

毛细血管——组织间流体交换的 双重介质模型

吴望一 是长春 王 露
(北京大学力学系)

摘要 本文首次采用渗流力学中的双重孔隙介质模型处理了毛细血管——组织间的流体交换,在组织液不流动的情形下得到了和 Oka 和 Murata^[1] 基本上完全一样的结果,说明本模型的合理性和可行性。本文还进一步处理了组织液流动的情况,得到了问题的精确解,并将 Oka 等人得到的水的净流出量公式推广到组织液流动的情形。

关键词 流体交换、毛细血管、组织液流动、介质模型

一、引言

微循环最重要的生理功能是血液和组织通过毛细血管进行物质交换,给每个活细胞提供营养物质,同时带走细胞组织产生的废物,从而保证机体的新陈代谢得以顺利进行。由此可见研究毛细血管——组织间的流体交换具有重要的生理意义。

1970年 Dka 和 Murata^[1] 从理论上研究了血浆在毛细血管内的流动以及跨过毛细血管壁水的交换,他们假设: 1. 毛细血管是刚性直圆管; 2. 血浆是不可压缩牛顿流体; 3. 血浆运动是定常轴对称层流的; 4. 水的交换服从 starling 假说,且单位面积水的交换量和圆管的流量相比很小; 5. 忽略重力及端缘效应; 6. 血浆的渗透压 π_b 以及渗透常数 k 都是常数。7. 不考虑组织液流动,认为组织液的渗透压 π 及静压 p 是常数。在这些假设下,文[1]得到了速度分布和压力分布并得到单位时间通过单位面积水的净流出量为

$$m = k(p_m - p_s + \pi_s - \pi_b)$$

其中 p_m 是动脉端压力 p_a 与静脉端压力 p_v 的平均值。1974年 Apelblat 等人^[2]考虑了组织液的流动并在此基础上研究了毛细血管和组织间的流体交换。他们采用 Krogh 模型: 毛细血管是直圆柱形的,周围组织是围绕它的性质均匀的同轴圆柱体组成的。毛细血管内的流动采用 Navier-Stokes 方程,组织液流动则采用多孔介质的 Darcy 定律。他们在假设渗透系数是常数且不考虑淋巴液流动的条件下求出了问题的近似解。Wiedrichelm^[3] 通过试验指出: 1. 渗透常数可能是变的,小静脉毛细血管中的渗透系数可能比小动脉毛细血管中的渗透系数大 50% 至 100%; 2. 毛细血管的横截面也可能是变的,小动脉处毛细血管的横截面可能只有小静脉处毛细血管截面积的 1/6 至 1/4。An 和 Sala-

本文于 1987 年 9 月 26 日收到,于 1988 年 6 月 15 日收到修改稿。
本文是中国科学院科学基金资助的课题。

the^[4] 考虑了变渗透系数和毛细血管变半径对物质交换的影响。假设毛细血管内的流动采用 Poiseuille 定律,组织内的流动受 Darcy 定律支配、他们在假定渗透系数很小,毛细血管半径和长度比很小的条件下得到了渗透系数任意变化时的近似解。应该强调指出,在上述工作中由于血管内流动是满足二阶 Navier-Stokes 偏微分方程,而组织液的流动则满足一阶 Darcy 定律。因此,在毛细血管处边界条件的匹配发生了困难,组织空间内的切向速度分量因采用了 Darcy 定律而不满足无滑移条件。显然,这是 Krogh 模型及其变种存在的一个内在缺点。

以上工作都是研究单个毛细血管与周围组织的流体交换,至于毛细血管整体与周围组织总的流体交换问题据我们所知还没有人进行研究。本文提出一种一维双重孔隙介质模型处理毛细血管与组织间的总体交换。1960 年 Баренблатт^[5] 首次在碳酸岩油田中提出双重孔隙介质概念。由于储油的基质和作为流动通道的裂缝孔隙在油田中都是非常密集的,因此他提出将基质看作一重连续介质,裂缝孔隙看成另一重连续介质。这样,在同一个空间中就有两个渗流场迭合在一起。在空间的每一个点上有两个速度,两个压力。当然,上述两个渗流场不是彼此无关的,而是通过空间中每一点进行物质交换。Баренблатт 的双重孔隙介质理论提出到现在,二十多年过去了,双重孔隙介质理论取得了巨大的成功。根据这个理论求出的分析或数值结果与实测很好地符合。这样,双重孔隙介质理论就完全被渗流力学界所接受,成为处理碳酸岩油田渗流问题的强有力的数学模型。微循环中毛细血管网和组织间隙虽然和碳酸岩油田的基质和裂缝孔隙属性不同,但是它们都具备多孔介质的特性:孔径微小,比面很大。因此,同样地可以采用渗流力学中双重孔隙介质的思想进行处理。将毛细血管网视为一重连续介质,将组织间隙视为另一重连续介质。这两种连续介质都有自己的渗流速度及渗流压力。两重介质在空间中每一点根据 Starling 公式进行物质交换。应该着重指出的是和石油渗流不同,毛细血管渗流场的入口处必须和动脉相连,而出口处则必须和静脉相连。根据微循环的上述特性,我们提出处

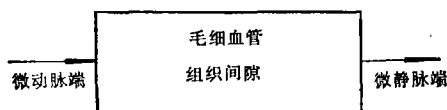


图 1

理毛细血管——组织间流体交换的一维双重孔隙介质模型。将毛细血管网和组织模型化为形如管道的双重多孔介质,管道的长度 L 取为毛细血管的平均长度,管道的横截面积 A 取为 V/L , 其中 V 为毛细血管和组织的总体

积。设血液自左流向右,则左端与微动脉相连,右端与微静脉相连。下面我们首先采用这个模型处理组织液不流动的情况。这个情况与 Oka 等人^[4]处理的情形完全一样。目的是通过与 Oka 的已知解进行比较,检验模型的合理性和可行性,然后再利用此模型处理组织液流动的情形。

二、不考虑组织液流动的情况

假设: 1. 毛细血管和组织组成双重孔隙介质; 2. 组织液不流动、组织液压力 p_i 和渗透压 π_i 皆为常数; 3. 血液渗流场的流动是一维定常的,且遵循达西定律; 4. 毛细血管和组织这两重介质在空间的每一点上都进行流体交换,且流体交换遵循 Starling 定律; 5. 血液渗流场的孔隙度,渗透率 k_b 及血液粘度 μ_b 都是常数。

在上述假设下, 血液流动的控制方程及边界条件为:

$$\frac{du}{dx} + K(p - p_a) = 0 \quad (2.1)$$

$$u = -m_b \frac{dp}{dx} \quad (2.2)$$

$$x = 0 \text{ 时: } p = p_a, \quad x = L \text{ 时: } p = p_v \quad (2.3)$$

其中 $p_a = p_s - \pi_s + \pi_b$, $m_b = \frac{k_b}{\mu_b}$ 称为血液的流量, p_a, p_v 分别为动脉端压力和静脉端压力.

将(2.2)式代入(2.1)式得压力 p 满足下列方程

$$\frac{d^2 p}{dx^2} - \lambda^2(p - p_a) = 0 \quad (2.4)$$

其中

$$\lambda = \sqrt{\frac{K}{m_b}}$$

很容易求出方程(2.4)满足边界条件(2.3)的解, 它是

$$p = (p_a - p_a) \frac{\text{sh}\lambda(L-x)}{\text{sh}\lambda L} + (p_v - p_a) \frac{\text{sh}\lambda x}{\text{sh}\lambda L} + p_a \quad (2.5)$$

将之代入(2.2)得

$$u = m\lambda(p_a - p_a) \frac{\text{ch}\lambda(L-x)}{\text{sh}\lambda L} - m\lambda(p_v - p_a) \frac{\text{ch}\lambda x}{\text{sh}\lambda L} \quad (2.6)$$

现考虑 λL 的大小. 在生理范围内取 $K \sim 10^{-8} \text{cm}^4/\text{g} \cdot \text{s}$, $k_b \sim 10^{-10} \text{cm}^2$, $\mu_b \sim 10^{-2} \text{g} \cdot \text{s}/\text{cm}^2$, $\lambda \sim 10^{-3} \text{m}$, 则 $\lambda L \sim 10^{-2} \ll 1$. 将(2.5)式中的 $\text{sh}\lambda(L-x)$, $\text{sh}\lambda x$ 及 $\text{sh}\lambda L$ 展成泰勒级数并忽略 λL 平方以上的项得问题的近似解为

$$p = p_a - \zeta \Delta p_{av} + \frac{1}{6} \frac{\mu_b K}{k_b} L^2 \Delta p_{av} \left[\left(1 - 3 \frac{\Delta p_a}{\Delta p_{av}}\right) \zeta + 3 \frac{\Delta p_a}{\Delta p_{av}} \zeta^2 - \zeta^3 \right] \quad (2.7)$$

$$u = \frac{k_b}{\mu_b} \frac{\Delta p_{av}}{L} \left\{ 1 + \frac{1}{2} \frac{\mu_b K}{k_b} L^2 \left[\left(\zeta - \frac{\Delta p_a}{\Delta p_{av}}\right)^2 - \left(\frac{\Delta p_a}{\Delta p_{av}}\right)^2 + \frac{\Delta p_a}{\Delta p_{av}} - \frac{1}{3} \right] \right\} \quad (2.8)$$

其中

$$p_a - p_a = \Delta p_a, \quad p_v - p_a = \Delta p_v, \quad p_a - p_v = \Delta p_{av}, \quad \zeta = x/L.$$

考虑每个横截面流体漏失量

$$Q_s = AK(p - p_a) = AK \Delta p_{av} \left(\frac{\Delta p_a}{\Delta p_{av}} - \zeta \right) \quad (2.9)$$

这里利用了公式(2.7), 并忽略了 $\lambda^2 L^2$ 的小量. 由(2.9)式可以看出, 当 $\Delta p_a / \Delta p_{av} < 0$, 即 $p_a < p_a$ 时, 毛细管全长都从组织吸收流体; 当 $\frac{\Delta p_a}{\Delta p_{av}} > 1$, 即 $p_v > p_a$ 时, 毛细管全长都向组织泄漏流体; 当 $0 < \frac{\Delta p_a}{\Delta p_{av}} < 1$ 时, 毛细管全长有吸收也有泄漏, 而且 Q_s 随 ζ 线性变化, 当 $\zeta = \Delta p_a / \Delta p_{av}$ 时, $Q_s = 0$, 当 $\zeta \leq \Delta p_a / \Delta p_{av}$ 时, $Q_s \geq 0$. Q_s 随 ζ 的分布画在图 2 上. 容易看出, $\Delta p_a / \Delta p_{av} = 1/2$ 时, 吸收和泄漏量相等. 分析速度的表达式

(2.8)式可以看出,速度随 ζ 的分布呈抛物线型,当 $\Delta p_a/\Delta p_{av} < 0$ 时, u 是单调上升的,当 $\Delta p_a/\Delta p_{av} > 1$ 时, u 单调下降。而当 $0 < \Delta p_a/\Delta p_{av} < 1$ 时, u 先下降而后上升。其图形如图3所示。 u 的变化趋势和上述流体漏泄情况完全一致。

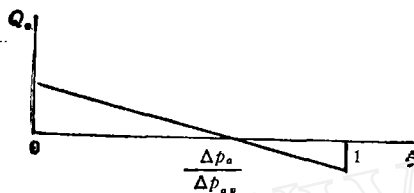


图 2

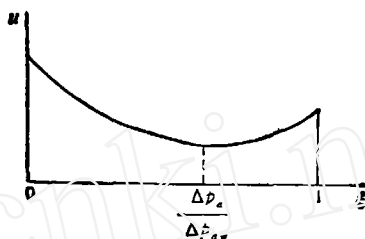


图 3

现计算整个毛细血管内流体的漏失量 M ,显然

$$M = L \int_0^1 Q_s d\zeta$$

将(2.9)式代入得

$$M = ALK \left(\Delta p_a - \frac{1}{2} \Delta p_{av} \right) - VK \left[\frac{1}{2} (p_a + p_v) - p_s \right]$$

定义 $p_m = \frac{1}{2} (p_a + p_v)$,即 p_m 是动脉端压力 p_a 和静脉端压力 p_v 的平均值,则上式可改写为

$$M = VK(p_m - p_s)$$

每单位体积的漏失量为

$$m = \frac{M}{V} = K(p_m - p_s) \quad (2.10)$$

以上结果与 Oka 等人^[4]的结果基本上完全一致,有力地说明了双重孔隙介质的模型是合理可行的。但是必须指出,本文和 Oka 等人的工作无论就模型,理论或出发点来说,都有很大的不同。Oka 的工作是单管的,而本文则是毛细血管全体;Oka 处理血管流动采用传统 Navier-Stokes 方程,而本文则采用渗流方程。

采用双重孔隙介质处理不考虑组织液流动时毛细血管和组织之间的流体交换取得了成功,这个成功鼓舞我们进一步考虑组织液流动情况。

三、考虑组织液流动的情形

假设: 1. 流动是一维定常的; 2. 血液和组织液渗流场中的流动都遵循达西定律; 3. 毛细血管与组织之间的物质交换遵循 starling 定律,而且交换在空间中每一点上进行,其中交换系数 K_f ,组织液渗透压 π ,及血液渗透压 π_b 皆为常数。此时方程组及边界条件为

$$\frac{du_b}{dx} + K_f(p_b - p_t - \pi_b + \pi_t) = 0 \quad (3.1)$$

$$\frac{du_t}{dx} - K_f(p_b - p_t - \pi_b + \pi_t) = 0 \quad (3.2)$$

$$u_b = -m_b \frac{dp_b}{dx} \quad (3.3)$$

$$u_i = -m_i \frac{dp_i}{dx} \quad (3.4)$$

$$x=0 \text{ 时: } p_b = p_{b_a}, u_i = 0 \quad (3.5)$$

$$x=L \text{ 时: } p_b = p_{b_v}, u_i = 0. \quad (3.6)$$

其中下标 b 和 i 分别代表血液和组织, $m_b = k_b/\mu_b$, $m_i = k_i/\mu_i$, k_b, k_i, μ_b, μ_i 分别为血液和组织液在介质中的渗透率及粘度. p_{b_a}, p_{b_v} 分别是血液在动脉端和静脉端的压力.

方程组(3)是确定 u_b, u_i, p_b, p_i 的常微分方程组, 容易求出它们的解是:

$$p_b = \frac{m_i}{m_b + m_i} \left\{ \left[p_a^{bt} \frac{\text{sh}\lambda(L-x)}{\text{sh}\lambda L} + p_v^{bt} \frac{\text{sh}\lambda x}{\text{sh}\lambda L} \right] + (p_a^{bt} - p_v^{bt}) \frac{x}{L} - p_a^{bt} \right\} - (p_{b_a} - p_{b_v}) \frac{x}{L} + p_{b_a} \quad (3.7)$$

$$p_i = -\frac{m_b}{m_b + m_i} \left\{ \left[p_a^{bt} \frac{\text{sh}\lambda(L-x)}{\text{sh}\lambda L} + p_v^{bt} \frac{\text{sh}\lambda x}{\text{sh}\lambda L} \right] + (p_a^{bt} - p_v^{bt}) \frac{x}{L} - p_a^{bt} \right\} - (p_{i_a} - p_{i_v}) \frac{x}{L} + p_{i_a} \quad (3.8)$$

$$u_b = \frac{m_b m_i}{m_b + m_i} \left\{ \left[\lambda p_a^{bt} \frac{\text{ch}\lambda(L-x)}{\text{sh}\lambda L} - \lambda p_v^{bt} \frac{\text{ch}\lambda x}{\text{sh}\lambda L} \right] - \frac{p_a^{bt} - p_v^{bt}}{L} \right\} + \frac{m_b}{L} (p_{b_a} - p_{b_v}) \quad (3.9)$$

$$u_i = -\frac{m_b m_i}{m_b + m_i} \left\{ \left[\lambda p_a^{bt} \frac{\text{ch}\lambda(L-x)}{\text{sh}\lambda L} - \lambda p_v^{bt} \frac{\text{ch}\lambda x}{\text{sh}\lambda L} \right] - \frac{p_a^{bt} - p_v^{bt}}{L} \right\} + \frac{m_i}{L} (p_{i_a} - p_{i_v}) \quad (3.10)$$

其中

$$p_a^{bt} = p_{b_a} - p_{i_a} - \pi_b + \pi_i, \quad p_v^{bt} = p_{b_v} - p_{i_v} - \pi_b + \pi_i, \quad \Delta p_{av}^{bt} = p_a^{bt} - p_v^{bt}$$

$$\lambda = \sqrt{k_i \frac{m_b + m_i}{m_b m_i}}$$

p_{i_a}, p_{i_v} 是 $x=0, x=L$ 处组织液的待定压力. 利用边界条件 $x=0, L$ 时, $u_i=0$ 及 u_b, u_i 的表达式(3.9)(3.10)可以得到两个确定 p_{i_a}, p_{i_v} 的方程, 解之得:

$$p_{i_a} = p_{b_a} - \pi_b + \pi_i - \frac{(m_b + m_i) \text{sh}\lambda L}{2m_i \text{sh}\lambda L + m_b \lambda L(1 + \text{ch}\lambda L)} (p_{b_a} - p_{b_v})$$

$$p_{i_v} = p_{b_v} - \pi_b + \pi_i + \frac{(m_b + m_i) \text{sh}\lambda L}{2m_i \text{sh}\lambda L + m_b \lambda L(1 + \text{ch}\lambda L)} (p_{b_a} - p_{b_v}) \quad (3.11)$$

现分析 λL 的大小. 若取 $K_f \sim 10^{-8} \text{cm}^4/\text{g} \cdot \text{s}$, $L \sim 10^{-2} \text{cm}$, $k_b \sim 10^{-10} \text{cm}^2$, $\mu_b = 10^{-2} \text{g} \cdot \text{s}/\text{cm}^2$, $k_i \sim 10^{-12} \text{cm}^2$, $\mu_i \sim 10^{-2} \text{g} \cdot \text{s}/\text{cm}^2$, 则

$$\lambda L = \sqrt{K_f \frac{m_b + m_i}{m_b m_i}} L \sim 10^{-1} < 1.$$

将(3.7)–(3.10)中的双曲函数展开成泰勒级数并忽略 $\lambda^2 L^2$ 以上的项得问题的近似解为

$$p_b = p_{b_a} - \zeta \Delta p_{b_{av}} + \frac{1}{6} \frac{\mu_b K_f}{k_b} L^2 \Delta p_{av}^{bt} \left[\left(1 - 3 \frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} \right) \zeta + 3 \frac{p_v^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} \zeta^2 - \zeta^3 \right]$$

$$\begin{aligned}
 u_b &= m_b \frac{\Delta p_{bav}}{L} + \frac{L}{2} K \Delta p_{av}^{bt} \left[\left(\zeta - \frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} \right)^2 - \left(\frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} \right)^2 + \frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} - \frac{1}{3} \right] \\
 p_i &= p_{ia} - \zeta \Delta p_{iav} - \frac{1}{6} \frac{\mu_i K_i}{k_i} L^2 \Delta p_{av}^{it} \left[\left(1 - 3 \frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} \right) \zeta + 3 \frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} \zeta^2 - \zeta^3 \right] \\
 u_i &= m_i \frac{\Delta p_{iav}}{L} - \frac{L}{2} K \Delta p_{av}^{bt} \left[\left(\zeta - \frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} \right)^2 - \left(\frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} \right)^2 + \frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} - \frac{1}{3} \right]
 \end{aligned} \quad (3.12)$$

每个横截面流体的漏失量为

$$Q_v = AK_f(p_b - p_i - \pi_b + \pi_i)$$

将(3.12)式的 p_b, p_i 表达式代入并略去 $\lambda^2 L^2$ 小量得

$$Q_v = AK_f(p_a^{it} - \zeta \Delta p_{av}^{it}) = AK_f \Delta p_{av}^{it} \left(\frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} - \zeta \right) \quad (3.13)$$

可见当 $p_a^{bt}/\Delta p_{av}^{bt} < 0$ 时沿整个毛细血管, 血液从组织液吸收流体, 当 $p_a^{bt}/\Delta p_{av}^{bt} > 1$ 时沿整个毛细血管, 血液向组织液漏泄流体. 而当 $0 < p_a^{bt}/\Delta p_{av}^{bt} < 1$ 时, 则部分管段吸收, 部分管段漏泄, 由(3.18)看出, 漏失量沿 x 方向是线性分布的. 当 $\zeta = p_a^{bt}/\Delta p_{av}^{bt}$ 时, $Q_v = 0$, 吸收, 漏泄平衡.

现计算整个毛细血管流体的净漏失量

$$\begin{aligned}
 M &= L \int_0^1 Q_v d\zeta = VK_f \Delta p_{av}^{it} \left(\frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} - \frac{1}{2} \right) - VK_f \left[\frac{1}{2} (p_a^{bt} + p_v^{bt}) \right] \\
 &\quad - VK_f \left[\frac{1}{2} (p_{ba} + p_{bv}) - \frac{1}{2} (p_{ia} + p_{iv}) - \pi_b + \pi_i \right]
 \end{aligned}$$

引进血液和组织液的平均压力

$$\bar{p}_b = \frac{1}{2} (p_{ba} + p_{bv}), \quad \bar{p}_i = \frac{1}{2} (p_{ia} + p_{iv})$$

上式可写为

$$M = VK_f [\bar{p}_b - \bar{p}_i - \pi_b + \pi_i] \quad (3.14)$$

单位体积的净漏失量则为

$$m = M/V = K_f (\bar{p}_b - \bar{p}_i - \pi_b + \pi_i) \quad (3.15)$$

公式(3.15)是组织液不流动时公式(2.10)的自然推广.

分析(3.12)式可知血液压力和组织液压力沿 x 方向基本上是线性下降的, 而血液流速和组织液流速则是抛物分布的, 它们在 $\zeta = p_a^{bt}/\Delta p_{av}^{bt}$ 处分别达到极小值和极大值. 应该指出, $u_b + u_i$ 沿 x 方向是不变的, 以维持质量守恒.

将(3.11)式中的 $\text{sh} \lambda L$, $\text{ch} \lambda L$ 泰勒展开并略去 $\lambda^2 L^2$ 以上的小量后有

$$\begin{aligned}
 p_{ia} &= p_{ba} - \pi_b + \pi_i - \frac{1}{2} \left(1 - \frac{1}{12} \frac{K_f}{m_i} L^2 \right) (p_{ba} - p_{bv}) \\
 p_{iv} &= p_{bv} - \pi_b + \pi_i + \frac{1}{2} \left(1 - \frac{1}{12} \frac{K_f}{m_i} L^2 \right) (p_{ba} - p_{bv})
 \end{aligned} \quad (3.16)$$

由此很容易推出

$$\bar{p}_i = \bar{p}_b - \pi_b + \pi_i \quad (3.17)$$

及

$$\frac{p_a^{bt}}{\Delta p_{av}^{bt}} = \frac{1}{2} \quad (3.18)$$

$$\Delta p_{av}^{bt} = \left(1 - \frac{1}{12} \frac{K_f}{m_s} L^2\right) \Delta p_{av} \quad (3.19)$$

将(3.16)~(3.19)代入(3.12)~(3.15)得方程(3.1)~(3.4)在边界条件(3.5)~(3.6)下的近似解。

压力、速度及 $Q_v(\xi)$ 的分布图画在图 4~图 8 中。具有特征意义的是: $\xi = \frac{1}{2}$ 时, $Q_v = 0$, 且 u_b 及 u_s 达到极大值和极小值。总漏失量在考虑到(3.16)式后为

$$m = K_f(\bar{p}_b - \bar{p}_s - \pi_b + \pi_s) = 0 \quad (3.20)$$



图 4

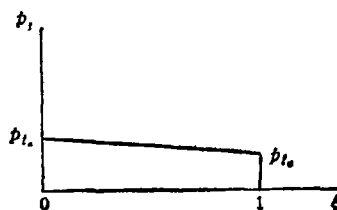


图 5

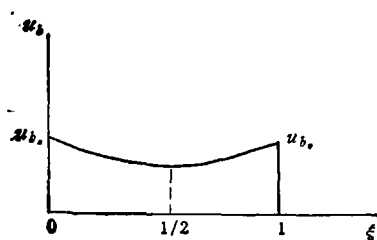


图 6

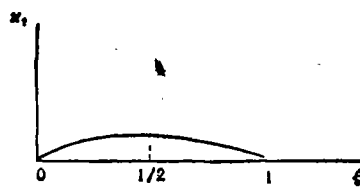


图 7

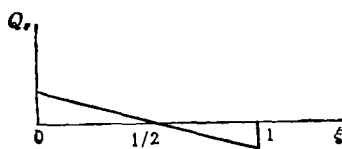


图 8

这是显然的, 因为组织两端无流体流进流出, 问题中也不考虑淋巴组织, 于是根据质量守恒定律必然有(3.20)式的结果。

四、结 论

1. 本文提出的双重孔隙介质模型和理论通过与已知的 Oka 的结果比较, 说明适用于微循环问题, 模型合理可行。

2. 本模型处理微循环整体问题, 对于处理血液-组织双重系统或多重系统的物质交换

问题尤为有效。它不存在已有单管理论中边界条件不匹配的困难, 预期可广泛用于其他微循环问题。本模型处理血管-组织-淋巴问题的结果将另文发表。

参 考 文 献

- [1] Oka, S and Murata, A theoretical study of the flow of blood in a capillary with permeable wall, The 17th Rheology Symposium, Sapporo, Japan. *J. Appl. Phys.*, 9(1960), 345.
- [2] Apelblat, A., Katchalsky, A. K. and Silberberg, A., A mathematical analysis of capillary-tissue fluid exchange, *Biorheology*, 11, 1.
- [3] Wiederhielm, C. A., Dynamics of transcapillary fluid exchange, *J. Gen. Physiol.*, 52, suppl. pt. 2, 295
- [4] An, K. and Salathe, E. P., The effect of variable capillary radius and filtration coefficient on fluid exchange, *Biorheology*, 13, 367.
- [5] Баренблатт Г. И., Желтоб. Ю. П., Об основных уравнениях фильтрации однородных жидкостей в трещиноватых породах, *ДАН СССР*, т. 132, № 3(1960).

THE DOUBLE POROSITY MEDIUM MODEL FOR THE MASS TRANSFER BETWEEN CAPILLARY AND TISSUE

Wu Wangyi Shi Changchun Wang Lu

(Department of Mechanics, Peking University)

Abstract In this paper the double porosity medium model is proposed to study the mass transfer between capillary and tissue. In the case of quiescent tissue liquid our results exactly coincide with the Oka and Murata's ones, which shows present model is reasonable and practical. The case of moving tissue liquid is further considered in this paper and the corresponding exact solution is obtained. The water net leakage formula obtained by Oka et al is generalized to the case of moving tissue liquid.

Key words fluid exchange, capillary, moving tissue liquid, medium model