение диффузионной способности легких по монооксиду углерода методом одиночного вдоха: стандарты Американского торакального и Европейского респираторного обществ (часть 1-я). *Пульмонология*. 2019; 29 (2): 149–158. DOI: 10.18093/0869-0189-2019-29-2-149-158.
6. Cotes J.E. Effect of variability in gas analysis on the reproducibility of the pulmonary diffusing capacity by the single breath method. *Thorax*. 1963; 18 (2): 151–154. DOI: 10.1136/thx.18.2.151.
7. Chinn D.J., Naruse Y., Cotes J.E. Accuracy of gas analysis in lung function laboratories. *Thorax*. 1986; 41 (2): 133–137. DOI: 10.1136/thx.41.2.133.
8. American Thoracic Society. Single-breath carbon monoxide diffusing capacity (transfer factor). Recommendations for a standard technique – 1995 update. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*. 1995; 152 (6, Pt 1): 2185–2198. DOI: 10.1164/ajrccm.152.6.8520796.
9. Gardner R.M., Clausen J.L., Crapo R.O. et al. Quality assurance in pulmonary function laboratories. *Am. Rev. Respir. Dis*. 1986; 134 (3): 625–627. DOI: 10.1164/arrd.1986.134.3.625.
10. Glissmeyer E.W., Jensen R.L., Crapo R.O. et al. Initial testing with a carbon monoxide diffusing capacity simulator (abstract). *J. Invest. Med*. 1999; 47: 37A.
11. Hegewald M.J., Jensen R.L., Teeter J.G. et al. Long-term intersession variability for single-breath diffusing capacity. *Respiration*. 2012; 84 (5): 377–384. DOI: 10.1159/000334699.
12. Okubo T., Lenfant C. Calibration of gas chromatograph without standardized gas mixtures. *Respir. Physiol*. 1968; 4 (2): 255–259. DOI: 10.1016/0034-5687(68)90056-x.
13. Jensen R.L., Crapo R.O. Diffusing capacity: how to get it right. *Respir. Care*. 2003; 48 (8): 777–782. DOI: 10.4187/respcare.03480777.
14. Graham B.L., Steenbruggen I., Miller M.R. et al. Standardization of spirometry 2019 update. An Official American Thoracic Society and European Respiratory Society technical statement. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*. 2019; 200 (8): e70–88. DOI: 10.1164/rccm.201908-1590ST.
15. Черняк А.В., Чушкин М.И., Айсанов З.Р. и др. Бодиплетизмография: методическое руководство. Российское респираторное общество. Российская ассоциация специалистов функциональной диагностики. *Пульмонология*. 2025; 35 (3): 299–330. DOI: 10.18093/0869-0189-2025-35-3-299-330.
16. Crapo R.O., Jensen R.L., Wanger J.S. Single-breath carbon monoxide diffusing capacity. *Clin. Chest Med*. 2001; 22 (4): 637–649. DOI: 10.1016/s0272-5231(05)70057-5.
17. Roberts C.M., MacRae K.D., Seed W.A. Multi-breath and single breath helium dilution lung volumes as a test of airway obstruction. *Eur. Respir. J*. 1990; 3 (5): 515–520. DOI: 10.1183/09031936.93.03050515.
18. Krogh M. The diffusion of gases through the lungs of man. *J. Physiol*. 1915; 49 (4): 271–300. DOI: 10.1113/jphysiol.1915.sp001710.
19. Leathart G.L. Steady-state diffusing capacity determined by a simplified method. *Thorax*. 1962; 17 (4): 302–307. DOI: 10.1136/thx.17.4.302.
20. Meyer M., Scheid P., Riepl G. et al. Pulmonary diffusion capacities for O_2 and CO measured by a rebreathing technique. *J. Appl. Physiol. Respir. Environ. Exerc. Physiol*. 1981; 51 (6):1643–1650. DOI: 10.1152/jappl.1981.51.6.1643.
21. Cotes J.E., Chinn D.J., Quanjer P.H. et al. Standardization of the measurement of transfer factor (diffusing capacity). *Eur. Respir. J*. 1993; 6 (Suppl. 16): 41–52. DOI: 10.1183/09041950.041s1693.
22. Forster R.E., Fowler W.S., Bates D.V., Van Lingen B. The absorption of carbon monoxide by the lungs during breath-holding. *J. Clin. Invest*. 1954; 33 (8): 1135–1145. DOI: 10.1172/JCI102987.
23. Johnson D.C. Importance of adjusting carbon monoxide diffusing capacity (DL_{CO}) and carbon monoxide transfer coefficient (KCO)

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

for alveolar volume. *Respir. Med.* 2000; 94 (1): 28–37. DOI: 10.1053/rmed.1999.0740.
24. Filley G.F., MacIntosh D.J., Wright G.W. Carbon monoxide uptake and pulmonary diffusing capacity in normal subjects at rest and during exercise. *J. Clin. Invest.* 1954; 33 (4): 530–539. DOI: 10.1172/JCI102923.
25. Leech J.A., Martz L., Liben A., Becklake M.R. Diffusing capacity for carbon monoxide: the effects of different durations of breath-hold time and alveolar volume and of carbon monoxide back pressure on calculated results. *Am. Rev. Respir. Dis.* 1985; 132 (5): 1127–1129. DOI: 10.1164/arrd.1985.132.5.1127.
26. McGrath M.W., Thomson M.L. The effect of age, body size and lung volume change on alveolar-capillary permeability and diffusing capacity in man. *J. Physiol.* 1959; 146 (3): 572–582. DOI: 10.1113/jphysiol.1959.sp006212.
27. Wise R.A., Teeter J.G., Jensen R.L. et al. Standardization of the single-breath diffusing capacity in a multicenter clinical trial. *Chest.* 2007; 132 (4): 1191–1197. DOI: 10.1378/chest.07-0455.
28. Graham B.L., Mink J.T., Cotton D.J. Improved accuracy and precision of single-breath CO diffusing capacity measurements. *J. Appl. Physiol. Respir. Environ. Exerc. Physiol.* 1981; 51 (5): 1306–1313. DOI: 10.1152/jappl.1981.51.5.1306.
29. Graham B.L., Mink J.T., Cotton D.J. Effect of breath hold time on DL_{CO} (SB) in patients with airway obstruction. *J. Appl. Physiol. (1985).* 1985; 58 (4): 1319–1325. DOI: 10.1152/jappl.1985.58.4.1319.
30. Jones R.S., Meade F. A theoretical and experimental analysis of anomalies in the estimation of pulmonary diffusing capacity by the single breath method. *Q. J. Exp. Physiol. Cogn. Med. Sci.* 1961; 46: 131–143. DOI: 10.1113/expphysiol.1961.sp001525.
31. Chinn D.J., Harkawat R., Cotes J.E. Standardization of single-breath transfer factor (TLCO); derivation of breath-holding time. *Eur. Respir. J.* 1992; 5 (4): 492–496. DOI: 10.1183/09031936.93.05040492.
32. Ferris B.G. Epidemiology standardization project (American Thoracic Society). *Am. Rev. Respir. Dis.* 1978; 118 (6, Pt 2): 1–120.
33. Smith T.C., Rankin J. Pulmonary diffusing capacity and the capillary bed during Valsalva and Müller maneuvers. *J. Appl. Physiol.* 1969; 27 (6): 826–833. DOI: 10.1152/jappl.1969.27.6.826.
34. Huang Y.C., MacIntyre N.R. Real-time gas analysis improves the measurement of single-breath diffusing capacity. *Am. Rev. Respir. Dis.* 1992; 146 (4): 946–950. DOI: 10.1164/ajrccm/146.4.946.
35. Comroe J.H. Physiology of respiration: an introductory text. 2nd Edn. Chicago, Ill.: Year Book Medical Publishers Incorporated; 1974. Available at: *https://archive.org/details/physiologyofresp0002comr/page/n5/mode/2up*
36. Welle I., Eide G.E., Bakke P., Gulsvik A. Applicability of the single-breath carbon monoxide diffusing capacity in a Norwegian Community Study. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1998; 158 (6): 1745–1750. DOI: 10.1164/ajrccm.158.6.9712123.
37. Graham B.L., Dosman J.A., Cotton D.J. A theoretical analysis of the single breath diffusing capacity for carbon monoxide. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1980; 27 (4): 221–227. DOI: 10.1109/tbme.1980.326726.
38. Fowler W.S. Lung function studies; the respiratory dead space. *Am. J. Physiol.* 1948; 154 (3): 405–416. DOI: 10.1152/ajplegacy.1948.154.3.405.
39. Stuart-Andrews C.R., Kelly V.J., Sands S.A. et al. Automated detection of the phase III slope during inert gas washout testing. *J. Appl. Physiol.* 2012; 112 (6): 1073–1081. DOI: 10.1152/japplphysiol.00372.2011.
40. Zavorsky G.S. The rise in carboxyhemoglobin from repeated pulmonary diffusing capacity tests. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 2013; 186 (1): 103–108. DOI: 10.1016/j.resp.2013.01.001.
41. Frey T.M., Crapo R.O., Jensen R.L., Elliott C.G. Diurnal variation of the diffusing capacity of the lung: is it real? *Am. Rev. Respir. Dis.* 1987; 136 (6): 1381–1384. DOI: 10.1164/ajrccm/136.6.1381.
42. Marrades R.M., Diaz O., Roca J. et al. Adjustment of DLCO for hemoglobin concentration. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1997; 155 (1): 236–241. DOI: 10.1164/ajrccm.155.1.9001318.
43. Viegi G., Baldi S., Begliomini E. et al. Single breath diffusing capacity for carbon monoxide: effects of adjustment for inspired volume dead space, carbon dioxide, hemoglobin and carboxyhemoglobin. *Respiration.* 1998; 65 (1): 56–62. DOI: 10.1159/000029227.
44. Coburn R.F., Forster R.E., Kane P.B. Considerations of the physiological variables that determine the blood carboxyhemoglobin concentration in man. *J. Clin. Invest.* 1965; 44 (11):1899–1910. DOI: 10.1172/JCI105296.
45. Viegi G., Paoletti P., Carrozzi L. et al. CO diffusing capacity in a general population sample: relationships with cigarette smoking and airflow obstruction. *Respiration.* 1993; 60 (3): 155–161. DOI: 10.1159/000196192.
46. Roughton F.J., 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; 11 (2): 290–302. DOI: 10.1152/jappl.1957.11.2.290.
47. Comroe J.H. Jr. Pulmonary diffusing capacity for carbonmonoxide (DL_{CO}). *Am. Rev. Respir. Dis* 1975; 111 (2): 225–228. DOI: 10.1164/arrd.1975.111.2.225.
48. Gray G., Zamel N., Crapo R.O. Effect of a simulated 3,048 meter altitude on the single-breath transfer factor. *Bull. Eur. Physiopathol. Respir.* 1986; 22 (5): 429–431.
49. Kanner R.E., Crapo R.O. The relationship between alveolar oxygen tension and the single-breath carbon monoxide diffusing capacity. *Am. Rev. Respir. Dis.* 1986; 133 (4): 676–678. DOI: 10.1164/arrd.1986.133.4.676.
50. Quanjer Ph.H., ed. Standardized lung function testing. Report of a working party of the European Community for Coal and Steel. *Bull. Eur. Physiopathol. Respir.* 1983; 19 (Suppl. 5): 1–95. Available at: *https://www.researchgate.net/publication/304373460*
51. Love R.G., Seaton A. About the ECCS summary equations. *Eur. Respir. J.* 1990; 3 (4): 489–490. DOI: 10.1183/09031936.93.03040489.
52. Клемент Р.Ф. Принципиальные и методические основы разработки единой системы должных величин. В кн.: Клемент Р.Ф., Кузнецова В.К., ред. Современные проблемы клинической физиологии дыхания: Сб. науч. тр. ВНИИ пульмонологии. Ленинград: ВНИИ пульмонологии; 1987: 5–20.
53. Stanojevic S., Graham B.L., Cooper B.G. et al. Official ERS technical standards: Global Lung Function Initiative reference values for the carbon monoxide transfer factor for Caucasians. *Eur. Respir. J.* 2017; 50 (3): 1700010. DOI: 10.1183/13993003.00010-2017.
54. Stanojevic S., Kaminsky D.A., Miller M.R. et al. ERS/ATS technical standard on interpretive strategies for routine lung function tests. *Eur. Respir. J.* 2022; 60 (1): 2101499. DOI: 10.1183/13993003.01499-2021.
55. Pellegrino R., Viegi G., Brusasco V. et al. Interpretative strategies for lung function tests. *Eur. Respir. J.* 2005; 26 (5): 948–968. DOI: 10.1183/09031936.05.00035205.
56. McLean A., Warren P.M., Gillooly M. et al. Microscopic and macroscopic measurements of emphysema: relation to carbon monoxide gas transfer. *Thorax.* 1992; 47 (3): 144–149. DOI: 10.1136/thx.47.3.144.
57. Грива Н.А., Гаврилов П.В., Никитина И.А. и др. Влияние подтипа и объема эмфиземы по данным компьютерной томографии на вентиляционную и газообменную функции легких. *Вестник рентгенологии и радиологии.* 2021; 102 (6): 349–358. DOI: 10.20862/0042-4676-2021-102-6-349-358.
58. Черняк А.В., Мустафина М.Х., Макарова М.А. и др. Корреляционные связи между структурными и функциональными изменениями дыхательной системы у больных с лимфангиолейомиоматозом. *Вестник современной клинической медицины.* 2025; 18 (3): 87–97. DOI: 10.20969/VSKM.2025.18(3).87-97.
59. Черняк А.В., Неклюдова Г.В., Красовский С.А. и др. Метод вымывания азота при множественном дыхании и структурные изменения бронхолегочной системы у взрослых больных муковисцидозом. *Пульмонология.* 2020; 30 (2): 193–203. DOI: 10.18093/0869-0189-2020-30-2-193-203.
60. Acat M., Tanrıverdi E., Uğur Chousein E.G. et al. General features of patients with pulmonary langerhans cell histiocytosis followed in our instution. *Tuberk. Toraks.* 2018; 66 (3): 205–211. DOI: 10.5578/tt.67334.
61. Каменева М.Ю., Баранова О.П., Тишков А.В. и др. Нарушения механики дыхания и легочного газообмена у больных легочным лангергансоклеточным гистиоцитозом. *Практическая пульмонология.* 2018; (1): 51–58. Доступно на: *https://www.atmosphere-ph.ru/modules.php?name=Magazines&sop=viewissue&magid=1&issueid=437*
62. Визель А.А., Авдеев С.Н., Визель И.Ю. и др. Фиброзирующий легочный саркоидоз: клиническая характеристика и фенотипы, основанные на компьютерной томографии. *Вестник современ-*

ной клинической медицины. 2024; 17 (5): 7–16. DOI: 10.20969/VSKM.2024.17(5).7-16.
63. Михайловичева А.И., Смирнов В.В., Стручков П.В. и др. Исследование респираторной функции легких у курящих лиц и больных хронической обструктивной болезнью легких. *Клиническая медицина*. 2024; 102 (3): 241–246. DOI: 10.30629/0023-2149-2024-102-3-241-246.
64. Hughes J.M.B., Pride N.B. Examination of the carbon monoxide diffusing capacity (DL(CO)) in relation to its KCO and VA components. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*. 2012; 186 (2): 132–139. DOI: 10.1164/rccm.201112-2160CI.
65. Saydain G., Beck K.C., Decker P.A. et al. Clinical significance of elevated diffusing capacity. *Chest*. 2004; 125 (2): 446–452. DOI: 10.1378/chest.125.2.446.

Поступила: 31.01.26
Принята к печати: 18.06.26

References

1. Chernyak A.V., Neklyudova G.V. [Diffusion capacity of the lungs]. In: Avdeev S.N., Aysanov Z.R., Kalmanova E.N. et al.; Chuchalin A.G., ed. [Functional diagnostics in pulmonology]. Moscow: ATMO; 2016: 90–112 (in Russian).
2. Macintyre N., Crapo R.O., Viegi G. et al. Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung. *Eur. Respir. J*. 2005; 26 (4): 720–735. DOI: 10.1183/09031936.05.00034905.
3. Graham B.L., Brusasco V., Burgos F. et al. 2017 ERS/ATS standards for single-breath carbon monoxide uptake in the lung. *Eur. Respir. J*. 2017; 49 (1): 1600016. DOI: 10.1183/13993003.00016-2016.
4. [Measurement of single-breath diffusing capacity of the lungs for carbon monoxide: new standards of European Respiratory Society and American Thoracic Society (part 2)]. *Pul'monologiya*. 2019; 29 (3): 269–291. DOI: 10.18093/0869-0189-2019-29-3-269-291 (in Russian).
5. [Measurement of single-breath diffusing capacity of the lungs for carbon monoxide: new standards of European Respiratory Society and American Thoracic Society (part 1). *Pul'monologiya*. 2019; 29 (2): 149–158. DOI: 10.18093/0869-0189-2019-29-2-149-158 (in Russian).
6. Cotes J.E. Effect of variability in gas analysis on the reproducibility of the pulmonary diffusing capacity by the single breath method. *Thorax*. 1963; 18 (2): 151–154. DOI: 10.1136/thx.18.2.151.
7. Chinn D.J., Naruse Y., Cotes J.E. Accuracy of gas analysis in lung function laboratories. *Thorax*. 1986; 41 (2): 133–137. DOI: 10.1136/thx.41.2.133.
8. American Thoracic Society. Single-breath carbon monoxide diffusing capacity (transfer factor). Recommendations for a standard technique – 1995 update. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*. 1995; 152 (6, Pt 1): 2185–2198. DOI: 10.1164/ajrccm.152.6.8520796.
9. Gardner R.M., Clausen J.L., Crapo R.O. et al. Quality assurance in pulmonary function laboratories. *Am. Rev. Respir. Dis*. 1986; 134 (3): 625–627. DOI: 10.1164/arrd.1986.134.3.625.
10. Glissmeyer E.W., Jensen R.L., Crapo R.O. et al. Initial testing with a carbon monoxide diffusing capacity simulator (abstract). *J. Invest. Med*. 1999; 47: 37A.
11. Hegewald M.J., Jensen R.L., Teeter J.G. et al. Long-term intersession variability for single-breath diffusing capacity. *Respiration*. 2012; 84 (5): 377–384. DOI: 10.1159/000334699.
12. Okubo T., Lenfant C. Calibration of gas chromatograph without standardized gas mixtures. *Respir. Physiol*. 1968; 4 (2): 255–259. DOI: 10.1016/0034-5687(68)90056-x.
13. Jensen R.L., Crapo R.O. Diffusing capacity: how to get it right. *Respir. Care*. 2003; 48 (8): 777–782. DOI: 10.4187/respcare.03480777.
14. Graham B.L., Steenbruggen I., Miller M.R. et al. Standardization of spirometry 2019 update. An Official American Thoracic Society and European Respiratory Society technical statement. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*. 2019; 200 (8): e70–88. DOI: 10.1164/rccm.201908-1590ST.
15. Cherniak A.V., Chushkin M.I., Aisanov Z.R. et al. [Body plethysmography: national guidelines. Russian Respiratory Society. Russian Association of Specialists in Functional Diagnostics]. *Pul'monologiya*. 2025; 35 (3): 299–330. DOI: 10.18093/0869-0189-2025-35-3-299-330 (in Russian).
16. Crapo R.O., Jensen R.L., Wanger J.S. Single-breath carbon monoxide diffusing capacity. *Clin. Chest Med*. 2001; 22 (4): 637–649. DOI: 10.1016/s0272-5231(05)70057-5.
17. Roberts C.M., MacRae K.D., Seed W.A. Multi-breath and single breath helium dilution lung volumes as a test of airway obstruction. *Eur. Respir. J*. 1990; 3 (5): 515–520. DOI: 10.1183/09031936.93.03050515.
18. Krogh M. The diffusion of gases through the lungs of man. *J. Physiol*. 1915; 49 (4): 271–300. DOI: 10.1113/jphysiol.1915.sp001710.
19. Leathart G.L. Steady-state diffusing capacity determined by a simplified method. *Thorax*. 1962; 17 (4): 302–307. DOI: 10.1136/thx.17.4.302.
20. Meyer M., Scheid P., Riepl G. et al. Pulmonary diffusion capacities for O_2 and CO measured by a rebreathing technique. *J. Appl. Physiol. Respir. Environ. Exerc. Physiol*. 1981; 51 (6):1643–1650. DOI: 10.1152/jappl.1981.51.6.1643.
21. Cotes J.E., Chinn D.J., Quanjer P.H. et al. Standardization of the measurement of transfer factor (diffusing capacity). *Eur. Respir. J*. 1993; 6 (Suppl. 16): 41–52. DOI: 10.1183/09041950.041s1693.
22. Forster R.E., Fowler W.S., Bates D.V., Van Lingen B. The absorption of carbon monoxide by the lungs during breath-holding. *J. Clin. Invest*. 1954; 33 (8): 1135–1145. DOI: 10.1172/JCI102987.
23. Johnson D.C. Importance of adjusting carbon monoxide diffusing capacity (DLCO) and carbon monoxide transfer coefficient (KCO) for alveolar volume. *Respir. Med*. 2000; 94 (1): 28–37. DOI: 10.1053/rmed.1999.0740.
24. Filley G.F., MacIntosh D.J., Wright G.W. Carbon monoxide uptake and pulmonary diffusing capacity in normal subjects at rest and during exercise. *J. Clin. Invest*. 1954; 33 (4): 530–539. DOI: 10.1172/JCI102923.
25. Leech J.A., Martz L., Liben A., Becklake M.R. Diffusing capacity for carbon monoxide: the effects of different durations of breath-hold time and alveolar volume and of carbon monoxide back pressure on calculated results. *Am. Rev. Respir. Dis*. 1985; 132 (5): 1127–1129. DOI: 10.1164/arrd.1985.132.5.1127.
26. McGrath M.W., Thomson M.L. The effect of age, body size and lung volume change on alveolar-capillary permeability and diffusing capacity in man. *J. Physiol*. 1959; 146 (3): 572–582. DOI: 10.1113/jphysiol.1959.sp006212.
27. Wise R.A., Teeter J.G., Jensen R.L. et al. Standardization of the single-breath diffusing capacity in a multicenter clinical trial. *Chest*. 2007; 132 (4): 1191–1197. DOI: 10.1378/chest.07-0455.
28. Graham B.L., Mink J.T., Cotton D.J. Improved accuracy and precision of single-breath CO diffusing capacity measurements. *J. Appl. Physiol. Respir. Environ. Exerc. Physiol*. 1981; 51 (5): 1306–1313. DOI: 10.1152/jappl.1981.51.5.1306.
29. Graham B.L., Mink J.T., Cotton D.J. Effect of breath hold time on DL_{CO} (SB) in patients with airway obstruction. *J. Appl. Physiol. (1985)*. 1985; 58 (4): 1319–1325. DOI: 10.1152/jappl.1985.58.4.1319.
30. Jones R.S., Meade F. A theoretical and experimental analysis of anomalies in the estimation of pulmonary diffusing capacity by the single breath method. *Q. J. Exp. Physiol. Cogn. Med. Sci*. 1961; 46: 131–143. DOI: 10.1113/expphysiol.1961.sp001525.
31. Chinn D.J., Harkawat R., Cotes J.E. Standardization of single-breath transfer factor (TLCO); derivation of breath-holding time. *Eur. Respir. J*. 1992; 5 (4): 492–496. DOI: 10.1183/09031936.93.05040492.
32. Ferris B.G. Epidemiology standardization project (American Thoracic Society). *Am. Rev. Respir. Dis*. 1978; 118 (6, Pt 2): 1–120.
33. Smith T.C., Rankin J. Pulmonary diffusing capacity and the capillary bed during Valsalva and Müller maneuvers. *J. Appl. Physiol*. 1969; 27 (6): 826–833. DOI: 10.1152/jappl.1969.27.6.826.
34. Huang Y.C., MacIntyre N.R. Real-time gas analysis improves the measurement of single-breath diffusing capacity. *Am. Rev. Respir. Dis*. 1992; 146 (4): 946–950. DOI: 10.1164/ajrccm/146.4.946.
35. Comroe J.H. Physiology of respiration: an introductory text. 2nd Edn. Chicago, Ill.: Year Book Medical Publishers Incorporated; 1974. Available at: *https://archive.org/details/physiologyofresp0002comr/page/n5/mode/2up*
36. Welle I., Eide G.E., Bakke P., Gulsvik A. Applicability of the single-breath carbon monoxide diffusing capacity in a Norwegian Community Study. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*. 1998; 158 (6): 1745–1750. DOI: 10.1164/ajrccm.158.6.9712123.
37. Graham B.L., Dosman J.A., Cotton D.J. A theoretical analysis of the single breath diffusing capacity for carbon monoxide. *IEEE Trans. Biomed. Eng*. 1980; 27 (4): 221–227. DOI: 10.1109/tbme.1980.326726.

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

38. Fowler W.S. Lung function studies; the respiratory dead space. *Am. J. Physiol.* 1948; 154 (3): 405–416. DOI: 10.1152/ajplegacy.1948.154.3.405.
39. Stuart-Andrews C.R., Kelly V.J., Sands S.A. et al. Automated detection of the phase III slope during inert gas washout testing. *J. Appl. Physiol.* 2012; 112 (6): 1073–1081. DOI: 10.1152/japplphysiol.00372.2011.
40. Zavorsky G.S. The rise in carboxyhemoglobin from repeated pulmonary diffusing capacity tests. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 2013; 186 (1): 103–108. DOI: 10.1016/j.resp.2013.01.001.
41. Frey T.M., Crapo R.O., Jensen R.L., Elliott C.G. Diurnal variation of the diffusing capacity of the lung: is it real? *Am. Rev. Respir. Dis.* 1987; 136 (6): 1381–1384. DOI: 10.1164/ajrccm/136.6.1381.
42. Marrades R.M., Diaz O., Roca J. et al. Adjustment of DL_{CO} for hemoglobin concentration. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1997; 155 (1): 236–241. DOI: 10.1164/ajrccm.155.1.9001318.
43. Viegi G., Baldi S., Begliomini E. et al. Single breath diffusing capacity for carbon monoxide: effects of adjustment for inspired volume dead space, carbon dioxide, hemoglobin and carboxyhemoglobin. *Respiration*. 1998; 65 (1): 56–62. DOI: 10.1159/000029227.
44. Coburn R.F., Forster R.E., Kane P.B. Considerations of the physiological variables that determine the blood carboxyhemoglobin concentration in man. *J. Clin. Invest.* 1965; 44 (11):1899–1910. DOI: 10.1172/JCI105296.
45. Viegi G., Paoletti P., Carrozzi L. et al. CO diffusing capacity in a general population sample: relationships with cigarette smoking and airflow obstruction. *Respiration*. 1993; 60 (3): 155–161. DOI: 10.1159/000196192.
46. Roughton F.J., 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; 11 (2): 290–302. DOI: 10.1152/jappl.1957.11.2.290.
47. Comroe J.H. Jr. Pulmonary diffusing capacity for carbonmonoxide (DLCO). *Am. Rev. Respir. Dis* 1975; 111 (2): 225–228. DOI: 10.1164/arrd.1975.111.2.225.
48. Gray G., Zamel N., Crapo R.O. Effect of a simulated 3,048 meter altitude on the single-breath transfer factor. *Bull. Eur. Physiopathol. Respir.* 1986; 22 (5): 429–431.
49. Kanner R.E., Crapo R.O. The relationship between alveolar oxygen tension and the single-breath carbon monoxide diffusing capacity. *Am. Rev. Respir. Dis.* 1986; 133 (4): 676–678. DOI: 10.1164/arrd.1986.133.4.676.
50. Quanjer Ph.H., ed. Standardized lung function testing. Report of a working party of the European Community for Coal and Steel. *Bull. Eur. Physiopathol. Respir.* 1983; 19 (Suppl. 5): 1–95. Available at: *https://www.researchgate.net/publication/304373460*
51. Love R.G., Seaton A. About the ECCS summary equations. *Eur. Respir. J.* 1990; 3 (4): 489–490. DOI: 10.1183/09031936.93.03040489.
52. Klement R.F. [Fundamental and methodological foundations for developing a unified system of required values]. In: Klement R.F., Kuznetsova V.K., eds. [Modern problems of clinical physiology of respiration: Collection of scientific papers All-Russian Research Institute of Pulmonology]. Leningrad: VNII pul'monologii; 1987: 5–20 (in Russian).
53. Stanojevic S., Graham B.L., Cooper B.G. et al. Official ERS technical standards: Global Lung Function Initiative reference values for the carbon monoxide transfer factor for Caucasians. *Eur. Respir. J.* 2017; 50 (3): 1700010. DOI: 10.1183/13993003.00010-2017.
54. Stanojevic S., Kaminsky D.A., Miller M.R. et al. ERS/ATS technical standard on interpretive strategies for routine lung function tests. *Eur. Respir. J.* 2022; 60 (1): 2101499. DOI: 10.1183/13993003.01499-2021.
55. Pellegrino R., Viegi G., Brusasco V. et al. Interpretative strategies for lung function tests. *Eur. Respir. J.* 2005; 26 (5): 948–968. DOI: 10.1183/09031936.05.00035205.
56. McLean A., Warren P.M., Gillooly M. et al. Microscopic and macroscopic measurements of emphysema: relation to carbon monoxide gas transfer. *Thorax*. 1992; 47 (3): 144–149. DOI: 10.1136/thx.47.3.144.
57. Griva N.A., Gavrilov P.V., Nikitina I.A. et al. [Impact of emphysema subtypes and volume on lung ventilation and gas exchange functions as evidenced by computed tomography]. *Vestnik rentgenologii i radiologii*. 2021; 102 (6): 349–358. DOI: 10.20862/0042-4676-2021-102-6-349-358 (in Russian).
58. Cherniak A.V., Mustafina M.Kh., Makarova M.A. et al. [Correlation between structural and functional changes in the respiratory system of patients with lymphangioleiomyomatosis]. *Vestnik sovremennoy klinicheskoy meditsiny*. 2025; 18 (3): 87–97. DOI: 10.20969/VSKM.2025.18(3).87-97 (in Russian).
59. Chernyak A.V., Neklyudova G.V., Krasovskiy S.A. et al. [Nitrogen leaching in multiple breathing and structural changes in the bronchopulmonary system in adult patients with cystic fibrosis]. *Pul'monologiya*. 2020; 30 (2): 193–203. DOI: 10.18093/0869-0189-2020-30-2-193-203 (in Russian).
60. Acat M., Tanrıverdi E., Uğur Chousein E.G. et al. General features of patients with pulmonary langerhans cell histiocytosis followed in our instution. *Tuberk. Toraks*. 2018; 66 (3): 205–211. DOI: 10.5578/tt.67334.
61. Kameneva M.Yu., Baranova O.P., Tishkov A.V. et al. [Disorders of breathing mechanics and pulmonary gas exchange in patients with pulmonary Langerhans cell histiocytosis]. *Prakticheskaya pul'monologiya*. 2018; (1): 51–58. Available at: *https://www.atmosphere-ph.ru/modules.php?name=Magazines&sop=viewissue&magid=1&issueid=437* (in Russian).
62. Vizel A.A., Avdeev S.N., Vizel I.Yu. et al. [Fibrosing pulmonary sarcoidosis: Computed tomography-based clinical characteristics and phenotypes]. *Vestnik sovremennoy klinicheskoy meditsiny*. 2024; 17 (5): 7–16. DOI: 10.20969/VSKM.2024.17(5).7-16 (in Russian).
63. Mikhailovicheva A.I., Smirnov V.V., Struchkov P.V. et al. [Study of respiratory function of the lungs in smokers and patients with chronic obstructive pulmonary disease]. *Klinicheskaya meditsina*. 2024; 102 (3): 241–246. DOI: 10.30629/0023-2149-2024-102-3-241-246 (in Russian).
64. Hughes J.M.B., Pride N.B. Examination of the carbon monoxide diffusing capacity (DL(CO)) in relation to its KCO and VA components. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2012; 186 (2): 132–139. DOI: 10.1164/rccm.201112-2160CI.
65. Saydain G., Beck K.C., Decker P.A. et al. Clinical significance of elevated diffusing capacity. *Chest*. 2004; 125 (2): 446–452. DOI: 10.1378/chest.125.2.446.

Received: January 31, 2026
Accepted for publication: June 18, 2026

Информация об авторах / Authors Information

Черняк Александр Владимирович – к. м. н., заведующий лабораторией патофизиологии дыхания Федерального государственного бюджетного учреждения «Научно-исследовательский институт пульмонологии» Федерального медико-биологического агентства; врач функциональной диагностики отделения функциональной и ультразвуковой диагностики Государственного бюджетного учреждения здравоохранения города Москвы «Городская клиническая больница имени Д.Д.Плетнева Департамента здравоохранения города Москвы»; врач функциональной диагностики отделения респираторной медицины Государственного бюджетного учреждения здравоохранения города Москвы «Городская клиническая больница имени С.С.Юдина Департамента здравоохранения города Москвы»; тел.: (495) 395-63-93; e-mail: achi2000@mail.ru (SPIN-код: 9328-6440; Author ID: 687383; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-2001-5504*)

Alexander V. Cherniak, Candidate of Medicine, Head of Laboratory of Functional and Ultrasound Investigations, Federal State Budgetary Institution "Pulmonology Scientific Research Institute" under Federal Medical and Biological Agency of Russian Federation; Physician of Functional Diagnostics, Department of Functional and Ultrasound Diagnostics, State Budgetary Healthcare Institution D.D.Pletnev City Clinical Hospital, Healthcare Department of Moscow; Doctor of Functional Diagnostics of the Department of functional and ultrasound diagnostics, Moscow State Budgetary Healthcare Institution "Moscow City Hospital named after S.S.Yudin", Moscow Healthcare Department; tel.: (495) 395-63-93; e-mail: achi2000@mail.ru (SPIN-code: 9328-6440; Author ID: 687383; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-2001-5504*)

Мустафина Малика Харисовна – к. м. н., врач функциональной диагностики, доцент кафедры кардиологии, функциональной и ульт-

развуковой диагностики Института клинической медицины имени Н.В.Склифосовского Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М.Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет); старший научный сотрудник лаборатории патофизиологии дыхания Федерального государственного бюджетного учреждения «Научно-исследовательский институт пульмонологии» Федерального медико-биологического агентства России; тел.: (499) 248-34-77; e-mail: mustafina_m_kh@staff.sechenov.ru (SPIN-код: 6530-5830; Author ID: 687382; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-0250-9949*)

Malika Kh. Mustafina, Candidate of Medicine, Physician of functional diagnostics, Associate Professor, Department of Cardiology, Functional and Ultrasound Diagnostics, N.V.Sklifosovsky Institute of Clinical Medicine, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education I.M.Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University); Senior Researcher, Laboratory of Pathophysiology of Respiration, Federal State Budgetary Institution "Pulmonology Scientific Research Institute" under Federal Medical and Biological Agency of Russian Federation; tel.: (499) 248-34-77; e-mail: mustafina_m_kh@staff.sechenov.ru (SPIN-code: 6530-5830; Author ID: 687382; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-0250-9949*)

Айсанов Заурбек Рамазанович – д. м. н., профессор, профессор кафедры пульмонологии факультета дополнительного профессионального образования Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И.Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации; тел.: (495) 965-34-66; e-mail: aisanov@mail.ru (SPIN-код: 2723-6685; Author ID: 542371; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-4044-674X*)

Zaurbek R. Aisanov, Doctor of Medicine, Professor. Professor, Department of Pulmonology, Faculty of Additional Professional Education, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education "N.I.Pirogov Russian National Research Medical University" of the Ministry of Health of the Russian Federation; tel.: (495) 965-34-66; e-mail: aisanov@mail.ru (SPIN-code: 2723-6685; Author ID: 542371; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-4044-674X*)

Воробьев Андрей Валерьевич – врач функциональной диагностики лаборатории электрофизиологии и нагрузочных тестов Научно-клинического центра № 1 Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Российский научный центр хирургии имени академика Б.В.Петровского»; тел.: (499) 248-01-79; e-mail: vorobiov@list.ru

Andrey V. Vorobyov, Doctor of Functional Diagnostics, Laboratory of Electrophysiology and Stress Tests and Scientific and Clinical Center No.1, Federal State Budgetary Scientific Institution "Petrovsky National Research Centre of Surgery"; tel.: (499) 248-01-79; e-mail: vorobiov@list.ru

Берестень Наталья Федоровна – д. м. н., профессор; профессор кафедры клинической физиологии и функциональной диагностики Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения дополнительного профессионального образования «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» Министерства здравоохранения Российской Федерации; ученый секретарь Государственного бюджетного учреждения здравоохранения Московской области «Московский областной научно-исследовательский клинический институт имени М.Ф.Владимирского»; председатель Совета Общероссийской общественной организации «Российская ассоциация специалистов функциональной диагностики»; тел.: (916) 117-94-16; e-mail: nberesten@yandex.ru (SPIN-код: 4547-7137; ORCID *https://orcid.org/0000-0003-3583-6839*)

Natalya F. Beresten, Doctor of Medicine, Professor, Professor, Department of Clinical Physiology and Functional Diagnostics, Federal State Budgetary Educational Institution of Additional Professional Education "Russian Medical Academy of Continuous Professional Education" of the Ministry of Health of Russia; Scientific Secretary, State Budgetary Health Institution of the Moscow Region "Moscow Regional Research and Clinical Institute ("MONIKI")"; Chairman of the Council of the All-Russian Public Organization "Russian Association of Functional Diagnostics Specialists"; tel.: (916) 117-94-16; e-mail: nberesten@yandex.ru (SPIN-code: 4547-7137; ORCID *https://orcid.org/0000-0003-3583-6839*)

Визель Александр Андреевич – д. м. н., профессор, заведующий кафедрой фтизиопульмонологии Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Казанский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации; тел.: (843) 236-09-22; e-mail: lordara@inbox.ru (SPIN-код: 5918-5465; Author ID: 195447; ORCID: *https://orcid.org/0000-0001-5028-5276*)

Aleksandr A. Vizel, Doctor of Medicine, Professor, Head of Department of Phthisiology and Pulmonology, Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Kazan State Medical University" of the Ministry of Health of the Russian Federation; tel.: (843) 236-09-22; e-mail: lordara@inbox.ru (SPIN-code: 5918-5465; Author ID: 195447; ORCID: *https://orcid.org/0000-0001-5028-5276*)

Дубаков Алексей Владимирович – к. м. н., врач функциональной диагностики Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Сибирский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, ассистент кафедры кардиологии факультета повышения квалификации и профессиональной переподготовки специалистов Научно-исследовательского института кардиологии – филиала Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Томский национальный исследовательский медицинский центр Российской академии наук»; тел.: (382) 255-69-09; e-mail: dubakov.av@ssmu.ru (Author ID: 315033; ORCID: *http://orcid.org/000-0001-9708-0075*)

Alexey V. Dubakov, Candidate of Medicine, Physician of Functional Diagnostics, Federal State Funded Educational Institution of Higher Education "Siberian State Medical University" of the Ministry of Health of the Russian Federation; Assistant, Department of Cardiology, Faculty of Advanced Training and Professional Retraining of Specialists, Research Institute of Cardiology, Federal State Budgetary Scientific Institution "Tomsk National Research Medical Center of the Russian Academy of Sciences"; tel.: (382) 255-69-09; e-mail: dubakov.av@ssmu.ru (Author ID: 315033; ORCID: *http://orcid.org/000-0001-9708-0075*)

Дьякова Светлана Эвальдовна – к. м. н., врач функциональной диагностики, врач-пульмонолог Обособленного структурного подразделения Научно-исследовательский клинический институт педиатрии и детской хирургии имени академика Ю.Е.Вельтищева Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И.Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации; доцент кафедры генетики болезней дыхательной системы Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Медико-генетический научный центр имени академика Н.П.Бочкова» Министерства науки и высшего образования Российской Федерации; тел.: (916) 925-02-89; e-mail: svetlanadjak@rambler.ru (SPIN-код: 5769-7800; Author ID: 559336; ORCID: *http://orcid.org/000-0002-3445-4903)*

Svetlana E. Dyakova, Candidate of Medicine, Doctor of Functional Diagnostics, Pulmonologist, Veltischev Research and Clinical Institute for Pediatrics and Pediatric Surgery of the Pirogov Russian National Research Medical University; Associate Professor, Department of Respiratory Disease Genetics, Research Centre for Medical Genetics; tel.: (916) 925-02-89; e-mail: svetlanadjak@rambler.ru (SPIN-код: 5769-7800; Author ID: 559336; ORCID: *http://orcid.org/000-0002-3445-4903)*

Калманова Елена Николаевна – к. м. н., заведующая отделением функциональной и ультразвуковой диагностики Государственного бюджетного учреждения здравоохранения города Москвы «Городская клиническая больница имени Д.Д.Плетнева Департамента здравоохранения города Москвы»; доцент, доцент кафедры госпитальной терапии института материнства и детства Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И.Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации; тел.: (495) 965-34-66; e-mail: kalmanova@mail.ru (SPIN-код: 7286-1538; Author ID: 581036; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-8681-7569*)

Elena N. Kalmanova, Candidate of Medicine, Head of the Department of Functional and Ultrasound Diagnostics, State Budgetary Healthcare Institution D.D.Pletnev City Clinical Hospital, Healthcare Department of Moscow; Associate Professor, Associate Professor of Hospital Therapy, Institute of Motherhood and Childhood, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education "N.I.Pirogov Russian National Research Medical University" of the Ministry of Health of the Russian Federation; tel.: (495) 965-34-66; e-mail: kalmanova@mail.ru (SPIN: 7286-1538; Author ID: 581036; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-8681-7569*)

Каменева Марина Юрьевна – д. м. н. ведущий научный сотрудник Научно-исследовательского института ревматологии и аллергологии Научно-клинического исследовательского центра, врач функциональной диагностики кабинета функциональной диагностики поликлиники с клинико-диагностическим центром клиники Научно-клинического исследовательского центра Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет имени академика И.П.Павлова» Министерства здравоохранения Российской Федерации; тел.: (812) 338-60-78; e-mail: kmju@mail.ru (SPIN-код: 9810-9636; Author ID: 15686; ORCID: *https://orcid.org/0000-0003-3832-8485*)

Marina Yu. Kameneva, Doctor of Medicine, Leading Researcher, Research Institute of Rheumatology and Allergology, Scientific and Clinical Research Center; Doctor of Functional Diagnostics in the Functional Diagnostics Room of the polyclinic with the clinical diagnostic center, Clinic of the Scientific and Clinical Research Center, Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Pavlov First Saint Petersburg State Medical University", Ministry of Healthcare of Russian Federation; tel.: (812) 338-60-78; e-mail: kmju@mail.ru (SPIN-code: 9810-9636; Author ID: 15686; ORCID: *https://orcid.org/0000-0003-3832-8485*)

The article is licensed by CC BY-NC 4.0 International Licensee https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/

Кирюхина Лариса Дмитриевна – к. м. н., заведующая отделением функциональной и ультразвуковой диагностики, ведущий научный сотрудник лаборатории патофизиологии дыхания Федерального государственного бюджетного учреждения «Научно-исследовательский институт пульмонологии» Федерального медико-биологического агентства; ведущий научный сотрудник, руководитель научно-исследовательской лаборатории функциональных исследований Федерального государственного бюджетного учреждения «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт фтизиопульмонологии» Министерства здравоохранения Российской Федерации; тел.: (495) 410-39-00; e-mail: kiryuhina_larisa@mail.ru (SPIN-код: 7446-4116; Author ID: 342739; ORCID: *https://orcid.org/0000-0001-6550-817X*)
Larisa D. Kiryukhina, Candidate of Medicine, Head of the Department of Functional and Ultrasound Diagnostics, Leading Researcher, Laboratory of Pathophysiology of Respiration, Federal State Budgetary Institution "Pulmonology Scientific Research Institute" under Federal Medical and Biological Agency of Russian Federation; Leading Researcher, Head of the Research Laboratory of Functional research, Russian Federation Healthcare Ministry Saint-Petersburg State Phthisiopulmonology Research Institute; tel.: (495) 410-39-00; e-mail: kiryuhina_larisa@mail.ru (SPIN-code: 7446-4116; Author ID: 342739; ORCID: *https://orcid.org/0000-0001-6550-817X*)
Неклюдова Галина Васильевна – д. м. н., профессор кафедры пульмонологии Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М.Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет); ведущий научный сотрудник лаборатории функциональных и ультразвуковых методов исследования Федерального государственного бюджетного учреждения «Научно-исследовательский институт пульмонологии» Федерального медико-биологического агентства; тел.: (495) 465-53-84; e-mail: nekludova_gala@mail.ru (SPIN-код: 8956-9125; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-9509-0867)*
Galina V. Nekludova, Doctor of Medicine, Associate Professor, Department of Pulmonology, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education I.M.Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University); Leading Researcher, Laboratory of Functional and Ultrasound Research Methods, Federal State Budgetary Institution "Pulmonology Scientific Research Institute" under Federal Medical and Biological Agency of Russian Federation; tel.: (495) 465-53-84; e-mail: nekludova_gala@mail.ru (SPIN-code: 8956-9125; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-9509-0867)*

Перельман Юлий Михайлович – д. м. н., профессор, член-корр. Российской академии наук, заместитель директора по научной работе, руководитель лаборатории функциональных методов исследования дыхательной системы Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Дальневосточный научный центр физиологии и патологии дыхания» Министерства науки и высшего образования Российской Федерации; тел.: (4162) 77-28-01; e-mail: jperelman@mail.ru (SPIN-код: 5043-7214; Author ID: 109047; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-9411-7474*)
Juliy M. Perelman, Doctor of Medicine, Professor, Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Deputy Director for Research, Head of the Laboratory of Functional Methods for the Study of the Respiratory System, Federal State Budgetary Scientific Institution "Far Eastern Scientific Center for Physiology and Pathology of Respiration", Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation; tel.: (4162) 77-28-01; e-mail: jperelman@mail.ru (SPIN-code: 5043-7214; Author ID: 109047; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-9411-7474*)

Приходько Анна Григорьевна – д. м. н., главный научный сотрудник лаборатории функциональных методов исследования дыхательной системы Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Дальневосточный научный центр физиологии и патологии дыхания» Министерства науки и высшего образования Российской Федерации; тел.: (962) 284-43-90; e-mail: dncfpd@dncfpd.ru (SPIN-код: 5732-4063; Author ID: 189495; ORCID: *https://orcid.org/0000-0003-2847-7380*)
Anna G. Prikhodko, Doctor of Medicine, Chief Researcher, Laboratory of Functional Methods for the Study of the Respiratory System, Federal State Budgetary Scientific Institution "Far Eastern Scientific Center for Physiology and Pathology of Respiration", Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation; tel.: (962) 284-43-90; e-mail: dncfpd@dncfpd.ru (SPIN-code: 5732-4063; Author ID: 189495; ORCID: *https://orcid.org/0000-0003-2847-7380*)

Стручков Петр Владимирович – д. м. н. профессор, заведующий кафедрой клинической физиологии и функциональной диагностики Академии постдипломного образования Федерального государственного бюджетного учреждения «Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий Федерального медико-биологического агентства»; заместитель заведующего отделением функциональной диагностики Федерального государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Клиническая больница № 85» Федерального медико-биологического агентства России; тел.: (499) 324-45-83; e-mail: struchkov57@mail.ru (SPIN-код: 6093-0782; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-8203-5121*)
Petr V. Struchkov, Doctor of Medicine, Professor, Head of the Department of Clinical Physiology and Functional Diagnostics, Academy of Postgraduate Education, Federal State Budgetary Institution "Federal Scientific and Clinical Center for Specialized Types of Medical Care and Medical Technologies under Federal Medical and Biological Agency of Russia"; Deputy Head of the Department of Functional Diagnostics, Federal State Budgetary Institution of Health Care "Clinical Hospital No.85", Federal Medical and Biological Agency of Russia; tel.: (499) 324-45-83; e-mail: struchkov57@mail.ru (SPIN-code: 6093-0782; ORCID: *https://orcid.org/0000-0002-8203-5121*)

Чушкин Михаил Иванович – д. м. н., ведущий научный сотрудник Центра диагностики и реабилитации заболевания органов дыхания Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Центральный научно-исследовательский институт туберкулеза» Министерства науки и высшего образования Российской Федерации; тел.: (499)-785-90-48; e-mail: mchushkin@yandex.ru (SPIN-код: 2568-6781; ORCID: *https://orcid.org/0000-0001-8263-8240*)
Mikhail I. Chushkin, Doctor of Medicine, Leading Researcher, Center for Diagnosis and Rehabilitation of Respiratory Diseases, Federal State Budgetary Scientific Institution "Central Research Institute of Tuberculosis", Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation; tel.: (499) 785-90-48; e-mail: mchushkin@yandex.ru (SPIN-code: 2568-6781; ORCID: *https://orcid.org/0000-0001-8263-8240*)

Участие авторов

Все авторы внесли существенный вклад в подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию до публикации, несут ответственность за содержание статьи.

Authors Contribution

All authors made a significant contribution to the preparation and writing of the article, read and approved the text of the publication, and are responsible for the content of the article.