

Сравнительная оценка устойчивости инспираторных мышц к утомлению при моделируемой обструкции дыхательных путей

Проведение спектрального анализа ЭМГ разных групп дыхательных мышц показало, что после выполнения мышечной работы в сочетании с добавочным сопротивлением дыханию одновременно со снижением максимального инспираторного давления (MIP) наблюдается сдвиг центроидной частоты ЭМГ парастернальных, лестничных и грудино-ключично-сосцевидных мышц в низкую часть спектра. Изменений в спектре ЭМГ диафрагмы не отмечается. Таким образом, снижение общего силового резерва дыхательных мышц, наблюдаемое после усиленной нагрузки на дыхательную систему, обусловлено ухудшением функционального состояния не диафрагмы, а торакальных и вспомогательных инспираторных мышц. Диафрагма более устойчива к утомлению. Полученные данные позволяют предположить, что снижение максимального инспираторного давления при хронических обструктивных болезнях легких также вызвано прежде всего ослаблением вспомогательной мускулатуры, тогда как слабость диафрагмы может развиваться на более поздних стадиях заболевания. При этом функциональная недостаточность вспомогательных мышц является дополнительным фактором, который наряду с добавочным сопротивлением дыханию увеличивает нагрузку на диафрагму, способствуя развитию ее утомления и снижению резервов дыхательной системы.

Ключевые слова: инспираторные мышцы, добавочное сопротивление, электромиография, утомление, мышечная нагрузка

ВСТУПЛЕНИЕ

Современными исследованиями установлено, что существенная роль в генезе вентиляционных расстройств у больных хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ) принадлежит не только внутрилегочным механизмам, но и дисфункции дыхательных мышц (Polkey, Mokham, 2001 et al.). Известно, что при ХОБЛ значительно увеличивается нагрузка на моторный аппарат респираторной системы вследствие роста бронхиального сопротивления. Для того, чтобы компенсировать увеличенную нагрузку и сохранить адекватный уровень минутной вентиляции легких инспираторные мышцы вынуждены развивать большее усилие для создания соответствующего отрицательного давления в грудной полости. Длительно действующая повышенная резистивная нагрузка на систе-

му дыхания может способствовать развитию утомления дыхательных мышц, в результате чего возможно возникновение симптомов дыхательной недостаточности, сопровождающихся нарушениями газового состава крови. Установлено, что утомление дыхательных мышц может развиваться у здоровых людей при сочетании добавочного сопротивления дыханию с мышечной работой (Сегизбаева, Александрова, 2009). В том случае, когда действие добавочного сопротивления сочетается с необходимостью выполнения физической работы, когда повышаются вентиляторные потребности организма, нагрузка на дыхательные мышцы возрастает многократно. Это может неблагоприятно отразиться на их функциональном состоянии, способствовать снижению резервных возможностей и приводить к постепенному развитию утомления. Для того, чтобы оценить функциональное

состояние инспираторных мышц при сочетании добавочного сопротивления дыханию и мышечной нагрузки, а также провести сравнительную оценку устойчивости различных инспираторных мышц человека к утомлению была выполнена данная работа.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие шесть испытуемых (2 юноши и 4 девушки). Все участники были осмотрены врачом-пульмонологом, не имели в анамнезе бронхо-легочных, сердечно-сосудистых и нейро-мышечных заболеваний и не были подвержены острым респираторным вирусным инфекциям в течение предшествующих 2 месяцев. Все обследуемые были подробно проинформированы о применяемых методиках, последовательности проведения исследований и дали письменное согласие на участие в них. Эксперименты проводили в соответствии с принципами Хельсинкской Декларации о проведении исследований с участием человека и с соблюдением основных норм и правил биомедицинской этики. Все приглашенные к участию в исследованиях испытуемые были одного возраста, имели сходные антропометрические данные и соответствующие росту и весу спирометрические показатели, а также примерно одинаковый уровень физической подготовленности.

В качестве функциональной пробы, позволяющей оценить силовые резервные возможности дыхательных мышц, использовался маневр Мюллера. Испытуемые выполняли максимальное инспираторное усилие при перекрытых воздухоносных путях от уровня функциональной остаточной емкости (ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing, 2002). Измерение максимального инспираторного давления (MIP) производили с помощью портативного сертифицированного прибора PowerBreath KH1 (PowerBreath, UK). Измерения производили после тщательного инструктирования и обучения испытуемого и после 5-8 ознакомительных попыток

воспроизведения инспираторного маневра. Измерения производили не менее 5 раз с перерывами в 1 минуту, в расчет принимали максимальное из достигнутых величин MIP.

Регистрацию электрической активности диафрагмы, парастернальной, грудино-ключично-сосцевидной и лестничной мышц проводили с помощью поверхностных кардиографических электродов (ARBO, Германия). Для регистрации электрической активности диафрагмы электроды устанавливали в 8 и 9 межреберьях справа по ходу передней подмышечной линии. Электрическая активность парастернальных мышц отводилась с помощью пары электродов, расположенной во 2-м межреберье справа на расстоянии 2-3 см от края грудины. Для регистрации активности грудино-ключично-сосцевидной и лестничной мышц электроды накладывались последовательно по ходу расположения волокон мышцы на расстоянии 1 см друг от друга. Электрические сигналы усиливались с помощью усилителя биопотенциалов высокой чувствительности с полосой пропускания от 10 до 1000 Гц (ГУАП, С.-Петербург). Усиленные сигналы с электромиографического усилителя подавались через аналогово-цифровой преобразователь и записывались на жестком диске компьютера с частотой дискретизации 1000 Гц для последующего анализа. Для сравнения устойчивости к утомлению различных инспираторных мышц использовался метод спектрального анализа ЭМГ. Этот метод позволяет определить силу электрического сигнала как функцию от его частотного компонента (Basmajian et al., 1975) и дает возможность выявить тонкие изменения в функциональном состоянии мышцы. Для обработки ЭМГ выделялся участок нативной записи, который экспортировался в текстовый файл. После этого текстовый файл обрабатывали с помощью специальной программы, позволяющей разложить оцифрованный сигнал в дискретный ряд Фурье, а затем вычислить мощность спектральной плотности. Для того, чтобы проследить ча-

стотный сдвиг спектра ЭМГ рассчитывалась центроидная частота (f_c) до начала мышечной нагрузки и сразу же после ее прекращения. Центроидная частота является наиболее стабильным параметром, используемым при анализе спектра электрической активности мышц (Schweizer et al., 1979). Смещение центроидной частоты в ту или другую сторону отражает изменение относительного вклада низко- и высокочастотной компоненты в данную полосу спектра. Изменение частотного состава ЭМГ, с перераспределением мощности от более высоких к более низким частотам, используется в качестве критерия ухудшения функционального состояния дыхательных мышц, предшествующего развитию их утомления (Gross et al., 1979).

Каждое исследование проводилось в два этапа. В первой части исследования испытуемые выполняли мышечную нагрузку в условиях свободного дыхания, во второй – на фоне моделируемой обструкции дыхательных путей, которая создавалась путем введения добавочного резистивного сопротивления величиной $40 \text{ см вод.ст./л} \cdot \text{с}^{-1}$ в инспираторный канал дыхательного контура. Мышечную нагрузку испытуемые выполняли на механическом тротуаре (угол наклона 30° относительно горизонта) – ходьба в течение 5 минут в режиме 2 шага в секунду. До и после выполнения мышечной нагрузки определяли величину максимального инспираторного давления. В покое и в процессе эксперимента производилась непрерывная регистрация пневмотахограммы (трубка Флейша №5), инспираторного внутримасочного (ротового) давления, электрической активности (ЭМГ) диафрагмы, парастернальной, грудинно-ключично-сосцевидной и лестничной мышц. Сбор экспериментальных данных производился с помощью аппаратно-программного комплекса «Biograph» (ГУАП, Санкт-Петербург) – многоканального устройства для сбора физиологических данных, соединенного с персональным компьютером через высокоскоростной USB 2.0 порт. После окончания эксперимента, полученные записи

просматривались и подвергались дальнейшей количественной обработке. Статистический анализ данных производился с использованием программ Microsoft Excel. Вычислялась средняя величина регистрируемых параметров и ошибка средней. Для сравнения данных применялся параметрический критерий Стьюдента. Различия считали статистически значимыми при $P < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Максимальное инспираторное ротовое давление (MIP), развиваемое во время выполнения произвольного инспираторного усилия при перекрытых воздухоносных путях, отражает суммарную силу сокращений всех мышц, участвующих в процессе вдоха. Средняя величина MIP в группе испытуемых юношей составила $99.0 \pm 3.0 \text{ см вод.ст.}$, в группе девушек – $58.1 \pm 9.2 \text{ см вод.ст.}$ Средняя величина MIP у всех испытуемых составила $75.6 \pm 11.1 \text{ см вод.ст.}$ Эти значения MIP соответствовали должным величинам для возраста, роста и веса участников исследования. Величина MIP после мышечной нагрузки с сопротивлением снизилась на 12% по сравнению с фоновыми данными, что может служить одним из признаков снижения функциональных резервных возможностей дыхательных мышц человека и возможного развития их утомления.

Добавочное инспираторное сопротивление вызывало характерные изменения в моторном паттерне дыхания: происходило одновременное увеличение внутримасочного давления и усиление электрической активности диафрагмы, парастернальных, лестничных и грудинно-ключично-сосцевидных мышц. На фоне выполнения мышечной нагрузки как при свободном дыхании, так и, особенно, в условиях резистивного сопротивления, наблюдалась усиленная электрическая активация всех исследуемых мышц. Их инспираторные разряды были хорошо выражены и четко синхронизированы друг с

другом. Такой паттерн электрической активности поддерживался до окончания мышечной нагрузки (Рис.1).

Анализ мощности спектра показал, что в условиях покоя при свободном дыхании центроидная частота спектра ЭМГ диафрагмы располагалась в области 161.7 ± 5.9 Гц, парастеральной мышцы – 222.8 ± 9.0 Гц, грудино-ключично-сосцевидной – 137.7 ± 8.0 Гц, лестничной – 151 ± 7.0 Гц. Среднее значение центроидной частоты ЭМГ диафрагмы, измеренной сразу после выполнения мышечной нагрузки как в условиях свободного дыхания, так и на фоне добавочного сопротивления, сохранялось на уровне фоновых величин (Рис.2). После физической работы с резистивным сопротивлением значения центроидной частоты лестничной мышцы снижались на 16.6% ($P < 0.05$), парастеральной – на 11.7% ($P < 0.05$), грудино-ключично-сосцевидной – на 11.8% ($P < 0.05$) (Рис.2). Таким образом, частотно-амплитудный анализ электромиографической активности исследуемых мышц показал достоверное снижение центроидной частоты парастеральной, лестничной и грудино-ключично-сосцевидной мышц после выполнения мышечной нагрузки на фоне инспираторного резистивного сопротивления. Это отражает перераспределение

мощности спектра от более высоких частот к более низким частотам и свидетельствует об ухудшении функционального состояния мышцы, предшествующего развитию утомления и снижению силы мышечного сокращения (Lindstrom et al., 1970). Эти данные позволяют предположить, что вспомогательные инспираторные мышцы человека менее устойчивы к утомлению по сравнению с основной инспираторной мышцей – диафрагмой. Одной из возможных причин сдвига спектра мощности ЭМГ в условиях нагруженного форсированного дыхания может являться уменьшение скорости проведения миопотенциалов в мышечных волокнах (Gross et al., 1979). Замедление скорости проведения является первоначальным признаком метаболических изменений в мышце, связанных с накоплением молочной кислоты, снижением внутриклеточного pH и изменением вследствие этого транспорта K^+ и Ca^{2+} .

Наблюдаемое в наших исследованиях смещение мощности спектра ЭМГ грудных и вспомогательных инспираторных мышц в сторону преобладания низких частот позволяет заключить, что эти мышцы обладают меньшей устойчивостью к утомлению, чем диафрагма. Таким образом, снижение максимальной силы сокращений инспираторной мускулатуры по-

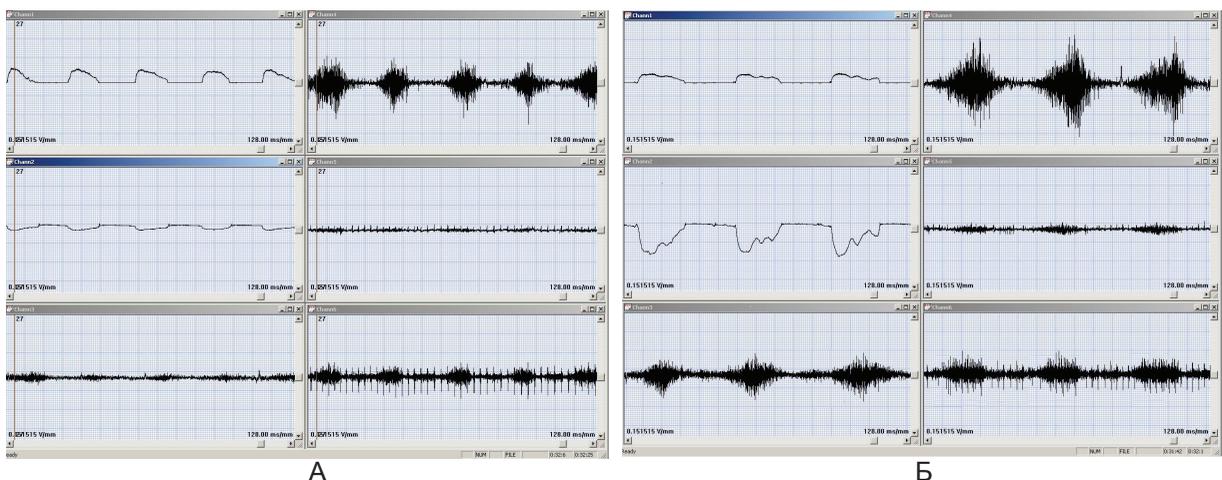


Рис.1 Нативная запись пневмотахограммы, инспираторного ротового давления, электрической активности грудино-ключично-сосцевидной, лестничной, парастеральной мышц и диафрагмы (сверху вниз) при свободном дыхании (А) и на фоне действия добавочного инспираторного сопротивления (Б) в условиях выполнения мышечной нагрузки

сле выполнения мышечной нагрузки в условиях добавочного сопротивления дыханию обусловлено ухудшением функционального состояния парастернальных, лестничных и грудино-ключично-сосцевидных мышц, но не диафрагмы. Диафрагма в меньшей степени подвержена утомлению, чем торакальные и вспомогательные инспираторные мышцы.

Результаты нашего исследования подтверждают данные, полученные ранее на основе измерения максимального эзофагального и трансдиафрагмального давлений до и после выполнения теста с резистивной нагрузкой (Hershenson et al., 1989). Авторы продемонстрировали достоверное снижение величин максимального эзофагального давления у испытуемых после «нагрузочного» теста, тогда как значения максимального трансдиафрагмального давления оставались неизменными. Величина эзофагального давления отражает силу сокращений всех инспираторных мышц, а величина трансдиафрагмального – силу сокращений исключительно диафрагмы. Поэтому снижение максимального инспираторного усилия после теста с добавочным сопротивлением может произойти за счет ослабления силы межреберных и/или иных вспомогательных инспираторных мышц вследствие развития их утомления (Hershenson et al., 1989). Кроме того, существуют данные о возможности избирательного утомления мышц грудной клетки или диафрагмы, которое может развиваться в зависимости от

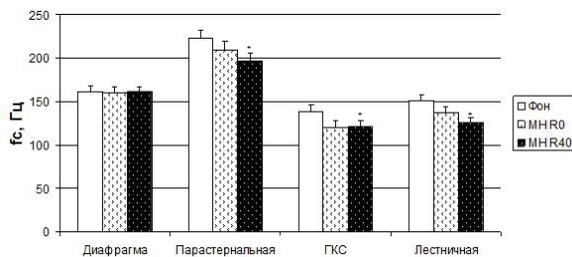


Рис.2 Динамика центроидной частоты спектра ЭМГ диафрагмы, парастернальной, грудино-ключично-сосцевидной и лестничной мышц до и после выполнения мышечной нагрузки в условиях свободного дыхания и на фоне добавочного сопротивления. * - $p < 0.05$ по сравнению с контролем

того, какой тип дыхания – торакальный или абдоминальный – произвольно выбирает испытуемый во время выполнения нагрузочного теста по преодолению резистивной нагрузки (Fitting et al., 1988).

Полученные нами данные позволяют предположить, что снижение максимальной силы сокращений инспираторных мышц при хронических обструктивных болезнях легких вызвано прежде всего ослаблением вспомогательной мускулатуры, тогда как слабость диафрагмы может развиваться на более поздних стадиях заболевания. При этом функциональная недостаточность вспомогательных мышц является дополнительным фактором, который наряду с добавочным сопротивлением дыханию увеличивает нагрузку на диафрагму, способствуя развитию ее утомления и снижению резервов дыхательной системы.

Результаты нашего исследования и литературные данные свидетельствуют о том, что выполнение мышечной нагрузки в условиях добавочного сопротивления вызывает снижение резервных силовых параметров системы дыхания. Между тем, функциональными возможностями этой системы, включая ее моторную составляющую, в значительной степени определяется способность адаптации организма к изменяющимся условиям окружающей среды. Известно, что дыхательные мышцы играют ключевую роль в приспособлении организма к увеличивающимся резистивным нагрузкам. В связи с этим прогнозируемая дисфункция дыхательных мышц при длительном воздействии резистивного сопротивления может оказывать негативное влияние на адекватность газообмена, особенно при выполнении физических нагрузок.

М.О.Сегізбаева, Н.П.Александрова

ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА СТІЙКОСТІ ІНСПІРАТОРНИХ М'ЯЗІВ ДО ВТОМИ ПРИ МОДЕЛЬОВАНІЙ ОБСТРУКЦІЇ ДИХАЛЬНИХ ШЛЯХІВ

Проведення спектрального аналізу ЕМГ різних груп дихальних м'язів показало, що після виконання м'язової

роботи в поєднанні з додатковим опором диханню одночасно зі зниженням максимального інспіраторного тиску (МІР) спостерігається зрушення центроїдної частоти ЕМГ парастернальних, драбинчастих і грудино-ключично-сосцевидних м'язів в низьку частину спектру. Змін у спектрі ЕМГ діафрагми не відзначається. Таким чином, зниження загального силового резерву дихальних м'язів, що спостерігається після посиленого навантаження на дихальну систему, обумовлено погіршенням функціонального стану не діафрагми, а торакальних і допоміжних інспіраторних м'язів. Діафрагма більш стійка до стомлення. Отримані дані дозволяють припустити, що зниження максимального інспіраторного тиску при хронічних обструктивних хворобах легенів також викликано насамперед ослабленням допоміжної мускулатури, тоді як слабкість діафрагми може розвиватися на більш пізніх стадіях захворювання. При цьому функціональна недостатність допоміжних м'язів є додатковим чинником, який поряд з додатковим опором диханню збільшує навантаження на діафрагму, сприяючи розвитку її втоми і зниженню резервів дихальної системи. Ключові слова: інспіраторні м'язи, додатковий опір, електроміографія, втомлення, м'язове навантаження

Segizbaeva M.O., Aleksandrova N.P.

INSPIRATORY MUSCLE RESISTANCE TO FATIGUE DURING SIMULATED AIRWAY OBSTRUCTION

Respiratory muscle fatigue can develop during simulated airway obstruction. The aim of this study was to characterize the pattern of inspiratory muscle fatigue and to assess the resistance to fatigue of diaphragm (D), parasternal (PS), sternocleidomastoid (SM) and scalene (SC). Six healthy untrained subjects participated in this study. To identify signs of inspiratory muscles fatigue development electromyographic activity of D, PS, SCM and SC was recorded during 5-min exercise with loaded breathing ($40 \text{ cm H}_2\text{O/l} \cdot \text{s}^{-1}$). The before-to-after exercise measurements of maximal inspiratory pressure (MIP) and EMG power spectrum changes were performed. Maximal inspiratory pressure declined about 12 % after exercise test compared with control, whereas the peak magnitude of integrated electrical activity of D, PS, SCM and SC during post-exercise Muller's maneuver was significantly greater than in pre-exercise test in all subjects. The extent of

inspiratory muscles fatigue was evaluated by analysis of shift in centroid frequency (f_c) of EMG power spectrum. All subjects demonstrated a significant reduction in f_c of PS, SCM and SC. f_c of D was not changed. Diaphragm is more resistant to fatigue during obstructive breathing compared with PS, SCM and SC. The data suggest that the reduction of maximum inspiratory pressure in chronic obstructive pulmonary disease also caused primarily by the weakening of the accessory muscles, while the weakness of the diaphragm may occur in the later stages of the disease. The functional failure of accessory muscles is an additional factor, which, along with the additional breathing resistance increases the load on the diaphragm, promoting its fatigue and reduced respiratory reserve.

I.P.Pavlov Institute of Physiology, RAS, St. Petersburg, Russia, marina@infran.ru

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Сегизбаева М.О., Александрова Н.П. Влияние ингаляции газовых смесей с различным содержанием кислорода на скорость развития утомления инспираторных мышц человека // Рос. физиол. журн. им. И.М. Сеченова 2009. Т.95. № 6. С.629-638.
2. ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing // Am J Respir Crit Care Med 2002; 166: 518-624.
3. Basmajian J.V., Clifford H.C., McLeod W.D., Nunnally H.N. Computers in Electromyography. London & Boston: Butterworths, 1975.
4. Fitting J.W., Bradley T.D., Easton P.A., Lincoln M.J. Dissociation between diaphragmatic and rib cage muscle fatigue // J Appl Physiol. 1988. Vol.64, N 3. P.959-965.
5. Gross D., Grassino A., Ross W.R.D., et al. Electromyogram pattern of diaphragmatic fatigue // J Appl Physiol. 1979. Vol.46, N 1. P.1-7.
6. Hershenson M.B., Kikuchi Y., Tzelepis G.E., McCool F.D. Preferential fatigue of the rib cage muscles during inspiratory resistive loaded ventilation // J Appl Physiol. 1989. Vol.66, N 2. P.750-754.
7. Lindstrom L., Magnusson R., Petersen I. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signal // Electromyography. 1970. Vol.4. P.341-355.
8. Polkey MI, Moxham J. Clinical aspects of respiratory muscle dysfunction in the critically ill // Chest. 2001. Vol.119 (3). P.926-939.