

## **ПОВЕРКА И КАЛИБРОВКА ДАТЧИКОВ СИСТЕМ АКТИВНОГО КОНТРОЛЯ ДЫХАНИЯ**

*Н.А. Зайцева, А.В. Черниченко, К.М. Магомедова, М.Ю. Перфильева  
МНИОИ им. П.А. Герцена Минздрава России, Москва*

### **VERIFICATION AND CALIBRATION OF SENSORS OF ACTIVE BREATHING COORDINATOR**

*N.A. Zaitseva, A.V. Chernichenko, K.M. Magomedova, M.Y. Perfilova  
P.A. Herzen Moscow Oncology Research Institute, Moscow, Russia*

#### **Реферат**

**Цель:** Разработка способа поверки, калибровки и кросс-калибровки нескольких датчиков систем активного контроля дыхания (АКД) пациентов при лучевой терапии, позволяющего проводить измерения в произвольно выбранном диапазоне.

**Материал и методы:** Для проведения измерений использовали прибор CITREX H4 IMT Analytics AG, предназначенный для тестирования и проверки основных функций медицинских приборов и систем, в том числе аппаратов для искусственной вентиляции легких, применяемых в реанимационной и анестезиологической практике. Данный прибор соединяли со спирометрическим шприцом емкостью 3 л и компьютером с программным обеспечением системы АКД с подключенным измеряемым датчиком. Поступательное движение поршня шприца позволяет моделировать произвольный объем вдоха/выдоха, который отображается на экране компьютера с программой АКД. Проводили калибровку и поверку двух датчиков (№1 и №2), в диапазоне от 1 до 3 литров, с шагом 0,1 литра. Каждое измерение повторяли 5 раз с вычислением среднего значения.

**Результаты:** Наибольшая разница между показателями калибровочного прибора CITREX H4 и показателями датчика № 1 системы АКД составила 1,8 %. Максимальная разница между показателями калибровочного прибора CITREX H4 и показателями датчика № 2 системы АКД составила 7,5 %. Полученные результаты показывают, что выходные параметры у двух одинаковых по конструкции датчиков различаются. Определив датчик № 1 в качестве "эталона", были проведены расчеты поправочного коэффициента для каждого произвольно выбранного объема воздуха.

**Выводы:** Таким образом, предложенный способ поверки и калибровки датчиков систем АКД позволяет в произвольно выбранном диапазоне от 0,5 до 3 л провести кросс-калибровку необходимого количества датчиков системы АКД. Рассчитываемый поправочный коэффициент для каждого датчика позволяет унифицировать работу систем АКД в радиологическом центре, что способствует обеспечению гарантии качества лучевой терапии.

**Ключевые слова:** система активного контроля дыхания, стереотаксическая лучевая терапия, гарантия качества

#### **Abstract**

**Purpose:** Development of a method for verifying, calibrating, and cross-calibrating multiple sensors of active breathing coordinator (ABC) systems in patients, allowing measurements in an arbitrarily selected range.

**Materials and methods:** The CITREX H4 IMT Analytics AG device was used for measurements, designed to test and verify the basic functions of medical devices and systems, including devices for artificial ventilation of the lungs used in intensive care and anesthesiologic practice. This device was connected to a 3-liter spirometric syringe and a computer with the ABC system software with a connected measuring sensor. The translational movement of the syringe plunger simulates an arbitrary volume of inhalation/exhalation, which is displayed on a computer screen with the ABC program. Two sensors (No. 1 and No. 2) were calibrated and verified in the range from 1 to 3 liters, in 0.1-liter increments. Each measurement was repeated 5 times with the calculation of the average value.

**Results:** The largest difference between the indicators of the CITREX H4 calibration device and the indicators of sensor No. 1 of the ABC system was 1.8 %. The maximum difference between the indicators of the CITREX H4 calibration device and the indicators of sensor No. 2 of the ABC system was 7.5 %. The results show that the output parameters of two sensors of the same design differ. By designating sensor No. 1 as the "reference", calculations of the correction factor for each arbitrarily selected volume of air were performed.

**Conclusion:** The proposed method of verification and calibration of sensors of ABC systems allows for cross-calibration of the required number of sensors in an arbitrarily selected range from 0.5 to 3 liters. The calculated correction factor for each sensor unifies the operation of ABC systems in the radiotherapy center, which ensures the quality assurance of radiation therapy.

**Key words:** Active Breathing Coordinator System, stereotactic radiation therapy, quality assurance

E-mail: [vasina-nataliya@mail.ru](mailto:vasina-nataliya@mail.ru)

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2025-107-3-5-10>

## Введение

Стереотаксическая лучевая терапия (СТЛТ) с каждым годом становится все более востребованной в клинической практике и, в отличие от традиционных вариантов лучевой терапии, характеризуется высокими разовыми очаговыми дозами (РОД). СТЛТ предполагает облучение мишени в объеме (размерах) GTV (gross tumor volume) = CTV (clinical target volume) с минимальным отступом на PTV (planning target volume). Сокращение облучаемого объема позволяет значимо снизить дозу на окружающие опухоль нормальные ткани и тем самым минимизировать токсичность лечения. В то же время, из-за различных физиологических процессов организма опухоль (мишень) не бывает статичной. Так, например, при самостоятельном дыхании подвижность мишени может составлять более 2 см. Поэтому реализация плана СТЛТ требует контроля положения мишени в течение каждого сеанса облучения. Достаточное число работ посвящено определению величины и направления смещения различных органов, основным источником подвижности которых является дыхание [1–4]. Количественные показатели смещения мишеней

ни в различных органах, связанных с дыханием, представлены в табл. 1.

Для контроля положения мишени во время сеанса СТЛТ существуют различные технические приемы, позволяющие нивелировать ее подвижность. Одним из таких способов является система контроля задержки дыхания – Active Breathing Coordinator. Система активного контроля дыхания (АКД) позволяет контролировать объем вдыхаемого/выдыхаемого воздуха в любой точке дыхательного цикла и, следовательно, определять координаты мишени в органе.

При АКД для измерения объема вдоха/выдоха пациента используется датчик в виде спирометрической турбины, которая представляет собой рабочую лопасть, которая вращается внутри трубчатого картриджа (рис. 1). Определение дыхательного объема происходит при преобразовании скорости и направления вращения лопасти на основании калибровочного значения турбины и зависит от величины вдоха/выдоха пациента [5].

Для калибровки и поверки датчиков АКД существует специальное оборудование SpiroChekDuo компании Aktina Medical, США (рис. 2).

Таблица 1

## Величина и направления смещения “мишени” при самостоятельном дыхании

Мишень в органе	Направление движения			Авторы
	Передне-заднее	Влево-вправо	Вверх-вниз	
Почки	$3,08 \pm 2,11$ мм	$1,51 \pm 1,00$ мм	$8,10 \pm 4,33$ мм	[1]
Легкие	$\sim > 4$ мм	$\sim > 2,5$ мм	$2,1 - 21$ мм	[2]
в нижних долях смещение более выражено	$0,2 - 8,2$ мм,	$0,2 - 2,8$ мм	$0,2 - 24,6$ мм	[3]
Печень	$5 \pm 3$ мм (2-12 мм)	$4 \pm 4$ мм (1-12 мм)	$9 \pm 5$ мм (2-19 мм)	[3]
Желудок	$8,1 \pm 8,2$ мм (0-38,9) – $6,6 \pm 5,8$ мм (0,4-31,4)	$6,5 \pm 6,5$ мм (0-24,1) – $3,4 \pm 2,3$ мм (0-9)	$11,8 \pm 8,3$ мм (2,3-45,8) – $11,0 \pm 8,1$ мм (0-32)	[4]

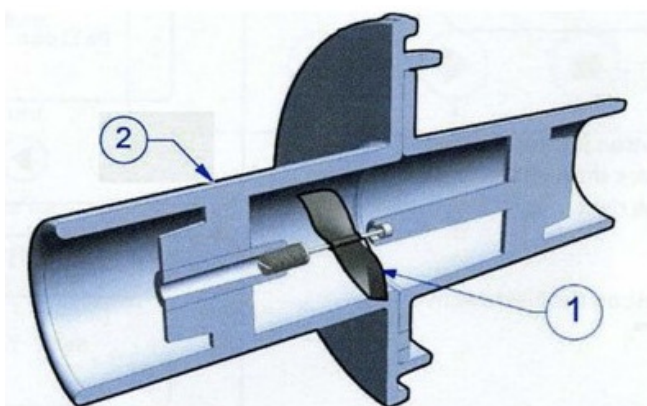


Рис. 1. Устройство датчика АКД в разрезе (1 – рабочая лопасть, 2 – трубчатый картридж)

Прибор калибруется на заводе, и объём воздуха, проходящего через турбину, указан на корпусе устройства (рис. 3). Проверка калибровочного значения датчика (рис. 4) осуществляется перемещением известного объёма воздуха через турбину, автоматически выдавая средние значения 5 прямых и 5 обратных циклов воздушного потока, сравнивая количество оборотов лопасти с ожидаемым значением от единственного заданного калибровочного объёма 3 л. Поверка датчиков рекомендуется не реже 1–2 раз в год [6].

Другие варианты проведения процедуры калибровки и поверки датчиков для системы АКД были не доступны для анализа. В то же время при существующем способе нет технической возможности проведения калибровки и поверки датчиков при разных объёмах вдоха/выдоха в клинически значимом диапазоне от 1 до 2 л. Также невозможно сравнение датчиков нескольких установок АКД, что необхо-



Рис. 2. Внешний вид устройства для калибровки SpiroCheckDuo

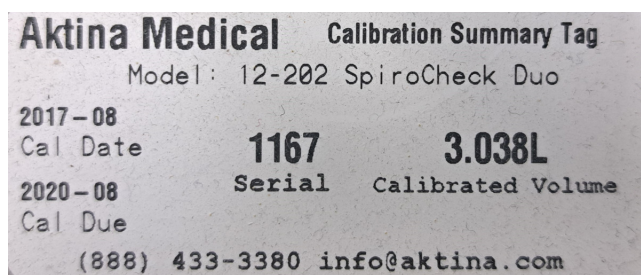


Рис. 3. Калибровочная наклейка на корпусе SpiroCheckDuo

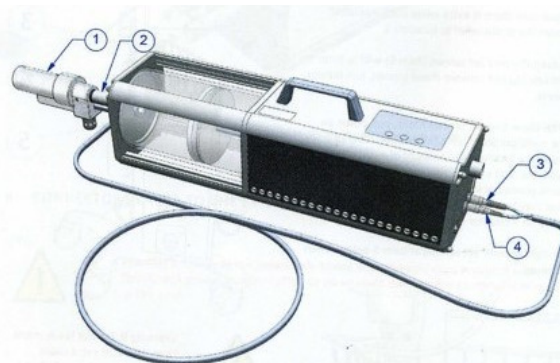


Рис. 4. Калибровочный тест на SpiroCheckDuo (1 – датчик АКД, 2 – соединительная трубка, 3, 4 – кабели)

димом для обеспечения правильного расположения самих установок АКД в радиологическом центре. Поэтому альтернативный способ калибровки и поверки датчиков систем АКД актуален и имеет большое практическое значение.

Цель исследования – разработка способа поверки, калибровки и кросс-калибровки нескольких датчиков систем АКД пациентов, позволяющего проводить измерения в произвольно выбранном диапазоне объемов вдоха/выдоха.

## Материал и методы

Для достижения поставленной цели мы собрали установку, состоящую из известного прибора CITREX H4 IMT Analytics AG, предназначенного для тестирования и проверки основных функций медицинских приборов и систем, в том числе аппаратов для искусственной вентиляции легких, применяемых в реанимационной и анестезиологической практике (рис. 5), соединив его со спирометрическим шприцом емкостью 3 л (рис. 6) и компьютером с программным обеспечением системы АКД с подключенным измеряемым датчиком [7]. Блок-схема установки представлена на рис. 7.

Установка в сборе представлена на рис. 8, где 1 – компьютер с программой системы АКД; 2 – датчик системы АКД; 3 – прибор CITREXH4; 4 – калибровочный шприц спирометра СМП-21/01 – “Р-Д”, 3 л. Поступательным движением поршня шприца моделировали произвольный объем вдоха/выдоха, который отображался на экране компьютера с программой системы АКД. Таким образом, собранная установка позволяет поверять и калибровать датчики системы АКД. С её использованием возможно унифицировать в относительных величинах показания измерений произвольного числа датчиков для системы АКД.

Измерения проводили двух датчиков разных систем АКД – датчик № 1 и датчик № 2. На датчике № 1 и датчике № 2 измерения проводили в диапазоне от 1 до 3 литров, с шагом 0,1 литра. Каждое измерение повторяли 5 раз с вычислением среднего значения.

## Результаты и обсуждение

На рис. 9 представлены результаты калибровочных измерений датчика № 1. Наи-



Рис. 5. Внешний вид прибора CITREXH4



Рис. 6. Калибровочный шприц для поверки спирометра СМП-21/01 – “Р-Д”, 3 л



Рис. 7. Блок-схема оригинальной установки

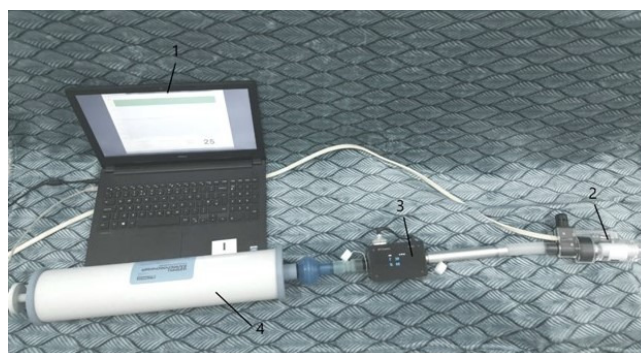


Рис. 8. Установка в сборе. 1 – система АКД, 2 – датчик АКД, 3 – прибор CitrexH4, 4 – калибровочный шприц спирометра СМП-21/01 – “Р-Д”, 3 л



большая разница между показаниями калибровочного прибора CITREX H4 и показателями датчика № 1 на компьютере системы АКД составила 0,054 л (1,8 %).

На рис. 10 представлены результаты калибровочных измерений датчика № 2. Максимальная разница между показателями калибровочного прибора CITREX H4 и датчика № 2 на компьютере системы АКД составила 0,225 л (7,5 %).

Полученные результаты показывают, что выходные параметры у двух одинаковых по конструкции датчиков отличаются, что однозначно влияет на точность расположения мишени облучения и не допускает логистически неоправданного расположения систем АКД в радиологическом центре.

Сравнение результатов проведенных измерений для каждого датчика (№ 1 и № 2) по показаниям компьютера системы АКД в зависимости от объема воздуха по показателям CITREX H4 представлены на рис. 11.

Из общего объема проведенных измерений (рис. 9–11) были определены клинически данные в диапазоне от 1 до 2,2 литров. Выбрав датчик № 1 в качестве “эталона”, провели расчеты поправочного коэффициента для каждого значения объема (табл. 2). Формула в общем виде:

$$k_n = \text{Показания датчика № 2} / \text{Показания датчика № 1}. \quad (1)$$

После расчета поправочного коэффициента для каждого из объемов, усреднив значения, получено среднее значение коэффициента:

$$k_{cp} = \frac{\sum_{i=1}^n k_i}{n} = 1,052. \quad (2)$$

Следовательно, для произвольного объема вдыхаемого пациентом воздуха результат можно представить так:

$$V_2 = 1,052 V_1, \quad (3)$$

где:  $V_2$  – скорректированный объем воздуха системы АКД с датчиком № 2,  $V_1$  – заданный объем воздуха системы АКД с датчиком № 1.

В общем случае:

$$V_2 = k_n V_1, \quad (4)$$

где:  $V_2$  – скорректированный объем воздуха системы АКД с датчиком № 2,  $V_1$  – заданный объем воздуха системы АКД с датчиком № 1,  $k_n$  – коэффициент, соответствующий объему воздуха датчика № 1.

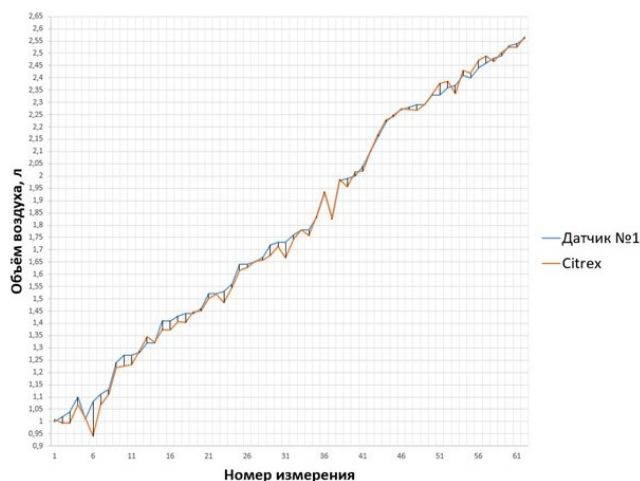


Рис. 9. График калибровочных измерений датчика № 1

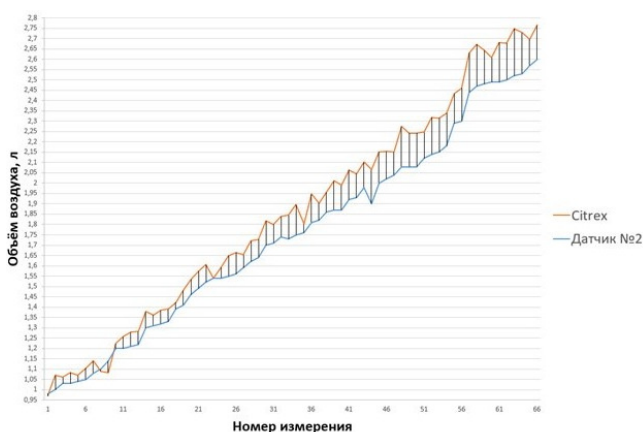


Рис. 10. График калибровочных измерений датчика № 2

Аналогичным образом можно рассчитать коэффициент в любом, произвольно взятом диапазоне для любого количества датчиков системы АКД и произвести коррекцию значений объема вдоха/выдоха пациента.

## Выводы

Таким образом, предложенный способ поверки и калибровки датчиков систем АКД позволяет в произвольно выбранном диапазоне от 0,5 до 3 л провести поверку и калибровку датчиков системы АКД. Рассчитываемый поправочный коэффициент для каждого датчика позволяет унифицировать работу систем АКД в радиологическом центре, что способствует обеспечению гарантии качества лучевого лечения.

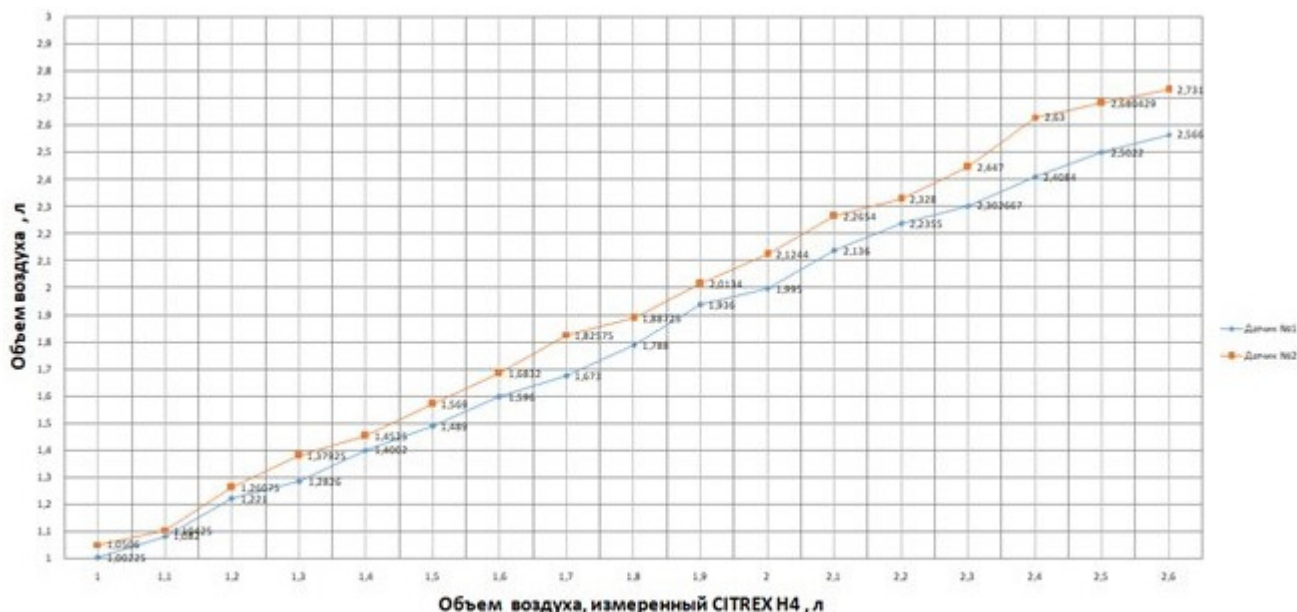


Рис. 11. Калибровочные значения датчиков № 1 и № 2 по отношению к предписанному объему воздуха

Таблица 2

Показатели объема воздуха прибора CITREX H4, датчика № 1 и датчика № 2

Показания Citrex H4, л	Показания датчика № 1, л	Показания датчика № 2, л	Поправочный коэффициент $k_n$ для каждого из объемов
1,0	1,000	1,048	1,048
1,1	1,131	1,155	1,021
1,2	1,234	1,275	1,033
1,3	1,300	1,398	1,075
1,4	1,428	1,481	1,037
1,5	1,520	1,605	1,056
1,6	1,626	1,715	1,055
1,7	1,725	1,882	1,091
1,8	1,800	1,900	1,056
1,9	1,915	1,991	1,040
2,0	2,000	2,130	1,065
2,1	2,101	2,229	1,061
2,2	2,201	2,291	1,041

### Список литературы

1. Sonier M. et al. Evaluation of kidney motion and target localization in abdominal SBRT patients. Journal of applied clinical medical physics, 2016; 18 (6): 429-33. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i6.6406>.
2. Bert C., Durante M. Motion in radiotherapy: particle therapy. Physics in Medicine & Biology, 2011; 56 (16): R113. <https://doi.org/10.3389/fphy.2020.00326>.
3. Shirato H. et al. Intrafractional tumor motion: lung and liver. Seminars in radiation oncology. WB Saunders, 2004; 14 (1): 10-8. <https://doi.org/10.1053/j.semradonc.2003.10.008>.
4. Liu L. et al. Modeling intra-fractional abdominal configuration changes using breathing motion-corrected radial MRI. Physics in Medicine & Biology, 2021; 66 (8): 085002. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abef42>.
5. Active Breathing Coordinator R3.0. User Manual. Elekta Limited, 2014: P.47-49.
6. Spiro Check Duo User Manual. Actina Medical Corporation, 2017.
7. Citrex H4. User Manual. IMT Analytics AG, 2014: 44.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Финансирование.** Исследование не имело спонсорской поддержки.

**Участие авторов.** Статья подготовлена с равным участием авторов.

**Поступила:** 17.04.2025. Принята к публикации: 10.09.2025.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

**Financing.** The study had no sponsorship.

**Contribution.** Article was prepared with equal participation of the authors.

**Article received:** 17.04.2025. Accepted for publication: 10.09.2025.