

С.Н. ЛИННИК (г. Харьков)

МОДЕЛЬ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ЛЕГКИХ

Проведено стислий огляд математичних моделей функціонування легенів. Запропонована феноменологічна модель системи кровообігу та наповнення легенів повітрям. Експериментально досліджено особливості сегментарних показників легенів при різних варіаціях геометрії електродної техніки та струму, що зондує.

The brief review of the functioning lungs mathematical models is made. The phenomenological model of the system of circulation of the blood and air filling of lungs is offered. The features of segmental lungs indices under variations of the electrode technique geometry and probing current are experimentally investigated.

Постановка проблеми. Патологические процессы, локализованные в системе дыхания, могут иметь различное происхождение. Причиной наиболее частого нарушения процесса вентиляции и перфузии легких являются различные воспалительные процессы, системы внешнего и тканевого дыхания, гемодинамики и микроциркуляции малого круга кровообращения [1]. Система дыхания реагирует на изменения в ЦНС, сердечно-сосудистой и других системах организма. Например, расстройства центральной регуляции дыхания, изменение водно-электролитного равновесия организма, нарушения анатомической целостности и герметичности плевральной полости оказывают влияние на параметры легочной системы. Причиной нарушений функционирования легких могут быть и неспецифические заболевания [2]. При этом, легкие имеют большие компенсаторные возможности и первичные нарушения их функционирования практически не отражаются на общем состоянии больного.

Несмотря на большое число причин нарушения процесса дыхания, для исследования состояния легких практическая медицина имеет ограниченный арсенал методов и средств. Более того, при исследовании получают информацию либо о кровеносной системе либо о параметрах дыхания. Радиоизотопные и рентгеновские методы позволяют получать качественную информацию о состоянии и работе легких, однако их применение имеет известные ограничения [3].

Постановка задачи. Актуальным является создание на базе существующих неинвазивных импедансометрических методов системы комплексных исследований работы легких с одновременной регистрацией параметров дыхательной и кровеносной системы человека в режиме реального времени. Для решения данной задачи необходимо построить адекватную модель функционирования легких, отражающую процессы воздухо- и кровенаполнения легочной структуры.

Анализ литературы. Основой создания такой системы может служить метод импедансометрии, достоинство которого заключается в его неинвазивности и мониторинге. Выходным параметром импедансометрии является напряжение, которое не нуждается в дополнительных преобразованиях и может быть легко введено в ЭВМ

Применение импедансометрии легких для исследования гемодинамики и вентиляции, а так же их взаимосвязи, основано на способности различных тканей грудной клетки проводить электрический ток. Сложные формы регистрируемых кривых отражают изменения электрических параметров тканей в процессе кровенаполнения и дыхания. На общей кривой изменения импеданса отражаются периодические волны первого порядка (пульсовые), волны второго порядка (дыхательные) [4].

Импеданс живой ткани зависит от частоты зондирующего тока. Эта зависимость обусловлена в первую очередь структурой исследуемого объекта – последовательностью сегментов ткани, имеющих преимущественно резистивные или емкостные свойства. Для определения импеданса участка ткани Z необходимо знать величину ее составляющих либо модуль комплексного сопротивления $|Z|$ и фазовый угол φ . Кроме того, Z зависит от площади электродов и расстояния между ними, скорости движения крови и ее удельного электрического сопротивления [5].

Зависимость между изменением объема ΔV исследуемого участка легочной структуры и изменением его сопротивления ΔZ определяется уравнением:

$$\frac{\Delta V}{\Delta Z} = K \frac{\Delta Z}{Z}, \quad (1)$$

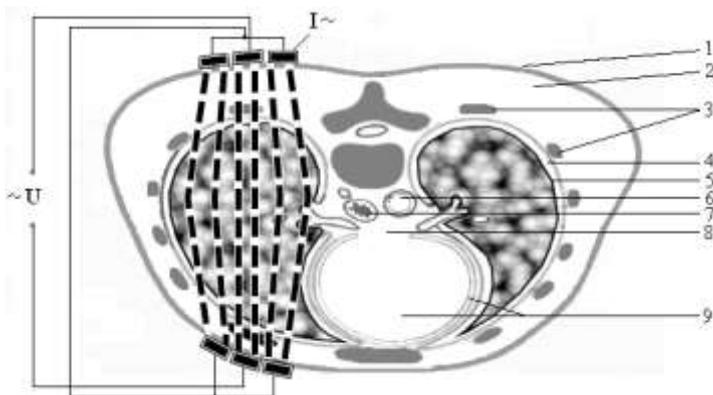
где K – фактор формы; V и Z соответственно – объем и базовое сопротивление исследуемого сегмента.

В работах [6 – 8] предлагается определять зависимость между изменением сопротивления и объема по эмпирическим формулам, где коэффициент K зависит от антропометрических характеристик пациента (вес, рост, масса, объем грудной клетки, ЖЕЛ и т.д.) и используемой методики исследования.

Физиологическая интерпретация получаемых результатов по (1) нередко представляет значительные трудности, обусловленные сложностью структуры и формы биологического объекта и природы изменений его электрического сопротивления. Амплитуда колебаний электрического сопротивления зависит от места расположения и геометрии электродной техники и различна для разных методик.

Следовательно, использование потенциальных возможностей метода, будет давать хорошие результаты только в случае получения адекватной модели измерительной цепи и ее зависимости от физиологических процессов, протекающих в исследуемом участке, что и является **целью статьи**.

Построение модели. При тетраполярной методике наложения электродов на разные сегменты грудной клетки человека, электрический ток проходит через сложную гетерогенную структуру (рис. 1).



1 – кожа с подкожной клетчаткой, 2 – мышечная ткань, 3 – ребра, 4 – плевральная полость, 5 – легочная плевра, 6 – аорта, 7 – пищевод, 8 – средостение, 9 – сердечная полость

Рис. 1

Грудная клетка покрыта кожей и слоем подкожной клетчатки, которые обладают довольно высоким электрическим сопротивлением. Сопротивление мышечных тканей зависит от направления распространения электрического тока: низкое сопротивление в продольном направлении и высокое – в поперечном. Кости ребер являются практически изолятором с очень высоким сопротивлением, поэтому ток распространяться лишь в межреберных пространствах. Плевральная ткань обладает высоким сопротивлением, мало изменяющимся в процессе дыхательных и гемодинамических актов. Легочная структура представляет собой гетерогенную систему, состоящую из легочной ткани, крови и воздуха. Воздух является практически идеальным изолятором. Легочная ткань также имеет довольно высокое сопротивление. Самое низкое сопротивление из всех названных структур имеет кровь, которая и определяет проводимость легочной ткани. Удельное электрическое сопротивление различных тканей грудной клетки изменяется в диапазоне от 80 до 20000 Ом/см [4, 5, 9].

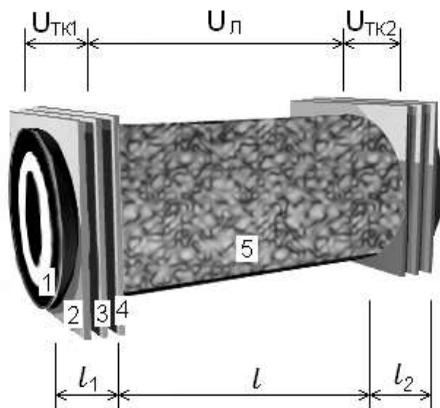
Для исследования процессов изменения электрического сопротивления грудной клетки в зависимости от акта дыхания и кровенаполнения, применяем физическую эквивалентную схему и математическую модель, построенную на

базе этой схемы и выражающую количественную зависимость между параметрами исследуемого процесса.

Отсутствие данных об истинных размерах и форме легких, а также геометрических параметров остальных структур сегмента грудной клетки, не позволяет построить «точную» эквивалентную модель функционирования. Поэтому установление взаимоотношений между изменением электрического сопротивления и процессами дыхания и кровенаполнения будет базироваться на определенных допущениях:

- исследуемый объем сегмента грудной клетки заключен в область между электродами;
- в процессе регистрации не происходит изменения расстояния между измерительными электродами;
- реактивная составляющая сопротивления пренебрежительно мала, по сравнению с активной составляющей;
- в процессе дыхания и кровенаполнения изменение общего импеданса связано только с изменением электропроводности легочной структуры.

Исследуемый сегмент легких можно представить как структуру, состоящую из различных тканей, обладающих неодинаковой электропроводностью (рис. 2).



1 – электроды, 2 – кожа с подкожной клетчаткой,
3 – мышечная ткань, 4 – легкое

Рис. 2

В процессе моделирования предполагается, что величины удельных сопротивлений тканей сегмента грудной клетки размещены последовательно. В данной структуре можно выделить три слоя: расположенная в середине легочная ткань и по краям остальные токопроводящие ткани (кожа с

подкожной клетчаткой, мышечная ткань и т.д.). Сопротивление исследуемого сегмента можно представить как

$$R = \frac{\rho_m l_1}{S} + \frac{\rho_l l}{S} + \frac{\rho_m l_2}{S}, \quad (2)$$

где l – размер легочного сегмента ткани; l_1 и l_2 – размеры переднего и заднего сегмента токопроводящих тканей; ρ_m, ρ_l – их удельные электрические сопротивления; S – площадь исследуемого сегмента.

Поскольку величины удельного сопротивления переднего и заднего сегментов токопроводящих тканей приблизительно одинаковые, то регистрируемое действующее значение напряжения в этом случае определяется как

$$R = \frac{\rho_m l_m}{S} + \frac{\rho_l l}{S}, \quad (3)$$

где l_m – общая длина сегмента токопроводящих тканей.

Поскольку во время актов дыхания и кровенаполнения сопротивление токопроводящих структур остальных тканей мало изменяется по сравнению с изменением сопротивления легочной структуры [6], то изменение общего сопротивления исследуемого сегмента определяется уравнением:

$$\Delta R = \frac{\Delta \rho_l l}{S}. \quad (4)$$

Исходя из анатомического строения легочной ткани, ее можно представить как пористую структуру, состоящую из токопроводящей среды (кровеносные сосуды, капилляры и ткань легких) и хаотично распределенных в ней нетокопроводящих пор (альвеолы и воздухоносные пути) [10 – 12]. Для данной пористой системы справедлив принцип обобщенной электрической проводимости Максвелла [13], который подтверждается экспериментальными исследованиями [14]. Зависимость удельной электропроводности легкого можно представить в виде

$$\rho_l = \rho_{mk} \frac{2 + P}{2(1 - P)}, \quad (5)$$

где ρ_{mk} – удельное электрическое сопротивление токопроводящей среды легких, P – пористость системы.

Пористость данной системы легочной ткани определяется как отношение объема воздуха в легких V_g к общему объему легочной структуры V_l

$$P = \frac{V_g}{V_l} = \frac{V_l - V_{mk}}{V_l} = 1 - \frac{V_{mk}}{V_l}, \quad (6)$$

где V_{mk} – объем легочной ткани и крови в исследуемом сегменте.

Сопротивление сегмента (3), с учетом формулы (5) принимает вид

$$R = \frac{\rho_m l_m}{S} + \frac{\rho_{mk}(2+P)l}{2(1-P)S}. \quad (7)$$

Проанализируем полученные уравнения. Значение базового импеданса определяется антропометрическими параметрами грудной клетки пациента и в основном зависит от объема. При увеличении объема, а, следовательно, и длины исследуемого сегмента, базовое сопротивление увеличивается. Поэтому при качественном анализе базового сопротивления необходимо вводить конституционный коэффициент K_k , который вносит корректировку в результат исследования и зависит от периметра грудной клетки. Так же большое влияние на значение базового импеданса оказывает величина жидкостного объема в исследуемом сегменте, которую сложно учесть при разовом импедансометрическом измерении.

Для анализа количественных показателей моделирования процессов дыхания и кровенаполнения используем данные, полученные в прямых измерениях электропроводности различных тканей легочной структуры [14]. Удельное электрическое сопротивление легкого ρ_{mk} примем равным 250 Ом/см. Его изменение в зависимости от степени кровенаполнения легочной ткани незначительно. Пористость легочной ткани может изменяться довольно в широких пределах: от 0,1 до 0,7. Для моделирования принимаем значение 0,3. Для сегмента легочной структуры длиной 10 см, при площади исследования 12,56 см² определим значения сопротивления и его изменение в зависимости от пористости системы. Результаты приведены в табл. 1.

Таблица 1

Пористость	0,1	0,3	0,5
Сопротивление, Ом	234	328	500

Наличие поверхностных токопроводящих тканей немного увеличивает данные значения, так как их объем намного меньше объема легочной структуры.

Для сравнения данных моделирования с реальными значениями, использовались результаты экспериментальных исследований контрольной группы мужчин в возрасте от 18 до 25 лет, с помощью реографического блока комплексной системы исследования легких [15]. Применялись различные площади токовых электродов (3,14 – 19,62 см²) и величины зондирующих токов (1,5 – 2,5 мА) на частоте 40 КГц. Исследование проводилось для правой доли легкого, в трех областях грудной клетки: верхней – на уровне подключичной области, средней – уровень III межреберья и нижней – на уровне мечевидного отростка при вертикальном положении пациента.

Результаты исследования воздухо- и кровенаполнения различных сегментов грудной клетки, при площади токового электрода 12,56 см² и силе тока 1,93 мА приведены в табл. 2.

Таблица 2

Сегмент	Амплитуда систолы, Ом	Амплитуда диастолы, Ом	Амплитуда дыхательных волн, Ом	Базовое сопротивление, Ом
Верхний	0,03 – 0,08	0,02 – 0,03	1 – 7	130 – 205
Средний	0,05 – 0,1	0,04 – 0,8	2 – 9	145 – 210
Нижний	0,1 – 0,125	0,7 – 1,1	2 – 12	130 – 200

Результаты исследования зависимости базового сопротивления и амплитуды дыхательных волн в нижнем сегменте легкого от объема исследуемого сегмента (расстояние между электродами 22 см) при величине зондирующего тока 1,93 мА приведены в табл. 3.

Таблица 3

Сопротивление, Ом	Площадь электродов, см ²			
	19,62	12,56	7,06	3,14
Базовое	165 – 170	180	215	245
Амплитуда дыхательных волн	3 – 5	2 – 7	4 – 7	3 – 8

Были проведены исследования зависимости сопротивления нижнего сегмента от величины зондирующего тока, при различной геометрии электродной техники. Результаты представлены в табл. 4.

Таблица 4

Ток	Площадь электродов, см ²			
	19,62	12,56	7,06	3,14
1,5	151	163	187	219
1,93	150	164	189	215
2,13	146	161	185	212
2,5	148	166	191	210

Выводы. Количественная оценка результатов импедансометрических исследований зависит от индивидуальных параметров пациента и методики исследования.

Сопротивление легочной структуры не зависит от величины плотности зондирующего тока.

Экспериментальные значения базового сопротивления и его изменения в зависимости от воздухонаполнения значительно отличаются от теоретических величин (более 100 Ом), и имеют нелинейный характер в зависимости от изменения объема. Следовательно, в последовательном сегментарном строении легкого существует физиологический шунт, величина которого, скорее всего, определяется сквозной проводимостью легочной ткани (рис. 3).

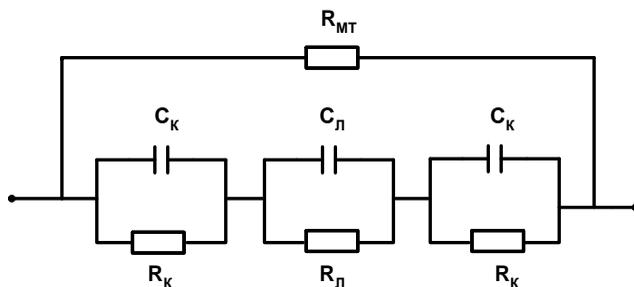


Рис. 3

Возможность изучения в рамках единой методики двух основных функций легких – вентиляции и легочного кровообращения – простым, широкодоступным методом, полностью физиологичным, информативным и неинвазивным, делает реографический метод особенно ценным.

Список литературы: 1. Физиология и патофизиология легочных сосудов / Под ред. Уэйра Е.К., Ривса Дж.Т. – М.: Медицина, 1995. – 672 с. 2. Группи М.А. Патофизиология легких. – М.: Восточная книжная компания, 1997. – 344 с. 3. Физиология человека. Т.2 / Под ред. Шмидта Р., Тевса Г. – М.: Мир, 1996. – 313 с. 4. Полищук В.И., Терехова Л.Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: Медицина, 1983. – 176 с. 5. Торнуев Ю. В. Электрический импеданс биологических тканей. – М.: ВЗПИИ, 1990. – 155 с. 6. Жукковский Л.И., Фринерман Е.А. Основы клинической реографии легких. – М.: Медицина, 1976 – 276 с. 7. Матвейков Г.П., Пишоник С.С. Клиническая реография. – Минск: Беларусь, 1976. – 182 с. 8. Шукин С.И., Зубенко В.Г. и др. Средства и методы неинвазивных измерений кровообращения // Медицинский научный и учебно-методический журнал. – М.: Медицина. – 2001. – № 6 – С. 54 – 96. 9. Шершнев В.Г. Клиническая реография. – М.: Медицина, 1985. – 318 с. 10. Шейдеггер А.Э. Физика течения жидкостей через пористые среды. – М.: Гостоптехиздат, 1960. – 261 с. 11. Колинз Р. Течения жидкостей через пористые материалы. – М.: Мир, 1964. – 345 с. 12. Гринчик Н.Н. Процессы переноса в пористых средах, электролитах и мембранах. – Минск: Наука и техника, 1991. – 253 с. 13. Лыков А.В. Тепломассообмен: Справочник. – М.: Энергия, 1972. – 476 с. 14. Мажбич Б.И. Электроплетизмография легких. – Новосибирск: Наука, 1969. – 180 с. 15. Величко О.Н., Линник С.Н. Система комплексного исследования легких // Вестник Национального технического университета «ХПИ». – Харьков: НТУ «ХПИ», 2004. – №19. – С. 20 – 25.

Поступила в редакцию 05.04.2005