

УДК 532.5+612.2.21

© 1993 г. Г. А. ЛЮБИМОВ, И. М. СКОБЕЛЕВА

МЕХАНИКА ЛЕГОЧНЫХ БУЛЛ

В процессе развития эмфиземы легких происходит деструкция межальвеолярных перегородок и образуются полости, называемые буллами. Если дыхательные пути, ведущие к булле, свободны, то объем буллы сообщается с атмосферой и в процессе дыхания булла может изменять свой объем. Из рентгенологических наблюдений известно, что механическое поведение булл может быть различным (буллы переменного или постоянного объема). Кроме того, механические свойства стенок, ограничивающих буллы, также могут быть различными. Об этом свидетельствует, например, тот факт, что в одних буллах газообмен осуществляется, а в других — нет. Механические свойства булл, а также их поведение в процессе дыхания изучены слабо, поэтому представляет интерес построение математической модели легких, содержащих буллы, с тем чтобы на ее основе проследить зависимость механического поведения булл от параметров паренхимы легких и дыхательных путей.

1. Постановка задачи. Будем моделировать легкое, содержащее буллы, двумя упругими пузырями (компонентами), один из которых полностью или частично погружен во второй (фиг. 1). Одна из компонент (1 на фиг. 1) моделирует здоровую часть легкого, другая (2) — суммарный объем, занятый буллами. Естественно, что при наличии многих дискретно расположенных булл предлагаемая двухкомпонентная модель описывает только некоторые средние закономерности поведения булл.

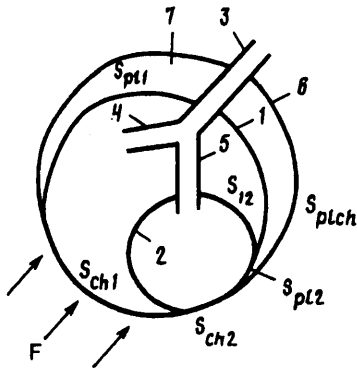
Легкие и буллы связаны с атмосферой посредством общих дыхательных путей 3, которые разветвляются на дыхательные пути 4 и 5, ведущие соответственно к здоровым легким и буллам.

Грудную клетку будем моделировать упругой оболочкой 6, которая по некоторой части поверхности может контактировать с поверхностью здорового легкого или буллы. Пространство 7 между поверхностью грудной клетки 6 и легким 1 и 2 моделирует плевральную полость — пространство, заполненное жидкостью.

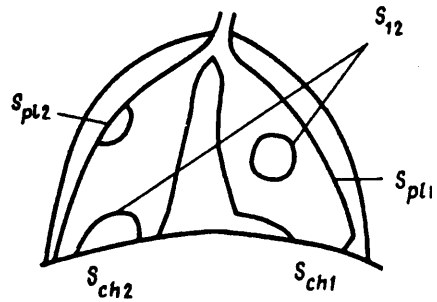
Процесс дыхания (изменения объема компонент 1, 2) происходит за счет того, что к грудной клетке на некоторой части ее поверхности приложена внешняя сила плотности F , которая моделирует действие дыхательной мускулатуры. Если сила F приложена в области контакта грудной клетки и легких, то она непосредственно воздействует на легкие. Остальная часть поверхности легких испытывает силовое воздействие посредством плеврального давления, которое изменяется в плевральной полости за счет взаимодействия грудной клетки и легких.

В физиологических исследованиях для оценки альвеолярного давления часто используется специальный прибор — плетизмограф всего тела, представляющий собой герметичную кабину, в которую помещается испытуемый, снабженную датчиками, регистрирующими изменение давления в кабине в процессе дыхания испытуемого. Обоснование возможности использования плетизмографа для измерения альвеолярного давления в одноканальном легком при спокойном дыхании содержится в [1, 2], при форсированном дыхании — в [3]. Связь между давлением в плетизмографе и параметрами двухкомпонентной модели легкого исследована в [4].

В клинической практике плетизмографы используются для оценки сопротивления дыхательных путей, а также для диагностики формы патологии легких. В последнем случае в качестве основы для исследования используются



Фиг. 1



Фиг. 2

различные связи между давлением в плетизмографе и скоростью выдыхаемого воздуха или объемом легких.

Для выяснения влияния булл на результаты плетизмографического исследования ниже будет рассмотрена модель легкого, содержащего буллы, которое помещено в плетизмограф. С этой целью будут обобщены результаты [4].

2. Описание модели. Всюду в дальнейшем будет рассматриваться только процесс спокойного дыхания, при котором изменения объема легких невелики и скорости воздуха относительно малы. В силу этого гидравлические сопротивления дыхательных путей в целом и их отрезков (до точки разветвления и в ветвях, ведущих к компонентам) будем считать постоянными. При этом законы сопротивления отдельных отрезков дыхательных путей запишем в виде

$$p_i - p_{Ai} = k_i \dot{V}_i, \quad i = 1, 2, \quad p_n - p_1 = k \dot{V} = k (\dot{V}_1 + \dot{V}_2) \quad (2.1)$$

Здесь p_{Ai} — давление в соответствующей компоненте (альвеолярное давление); p_1 — давление в месте разветвления дыхательных путей; p_n — давление в плетизмографе; V_i , k_i — объемная скорость воздуха и гидравлическое сопротивление в соответствующей ветви дыхательных путей ($i = 1, 2$); \dot{V} — суммарная объемная скорость; k — гидравлическое сопротивление общей части дыхательных путей.

Связь между давлением в плетизмографе p_n и параметрами легких — давлениями в компонентах p_{Ai} и их объемами V_i — описывается законами сохранения массы воздуха в компонентах, которые в рассматриваемых условиях спокойного дыхания с учетом (2.1) имеют вид [4]

$$\frac{d}{d\tau} [V_{n1} + p_{n1} (1 - \alpha)] = -K (p_{n1} - p_{11}) \frac{1}{b}$$

$$\frac{d}{d\tau} \left(V_{11} + p_{A11} \frac{\alpha \xi}{1 + \xi} \right) = K (p_{11} - p_{A11})$$

$$\frac{d}{d\tau} \left(V_{21} + p_{A21} \frac{\alpha}{1 + \xi} \right) = K (p_{11} - p_{A21}) \kappa \quad (2.2)$$

$$\dot{V} = \frac{1}{b} K (p_{n1} - p_{11}), \quad \dot{V}_1 = K (p_{11} - p_{A11})$$

$$\dot{V}_2 = K \kappa (p_{11} - p_{A21}), \quad V_{n1} + V_{11} + V_{21} = 0 \quad (2.3)$$

$$\xi = \frac{V_{10}}{V_{20}}, \quad \alpha = \frac{V_{A0}}{V_0}, \quad b = \frac{k}{k_1}, \quad \kappa = \frac{k_1}{k_2}, \quad K = \frac{p_0}{\omega V_0 k_1}, \quad \tau = \omega t$$

Уравнения (2.2), (2.3) представляют собой законы сохранения массы и законы сопротивления (2.1), линеаризованные относительно состояния в конце спокойного

выхода, когда поток воздуха отсутствует ($\dot{V}_1 = \dot{V}_2 = \dot{V} = 0$), давления в легком и плетизмографе равны атмосферному p_0 и объемы — их исходным величинам V_{10} , V_{20} ($V_{A0} = V_{10} + V_{20}$). Уравнения (2.2), (2.3) записаны в безразмерной форме, причем давления отнесены к величине p_0 , объемы — к V_0 (V_0 — объем кабины плетизмографа), скорости — к $V_0\omega$ (ω — частота дыхания). Все переменные в (2.2), (2.3) представляют собой линейные добавки (этот факт обозначен дополнительными индексами 1) к величинам с соответствующими индексами, причем за малый параметр выбрано отношение $\varepsilon = V_m/V_{A0}$ (V_m — максимальное за дыхательный цикл изменение объема легких — объем вдоха).

Уравнения (2.2) связывают величины давлений в компонентах с их объемами. В [4] эти уравнения решались при заданных изменениях объемов компонент. В [5] на основе этих же уравнений исследована задача об изменении объемов невзаимодействующих компонент при заданном законе изменения плеврального давления. При этом уравнению (2.2) дополнялись соотношениями, описывающими упругие свойства компонент. Этот подход будет обобщен ниже с целью исследования задачи о механике булл.

В современной физиологической литературе и при обработке клинических проб, связанных с оценкой эластических свойств легких, пользуются линейным соотношением

$$p_A - p_{pl} = (V - V_*)/C_l^* \quad (2.4)$$

Здесь p_A , p_{pl} — альвеолярное и плевральное давления; V — объем легких, V_* — характерный объем, при котором давления в легком (p_A) и вне его (p_{pl}) совпадают; величина C_l^* называется растяжимостью легких.

Реальная связь между разностью давлений в легком и вне его и объемом легких нелинейна. Соотношение (2.4) представляет собой линейную аппроксимацию этой функции в некоторой точке. Обычно растяжимость легких измеряют вблизи объема спокойного выдоха (V_{A0}). При этом за величину V_* можно принять остаточный объем легких (объем легких при максимальном выдохе V_R) $V_* = V_R$. Аналогичное (2.4) соотношение используется для оценки растяжимости грудной клетки C_{ch}^* .

В дальнейшем соотношения типа (2.4) будут использоваться для описания упругих свойств отдельных компонент. При этом надо иметь в виду, что вводимая (2.4) величина растяжимости определяется не только физическими свойствами легочной ткани, но и остаточным объемом легких, при котором напряжения в легочной ткани отсутствуют ($p_A = p_{pl}$)

$$C_l^* = C_l V_R, \quad (2.5)$$

где C_l — физическая величина растяжимости легочной ткани, определяющая связь между напряжениями, пропорциональными $p_A - p_{pl}$, и относительной деформацией легких $(V - V_R)/V_R$.

Величина p_{pl} в соотношении (2.4) по своему физическому смыслу представляет собой среднее по поверхности легких давление. Это давление совпадает с плевральным, если легкое по всей поверхности граничит с плевральной полостью ($S_{ch1} = S_{ch2} = 0$ на фиг. 1) и плевральное давление однородно. Обычно принимаются эти предположения и в качестве плеврального давления используется величина давления, измеренная в пищеводе. Однако последние исследования плевральной полости [6] свидетельствуют о том, что давление в узкой плевральной щели между легкими и грудной клеткой отличается от давления в средостенье, которое измеряется пищеводным зондом. Вообще введение понятия давления в плевральной щели (ширина щели порядка десятка микрон) встречает трудности и может быть сделано неоднозначно [6].

Все эти вопросы снимаются, если поверхность в пределах плевральной щели считать поверхностью контакта с грудной клеткой (фиг. 1). Правда, при этом надо принять, что поверхность легких и распределение давления вдоль нее неоднородны. Ниже будет принята именно такая постановка задачи. При этом в соотношении (2.4) вместо плеврального давления (давление в средостенье и пищеводе) надо ввести величину среднего по поверхности легких давления p_{pl}^* . Величина p_{pl}^* зависит от того, какие силы действуют на поверхности контакта, и от ее площади. Например, при расслабленной дыхательной мускулатуре, т. е. в условиях, при которых обычно измеряется растяжимость легких, на поверхности контакта $S_{ch} = S_{ch1} + S_{ch2}$ внешнее по отношению к легким давление равно атмосферному p_0 ($F = p_0$) и можно принять, что

$$\Sigma p_{pl}^* = S_{ch} p_0 + (\Sigma - S_{ch}) p_{pl} \quad (2.6)$$

где Σ — поверхность легких с буллами, p_{pl} — давление в средостенье (вне площади контакта легких с грудной клеткой).

Ниже для описания упругих свойств легких и его компонент будем пользоваться соотношениями, выражающими собой баланс сил, действующих на поверхности соответствующей компоненты

$$p_A - p_{pl}^* = \frac{V - V_R}{C_i V_R}, \quad p_{A_i} - p_{pl}^* = \frac{V_i - V_{Ri}}{C_{ii} V_{Ri}}, \quad i = 1, 2 \quad (2.7)$$

Здесь p_{pl}^* — среднее давление, действующее на поверхности соответствующей компоненты извне; V_{Ri} — остаточный объем компонент.

Растяжимость легких определяется обычно в статических условиях, когда поток воздуха отсутствует (перекрыты дыхательные пути) и дыхательная мускулатура расслаблена. В этих условиях давление во всех частях легких одинаково ($p_{A1} = p_{A2} = p_A$). Если данный маневр выполнить в момент спокойного входа, то в соответствии с опытными данными пищеводное давление в этот момент равно атмосферному: $p_{pl} = p_0$. Следовательно, на поверхности контакта компонент давления будут одинаковы, а на всей остальной поверхности компонент $\Sigma_i - S_{i2} = S_{chi} + S_{pli}$ (Σ_i — поверхность i -й компоненты, $i = 1, 2$) давление будет равно p_0 . Отсюда в силу соотношений типа (2.6) имеем

$$p_{pl}^* = p_{pl} - S_{i2} (1/\Sigma_2 - 1/\Sigma_1) (p_A - p_0).$$

Кроме того, из (2.6) следует также, что $p_{pl}^* = p_0$. Пользуясь этими соображениями, из соотношений (2.7) получим

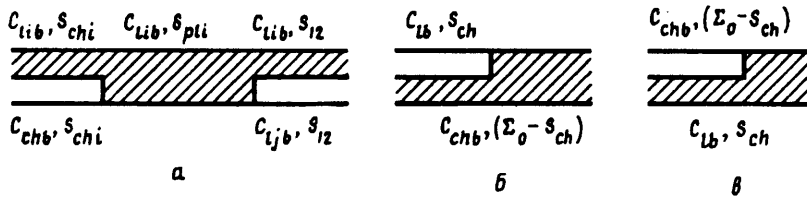
$$C_i V_R = C_{i1} V_{R1} (1 - S_{i2}/\Sigma_1) + C_{i2} V_{R2} (1 - S_{i2}/\Sigma_2) \quad (2.8)$$

Аналогично функции растяжимости легких вводится функция растяжимости грудной клетки

$$p_{plch}^* - p_0 = \frac{V - V_*}{C_{ch} V_*} \quad (2.9)$$

Здесь C_{ch} — физическая растяжимость грудной клетки, p_{plch}^* — среднее давление, действующее на грудную клетку изнутри, V_* — объем, при котором напряжения в грудной клетке отсутствуют ($p_{plch}^* = p_0$).

Обратим внимание на то, что если поверхность компоненты находится в контакте с поверхностью другой компоненты или с грудной клеткой, то ее упругие свойства в месте контакта могут отличаться от упругих свойств свободной поверхности. Это отличие зависит от того, насколько свободно проскальзывает при деформации одна поверхность относительно другой. При свободном



Фиг. 3

проскальзывании упругие свойства поверхности в месте контакта не изменяются. Максимальное изменение упругих свойств поверхностей в месте контакта будет в том случае, если относительное смещение их при деформации отсутствует. В дальнейшем для упрощения будем называть поверхностями контакта только те участки поверхности компонент и грудной клетки, на которых отсутствует проскальзывание.

На фиг. 2 схематично показано возможное расположение булл в легком. В соответствии с этим расположение компонент в модели в общем случае будет таким, как на фиг. 1. При этом в дальнейшем площадь контакта компонент будем обозначать S_{i2} , площади контакта компонент с грудной клеткой — S_{ch1} , S_{ch2} , площади поверхностей, граничащих с плевральной полостью, S_{pl1} , S_{pl2} , S_{plch} .

В том случае, если поверхность компонент неоднородна, то в формулах (2.4) — (2.9) фигурируют средние значения растяжимостей, связь которых с истинными упругими свойствами отдельных участков поверхности в рассматриваемых условиях установить практически невозможно даже в рамках модели, изображенной на фиг. 1. Поэтому для того, чтобы качественно оценить влияние площадей контакта компонент и грудной клетки на величину растяжимости компонент, воспользуемся формулами, выражающими коэффициенты растяжения для составных линейных стержней, представленных на фиг. 3 ($i = 1, 2$; $j = 2$, если $i = 1$, и $j = 1$, если $i = 2$). Для вычисления средней растяжимости i -й компоненты, например, воспользуемся фиг. 3, а и предположим, что коэффициенты растяжения частей этого стержня совпадают на соответствующих участках с растяжимостями компонент и грудной клетки, а длины соответствующих участков численно равны площадям соответствующих контактных поверхностей. В этом случае для средней растяжимости C_{ib} i -й компоненты получим

$$C_{ib} = \frac{S_{ch1}}{\Sigma_1} \frac{C_{chb} C_{lb}}{C_{chb} + C_{lb}} + \frac{S_{i2}}{\Sigma_1} \frac{C_{ib} C_{ib}}{C_{ib} + C_{ib}} + \frac{S_{pl1}}{\Sigma_1} C_{lb} \quad (2.10)$$

Здесь индексом b обозначены величины растяжимостей соответствующих компонент и грудной клетки, которые они имели бы при отсутствии контактов между ними.

Формула (2.10) определяет средние растяжимости компонент легких, находящихся в грудной клетке. Эти величины отличаются от растяжимостей компонент выделенного (свободного) легкого (C_{ib} , C_{ib}), если существует контакт компонент друг с другом ($S_{i2} \neq 0$) или с грудной клеткой ($S_{ch1} \neq 0$, $S_{ch2} \neq 0$; напомним, что под контактом подразумевается отсутствие проскальзывания между легким и грудной клеткой, которое реализуется, например, за счет спаек между листами плевры). Средняя растяжимость выделенного легкого C_b может быть вычислена по формуле (2.8), если в нее подставить растяжимости компонент (2.10), положив в них $S_{ch1} = S_{ch2} = 0$

$$C_b = \frac{C_1 V_{R1} + C_2 V_{R2}}{V_R} = \frac{V_{R1}}{\Sigma_1 V_R} \left(S_{i2} \frac{C_{ib} C_{ib}}{C_{ib} + C_{ib}} + S_{pl1} C_{lb} \right) + \frac{V_{R2}}{\Sigma_2 V_R} \left(S_{i2} \frac{C_{ib} C_{ib}}{C_{ib} + C_{ib}} + S_{pl2} C_{ib} \right) \quad (2.11)$$

В дальнейшем наряду с уравнениями, описывающими динамику компонент, потребуются уравнения для легкого в целом. При этом величины средних растяжимостей легких C_l и грудной клетки C_{ch} будут рассчитываться аналогично C_{l1} и C_{l2} по формуле для составных стержней, изображенных на фиг. 3, б, в

$$C_l = \frac{S_{ch}}{\Sigma} \frac{C_{chb}C_{lb}}{C_{chb} + C_{lb}} + \left(1 - \frac{S_{ch}}{\Sigma}\right) C_{lb} \quad (2.12)$$

$$C_{ch} = \frac{S_{ch}}{\Sigma} \frac{C_{chb}C_{lb}}{C_{chb} + C_{lb}} + \left(1 - \frac{S_{ch}}{\Sigma}\right) C_{chb}$$

$$\Sigma = \Sigma_1 + \Sigma_2, \quad S_{ch} = S_{ch1} + S_{ch2}$$

По своему физическому смыслу величины, определяемые формулами (2.12), представляют собой средние величины, фигурирующие в соотношениях (2.7), (2.9). Именно эти величины измеряются обычно в стандартных физиологических и линических методиках. Подчеркнем, что средние растяжимости C_l и C_{ch} можно определять различным образом, по-разному определяя величины с индексом b , а также соотношения для средних. В настоящее время отсутствует экспериментальный материал, на основании которого можно было бы выбрать адекватное определение средних в рамках модели легких, представленной на фиг. 1, и тем самым обосновать модель, пригодную для количественных расчетов. Ниже для качественного исследования будут использоваться введенные выше определения.

Аппарат дыхания приводится в движение силой, развиваемой дыхательной мускулатурой. Будем считать, что эта сила приложена на некотором участке поверхности грудной клетки S_f . Для того чтобы иметь возможность моделировать неоднородное распределение силы, примем, что на части S_{f1} поверхности S_f действует сила плотности F_1 , а на части S_{f2} — плотности F_2 . Естественно, что $S_f = S_{f1} + S_{f2}$. Если площадь приложения силы совпадает с площадью контакта легкого и грудной клетки, то сила действует непосредственно на легкое. Обозначим через S_{ch1} и S_{ch2} площади приложения силы к соответствующим компонентам ($S_{ch} = S_{ch1} + S_{ch2}$). Для удобства будем считать, что S_{ch1} принадлежит S_{f1} ($S_{ch1} \leq S_{f1}$) и S_{ch2} принадлежит S_{f2} ($S_{ch2} \leq S_{f2}$).

Предположим, что плевральное давление однородно распределено в пределах плевральной полости. Иными словами, в рамках рассматриваемой модели плевральное давление, действующее на разные компоненты легкого и грудную клетку, одинаково: $p_{pl} = p_{pl}(t)$.

Воспользовавшись введенными выше определениями, запишем уравнения баланса сил (2.7), (2.9), действующих на целое легкое, грудную клетку и каждую из компонент

$$\Sigma p_A = F_1 S_{ch1} + F_2 S_{ch2} + (\Sigma - S_{ch}) p_{pl} + \frac{\Sigma (V - V_R)}{C_l V_R} \quad (2.13)$$

$$S_{ch} p_A + (\Sigma - S_{ch}) p_{pl} = F_1 S_{f1} + F_2 S_{f2} + p_0 (\Sigma - S_f) + \frac{\Sigma (V - V_*)}{C_{ch} V_*} \quad (2.14)$$

$$\Sigma_1 p_{A1} = S_{pl1} p_{pl} + p_{A2} S_{l2} + F_1 S_{ch1} + \frac{\Sigma_1 (V_1 - V_{R1})}{C_{l1} V_{R1}} \quad (2.15)$$

$$\Sigma_2 p_{A2} = S_{pl2} p_{pl} + S_{l2} p_{A1} + F_2 S_{ch2} + \frac{\Sigma_2 (V_2 - V_{R2})}{C_{l2} V_{R2}} \quad (2.16)$$

В этих соотношениях p_A — среднее для всего легкого альвеолярное давление, определяемое соотношением (2.13). В левых частях уравнений (2.13)—(2.16)

выписаны силы, действующие на соответствующую поверхность изнутри; последние члены в правых частях выражают соответствующие упругие силы; остальные члены в правых частях выражают силы, действующие на рассматриваемую поверхность извне. В дальнейшем не будем интересоваться величиной среднего альвеолярного давления p_A , поэтому вместо (2.13), (2.14) будем использовать уравнение, получаемое исключением из них величины p_A .

Уравнения (2.13)—(2.16) линеаризуются аналогично тому, как это делалось при получении уравнений (2.2), (2.3). При этом используются разложения

$$\begin{aligned} p_n &= p_0 + \varepsilon p_{n1}, \quad p_{A1} = p_0 + \varepsilon p_{A11}, \quad p_{p1} = p_0 + p_{p1}^{**} + \varepsilon p_{p1} \\ F_i &= p_0 + \varepsilon F_{i1}, \quad V_n = V_{n0} + \varepsilon V_{n1}, \quad V_i = V_{i0} + \varepsilon V_{i1} \\ \Sigma &= \Sigma_0 + \varepsilon \Sigma_{i1}, \quad \Sigma_i = \Sigma_{i0} + \varepsilon \Sigma_{i1}, \quad S_j = S_{j0} + \varepsilon S_{j1}, \quad i = 1, 2; \quad j = p11, p12, \\ &ch1, ch2, f1, f2, \dots \end{aligned} \quad (2.17)$$

Фигурирующие в разложениях для площадей величины с индексом «нуль» задаются при постановке задачи. Величины p_{p1}^{**} , V_{i0} , V_{20} определяются нулевыми приближениями уравнений (2.13)—(2.16). Величины приложенных сил F_{11} , F_{21} как функции времени задаются при постановке задачи.

Уравнения первого приближения, получающиеся из (2.13)—(2.16) после подстановки (2.17), представляют собой уравнение для определения p_{p1} и два линейных уравнений, связывающие величины p_{A11} , p_{A21} , V_{11} , V_{21} (в силу их громоздкости эти уравнения здесь не приводятся). Последние уравнения вместе с уравнениями (2.2), (2.3) образуют систему уравнений, описывающую изменение объемов компонент и давлений в них, которую для краткости будем называть основной.

Основная система уравнений зависит от безразмерных параметров, выписанных в (2.3), а также безразмерных параметров, характеризующих контакт поверхностей компонент

$$\begin{aligned} L_{01} &= \frac{S_{ch10}}{\Sigma_0}, \quad L_{02} = \frac{S_{ch20}}{\Sigma_0}, \quad L_{11} = \frac{S_{f10}}{\Sigma_0}, \quad L_{12} = \frac{S_{f20}}{\Sigma_0} \\ L_{11} &= \frac{S_{p110}}{\Sigma_{10}}, \quad L_{12} = \frac{S_{ch10}}{\Sigma_{10}}, \quad L_{13} = \frac{S_{120}}{\Sigma_{10}} \\ L_{21} &= \frac{S_{p120}}{\Sigma_{20}}, \quad L_{22} = \frac{S_{ch20}}{\Sigma_{20}}, \quad L_{23} = \frac{S_{120}}{\Sigma_{20}} \end{aligned} \quad (2.18)$$

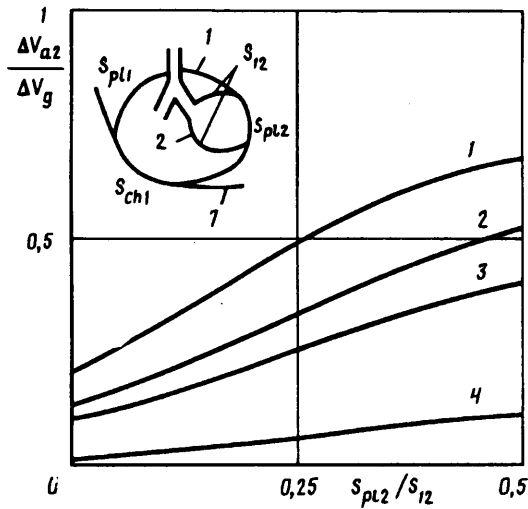
Численные значения всех этих параметров задаются при решении задачи. Кроме того, задаются численные значения величин, характеризующих упругие свойства компонент и грудной клетки,—растяжимостей компонент C_{1b} , C_{2b} и грудной клетки C_{cbb} , а также величины остаточных объемов компонент V_{R1} , V_{R2} и величина V_* .

При исследовании спокойного периодического дыхания силы, приложенные к грудной клетке, задавались в виде

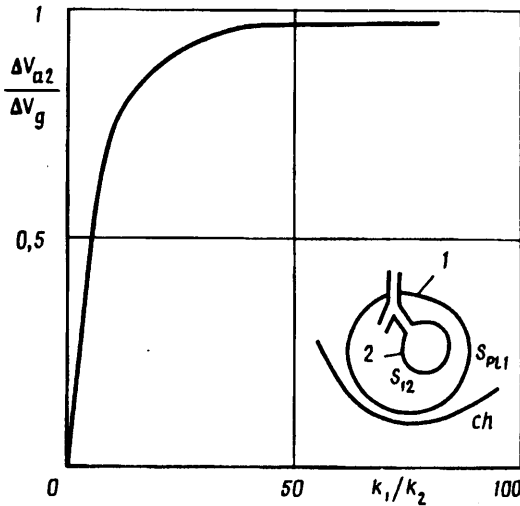
$$F_{i1} = F_{i*} (1 - \cos 2\pi\tau)$$

При этом в основной системе появляются два безразмерных параметра F_{i*}/p_0 ($i = 1, 2$), которые определяют величины приложенных сил и задаются при постановке задачи.

3. Некоторые результаты расчетов. Сформулированная основная система уравнений позволяет проанализировать влияние различных параметров, характеризующих легкие и буллы, как на внешние характеристики (обычно регистрируемая в клинике связь между скоростью воздуха у рта и давлением в



Фиг. 4



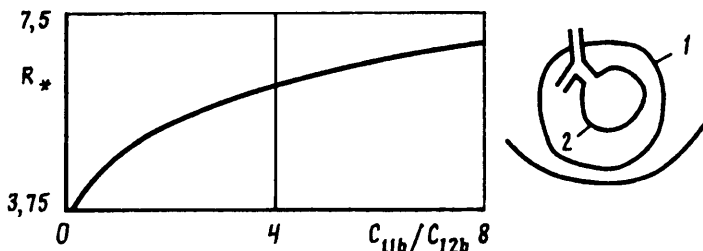
Фиг. 5

плетизмографе), так и на механику булл (изменение их объема, сдвиг фаз между колебаниями объема здорового легкого и булл и т. д.).

Результаты расчетов, позволяющие качественно оценить факторы, которые влияют на изменение объема булл, представлены на фиг. 4, 5.

На фиг. 4 представлены зависимости относительного изменения объема булл (по отношению к общему изменению объема легких) в зависимости от площади их контакта с плевральной полостью и величин растяжимости компонент. Этот рисунок соответствует тому случаю, когда сопротивления дыхательных путей, ведущих к различным компонентам, равны между собой ($k = k_1 = k_2 = 1$). Относительное расположение булл и здоровой части легкого указано на фиг. 4. Для всех вариантов приложенная сила одинакова.

В том случае, когда буллы целиком «погружены» в здоровое легкое ($S_{pl2} = 0$), изменение их объема невелико. Этот факт связан с тем, что при $k_1 = k_2$ давления в компонентах различаются мало и поэтому разность давлений на поверхности буллы невелика (внешнее по отношению к булле давление в



Фиг. 6

этом случае равно p_{A2}). При наличии контакта буллы с плевральной полостью ($S_{p12} \neq 0$) на часть ее поверхности действует извне плевральное давление, отличие которого от p_{A1} определяется упругостью здоровой части легкого. При этом средняя сила, приложенная к поверхности буллы, увеличивается и изменение объема буллы возрастает. Естественно, что чем большей растяжимостью обладает стенка буллы ($C_{11b}/C_{12b} = 0,128$, кривая 1), тем изменение ее объема больше. Увеличение жесткости стенок буллы ($C_{11b}/C_{12b} = 8$, кривая 4) сильно уменьшает изменение ее объема (кривая 2 соответствует $C_{11b}/C_{12b} = 0,5$, кривая 3 — $C_{11b} = C_{12b}$).

Фигура 5 демонстрирует влияние относительной величины сопротивления дыхательных путей (k_1/k_2) на изменение объема булл. При возрастании сопротивления дыхательных путей, ведущих к здоровой части легкого, (k_1), изменение объема булл резко возрастает. Этот эффект связан с тем, что с ростом k_1 затрудняется приток воздуха к здоровой части легкого. При этом давление p_{A1} падает и, следовательно, растет сила, растягивающая буллы. Так как сопротивление на входе в буллы мало, увеличение растягивающей силы приводит к резкому изменению объема буллы. При увеличении сопротивления k_2 на входе в буллы их объем меняется мало.

Таким образом, объем булл будет изменяться незначительно, если они «погружены» в здоровое легкое, жесткость их стенок велика и сопротивление на входе в буллы велико. В противном случае изменение объема булл будет существенным.

Одной из основных характеристик, оцениваемой с помощью плетизмографа, является сопротивление дыхательных путей. Для однородного легкого связь между давлением в плетизмографе p_n и скоростью воздуха у рта \dot{V} линейна, а угол наклона этой прямой пропорционален сопротивлению дыхательных путей. Для неоднородного (в частности, двухкомпонентного) легкого кривая дыхательного цикла на плоскости p_n, \dot{V} имеет вид эллипса. В клинической практике в этих случаях сопротивление дыхательных путей оценивается по углу наклона оси эллипса. Такая оценка при существенной неоднородности сопротивлений дает результаты, сильно отличающиеся от истинного сопротивления дыхательных путей [5].

Влияние неоднородности сопротивлений и растяжимостей в неоднородном легком иллюстрирует фиг. 6, где представлена зависимость сопротивления R_* , определенного по результатам расчета и стандартной методике (по углу наклона эллипса на плоскости p_n, \dot{V}), от неоднородности растяжимостей при фиксированной неоднородности сопротивлений ($k_1/k_2 = 10$). Определенное таким образом сопротивление существенно зависит от неоднородности растяжимостей. Истинное значение сопротивления дыхательных путей (сопротивление разветвления) R в этом случае ($k = k_2 = 1 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с} \cdot \text{л}^{-1}$, $k_1 = 10 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с} \cdot \text{л}^{-1}$) равно $1,9 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с} \cdot \text{л}^{-1}$ ($R \ll R_*$).

Расчеты показывают, что «измеряемая» величина сопротивления существенно зависит также от расположения булл в здоровом легком (от величин S_{p12}, S_{ch2}).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Du Bois A. B., Botelho S. Y., Comroe J. H.* A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph: values in normal subjects and in patients with respiratory disease // *J. Clin. Invest.* 1956. V. 35. № 3. P. 327—335.
2. *Jonson B., Bouhuys A.* Measurement of alveolar pressure // *J. Appl. Phys.* 1967. V. 22. № 6. P. 1081—1085.
3. *Любимов Г. А.* Об измерении альвеолярного давления в процессе форсированного дыхания с помощью плетизмографа всего тела // *Физиология человека.* 1985. Т. 11. № 1. С. 69—78.
4. *Любимов Г. А.* Уравнения, описывающие двухкомпонентную модель легкого с учетом сжимаемости альвеолярного газа // *Изв. АН СССР. МЖГ* 1979. № 4. С. 16—27.
5. *Любимов Г. А.* Сравнительный анализ моделей легкого, используемых для исследования механики дыхания // *Физиология человека.* 1980. Т. 6. № 1. С. 105—114.
6. *Agostoni E.* Mechanics of pleural space // *Handbook of Physiology. Sec. 3. The Respiratory System: Amer. Physiol. Soc., Maryland,* 1986. V. 3. Pt 2. P. 531—559.

Москва

Поступила в редакцию
22.IV.1992