

Практична робота № 7

Резистивна модель гемодинаміки при змінах просвіту судин

Гемодинамічні показники кровотоку визначаються біофізичними параметрами всієї серцево-судинної системи в цілому, а саме власними характеристиками серцевої діяльності (наприклад ударним обсягом крові), структурними особливостями судин (їхнім радіусом і еластичністю) і безпосередньо властивостями самої крові (в'язкістю).

У даній роботі розглядаються моделі руху крові як у нормі, так і при деяких порушеннях у серцево-судинній системі, до яких, зокрема, можна віднести звуження судин (наприклад при утворенні в них тромбів), зміну в'язкості крові.

Модель Франка враховувала гідравлічний опір і еластичність судин (в електричному аналогу – ємність конденсатора). У ряді випадків можна спростити модель і не враховувати еластичність судин.

Ціль роботи:

Використовуючи чисто резистивні моделі, розглянемо зміни гемодинамічних показників системи при:

1. Звуженні просвіту судини, що передує розгалуженій ділянці, наприклад при утворенні в ньому тромбу.
2. Звуження просвіту судини (утворенні тромбу) в одній із дрібних судин розгалуженого відділу кровоносної системи.
3. Зміні в'язкості крові.

Література:

1. Антонов В.Ф.н ін. Біофізика.-М.: Владос, 2000. ;
2. Ремізів А.Н. Медична й біологічна фізика. М. - Высш.школа.1996.
3. Владимиров Ю.А. і ін. Біофізика. М.: Медицина, 1983.
4. Даний посібник.

Підготовка до роботи

Повторити зі шкільного курсу:

Закон Ома для повного ланцюга та для ділянки ланцюга.

Вивчити по рекомендованій літературі наступні питання:

1. Основні гемодинамічні показники, їх визначення та одиниці виміру.
2. Закон Пуазейля. Рівняння нерозривності струменя.
3. Еквівалентні електричні схеми серцево-судинної системи при локальному звуженні судин. Завдання моделювання. Види моделей. Адекватність і границі застосованості моделі.

Теоретичні відомості

Для математичного опису розподілу тиску та швидкості кровотоку в цих випадках необхідно спростити систему. Тому введемо наступні доповнення:

- а) параметри системи не змінюються в часі;
- б) еластичність судин не враховується;
- в) не враховуються пульсації тиску в різні фази серцевого циклу, мова буде йти про середній тиск;
- г) потік рідини ламінарний.

Для дослідження поведінки системи застосуємо електричну чисто резистивну модель, тобто аналогову модель, що враховує тільки стаціонарні режими плинку й не враховує перехідні процеси (процеси встановлення плинку). У цьому випадку плин крові по судинах буде моделюватися електричним струмом у ланцюзі з активних опорів.

Уведемо еквівалентні величини (рис. 7.1);

Сила струму у всьому ланцюгу $I_0 = Q_0$ об'ємна швидкість кровотоку у всій системі.

Падіння напруги U – падіння тиску ΔP уздовж судини на опорі.

Електричний потенціал φ - тиск P у перетині судини.

ЕРС джерела $\varepsilon = P_c$ середній тиск на початку аорти.

Опір R – W гідравлічний опір ділянок ab або cd .

Опір r – w гідравлічний опір ділянки bc до його звуження.

Опір r' – w' гідравлічний опір ділянки bc при його звуженні.

Опір $r_n = w_n$ гідравлічний опір наступного судинного русла.

Опір $r_0 = w_0$ гідравлічний опір попереднього судинного русла.

В основу математичної моделі покладений закон Пуазейля, умова нерозривності струменя й закон Ома.

1. Звуження великої судини (наприклад, при утворенні в ній тромбу), рис. 7.1 а,

На рис. 7.1 б наведена еквівалентна електрична схема.

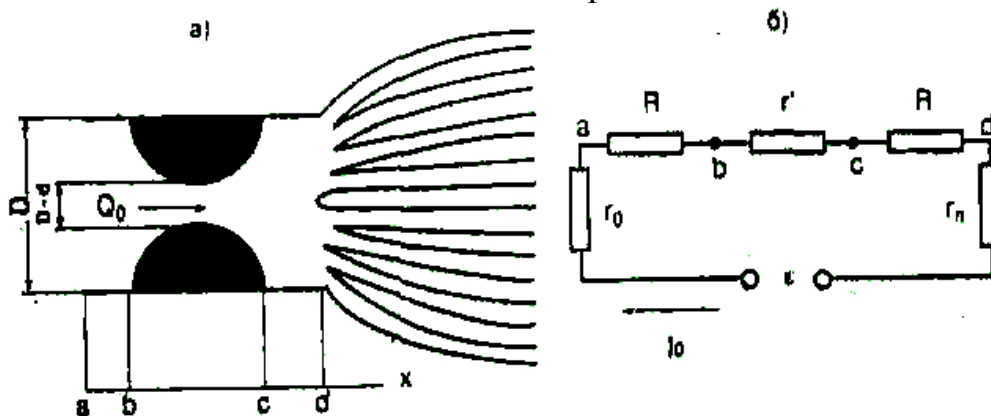


Рисунок 7.1. – Локальне звуження великої судини (а) і її еквівалентна схема (б)

Оскільки опір ділянки bc зріс, то зміниться (збільшиться) $\text{grad } P$ на цій ділянці. Тоді графік зміни тиску може виглядати в такий спосіб (рис. 7.2.крива 2), якщо $Q_0 = \text{const}$.

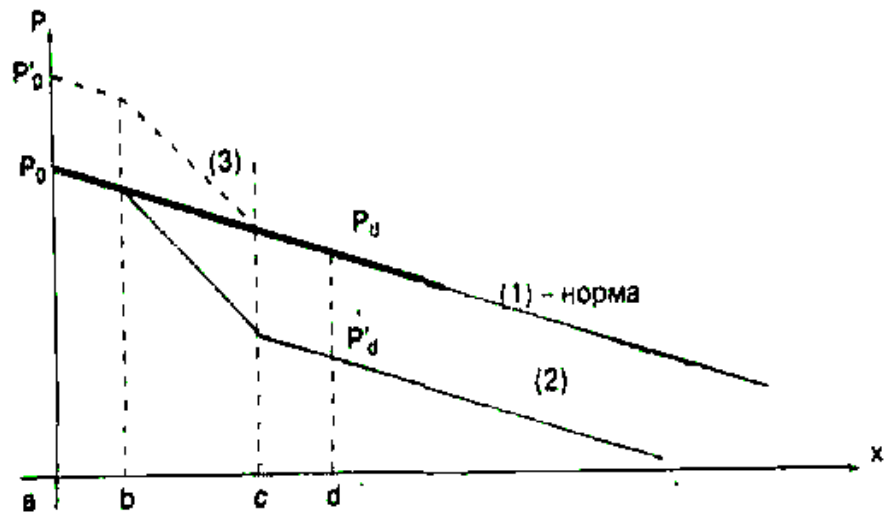


Рисунок 7.2. — Зміна падіння тиску при нормальному звуженні великої судини

У цьому випадку тиск у точці d зменшиться: $P'_d \ll P_d$. Отже до наступних судин кров прийде під меншим тиском, що може вплинути, наприклад, на фільтраційно-реабсорбційні процеси в капілярах.

Однак, для того щоб залишити тиск у точці d тим же самим, серце може викидати кров в аорту під більшим тиском P'_0 (крива 3).

Виходячи з еквівалентної електричної схеми з урахуванням закону Пуазейля:

$$\begin{cases} \text{Судина } ad \text{ без звуження} & P_0 - P = (2W + w)Q_0, \\ \text{Судина із тромбом} & P'_0 - P = (2W + w')Q_0 \end{cases}$$

де P_0 — тиск у т. а, коли звуження відсутнє; P — тиск у т. b;

P'_0 — тиск у т. а при звуженні;

$$w = \frac{8\eta l}{\pi(D/2)^4}, \quad w' = \frac{8\eta l}{\pi((D-d)/2)^4}$$

$$W = \frac{8\eta L}{\pi(D/2)^4}$$

Тоді

$$P_0' = P_0 + \frac{P_0(w' - w)}{2W + w} = P_0 \frac{(2 + \frac{w'}{W})}{2 + \frac{w}{W}}$$

$$\Delta P_{ab} = \Delta P_{cd} = Q_0 W = \frac{P_0}{2 + \frac{w}{W}},$$

$$\Delta P_{bc} = Q_0 w' = \frac{P_0 w'}{2W + w} = \frac{P_0 \cdot \frac{w'}{W}}{2 + \frac{w}{W}}$$

Тут l – довжина ділянки bc ; L – довжина ділянки ab , D – діаметр просвіту судини в точці a ; d – зміна просвіту; $(D-d)$ – діаметр просвіту в зоні звуження.

Графіки зміни тиску уздовж великої судини представлені на рис. 7.3.

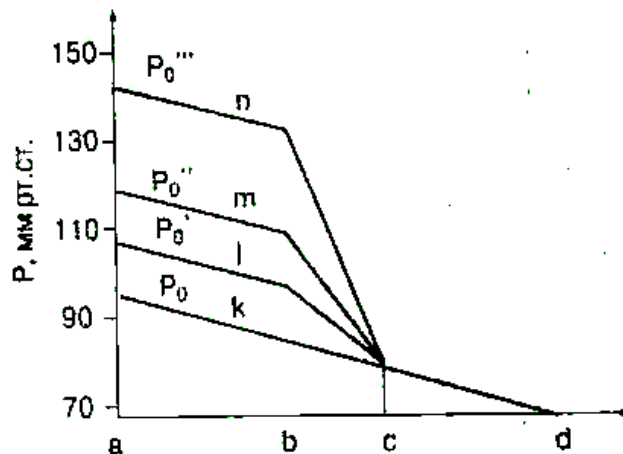


Рисунок 7.3. – Розподіл тисків уздовж великої посудини для різних d/D (для ліній k, l, m, n відношення d/D дорівнює 0; 0,1; 0,25; 0,4 відповідно)

2. Звуження одного із дрібних судин розгалуженої системи (виникнення в ньому тромбу), рис.7. 4. Число паралельно,з'єднаних судин $n > 10$.

На рис. 7.4 представлена еквівалентна електрична схема.

Тому що загальний гідравлічний опір системи неушкоджених судин істотно менше, ніж гідравлічний опір судини із тромбом, то $r_3 \ll 2R + r'$.

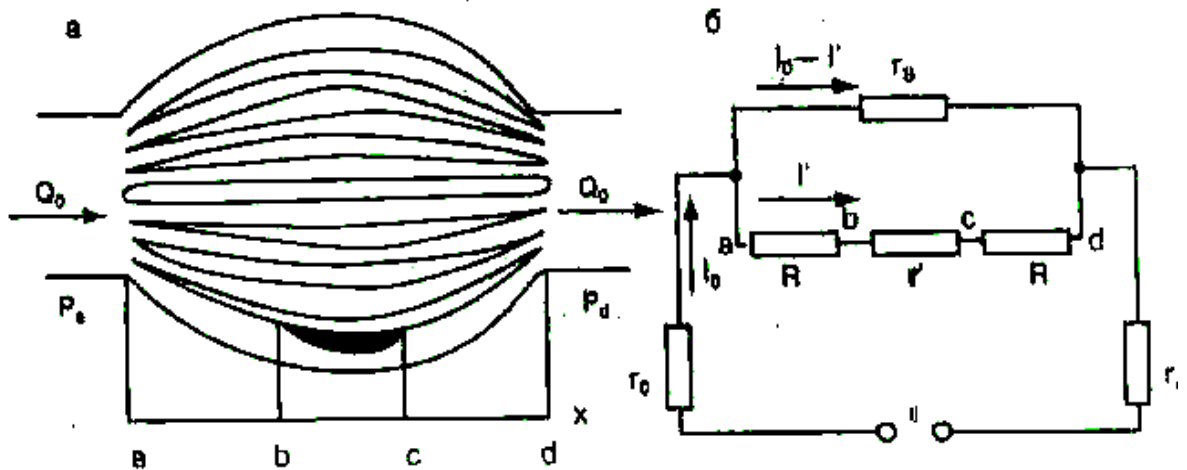


Рисунок 7.4. – Локальне звуження дрібної судини (а) і еквівалентна електрична схема (б)

До звуження загальний еквівалентний опір ділянки ad; $R_{общ} = r_c / n$ (r_c – еквівалентно гідралічному опору однієї судини без звуження). Після звуження $R_{общ} \approx r_c / (n-1)$.

Оскільки $\frac{r_c}{n-1} \approx \frac{r_c}{n}$, при $n > 10$, то можна вважати, що загальний опір

системи не змінився. Отже струм I_0 у ланцюзі в цілому й падіння напруги ($P_a - P_d$) на ділянці ad залишилися без змін. У той же час відбувся перерозподіл струму між опорами (і відповідно кровотоку між судинами: більша частина потоку потекла в неушкоджені судини). Змінився характер падіння тиску уздовж uszkodженої судини: у зв'язку зі збільшенням гідралічного опору збільшилося ΔP уздовж звуженої ділянки й зменшилося ΔP до й після нього через зменшення кровотоку в uszkodженій судині. Розрахуємо падіння тиску й об'ємну швидкість кровотоку:

а) Розподіл тиску.

Виходячи із закону Ома й еквівалентної схеми (рис. 7.4б) можна одержати:

Напруга

$$U_{ab} = U_{cd} = \frac{U_{ad}}{2 + \frac{r'}{R}}$$

$$U_{bc} = \frac{U_{ad} \frac{r'}{R}}{2 + \frac{r'}{R}}$$

Падіння тиску

$$\Delta P_{ab} = \Delta P_{cd} = \frac{P_a - P_d}{2 + \frac{w'}{W}}$$

$$\Delta P_{bc} = \frac{(P_a - P_d) \cdot \frac{w'}{W}}{2 + \frac{w'}{W}}$$

Розподіл тиску уздовж судини, у якій відбулося локальне звуження, розраховане по виведеним вище формулах, представлено на рис. 7.5.

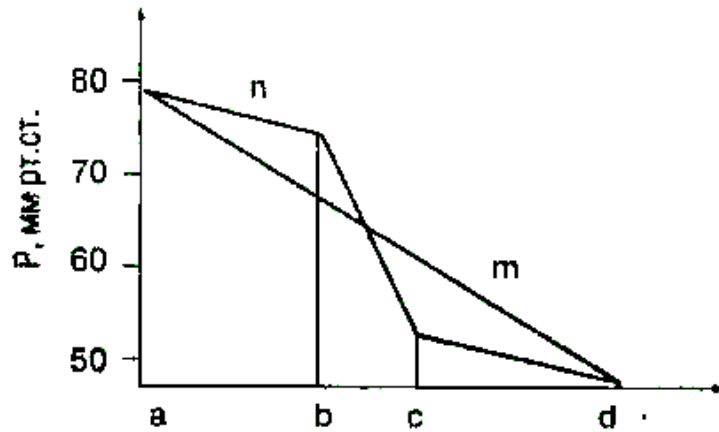


Рисунок 7.5. – Зміна падіння тиску при локальному звуженні дрібної судини

б) Об'ємна швидкість кровотоку.

Уведемо величини:

Q_0 - об'ємна швидкість кровотоку до й після розгалуження (у т. а та d),

q_0 - об'ємна швидкість кровотоку в кожній з неушкоджених судин (коли немає звуження судини),

q - об'ємна швидкість кровотоку в кожній з неушкоджених судин (коли відбулося локальне звуження однієї судини),

q' - об'ємна швидкість кровотоку в судині, просвіт якої змінився.

Під час відсутності звуження вважаємо всі судини однаковими.

У цьому випадку кровоток розподіляється рівномірно по судинах:

$$q_0 = \frac{Q_0}{n}$$

В ушкодженій судині швидкість кровотоку зменшується (рис. 7.6):

$$q' = q_0 \cdot \frac{(2 + w/W)}{(2 + w'/W)}$$

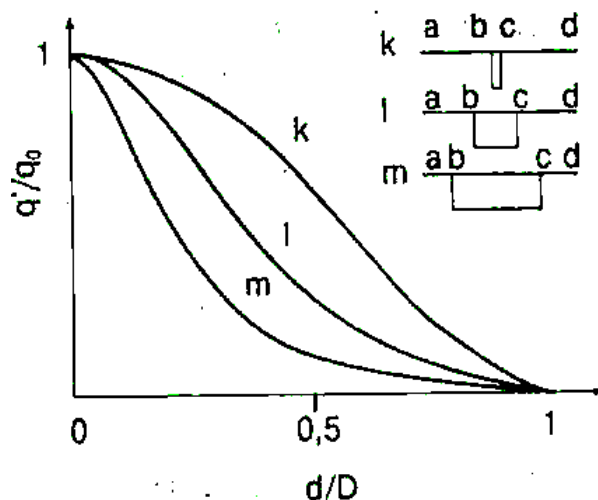


Рисунок 7.6. – Залежність швидкості кровотоку від співвідношення діаметра тромбу й просвіту судини при різній довжині області звуження

3. Зміна в'язкості крові.

Перепад тиску (а отже $\text{grad } p$) у судині змінюється, якщо змінюється в'язкість крові; зі збільшенням в'язкості він лінійно росте;

$$\text{grad } P = \eta \frac{8Q}{\pi R^4}.$$

На рис.7.7 наведений розподіл тиску уздовж судини в нормі й при деяких захворюваннях.

У результаті на виході з даної судини тиск зміниться:

$$P_1 \neq P_2, \quad P_3 \neq P_2$$

що може привести до зміни гемодинамічних параметрів уздовж наступних судин.

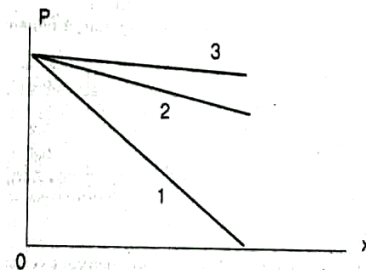


Рисунок 7.7. – Розподіл тиску уздовж посудини для різної в'язкості крові: $\eta_1 \neq \eta_2 \neq \eta_3$

Таким чином, математичне й аналогове моделювання дозволяє встановити й описати деякі закономірності, властиві гемодинамічних процесів у серцево-судинній системі,

Виконання роботи

Завдання 1. Проаналізуйте розподіл гемодинамічних показників при локальному звуженні великої судини.

Для цього:

1. Складіть еквівалентну електричну схему. Зіставте гемодинамічні та електричні величини.
2. Розрахуйте падіння тиску на ділянках ланцюга.
3. Побудуйте графіки $P(x)$ уздовж судини при заданих параметрах.
4. Дайте відповідь на питання:
 - а) Як зміниться тиск крові на початку мікросудини, якщо тиск, під яким серце викидає кров в аорту, залишилося б тим же? Чому?
 - б) Як зміняться градієнти тиску на ділянках ab, bc, cd? Чому?
 - в) Як це вплине на фільтраційно-реабсорбційні процеси в капілярі?
 - г) На скільки повинен збільшитися тиск у точці a, щоб тиск у точці cd залишився без змін?

Варіанти зміни параметрів локальної області звуження представлені в таблиці:

Параметри	$P_0,$	l/L	d/D
1 система	120	0,2	0
2 система	120	0,2	0,2
3 система	120	0,2	0,4

Завдання 2. Проаналізуйте розподіл гемодинамічних показників, при локальному звуженні мікросудини.

Для цього:

1. Складіть еквівалентну електричну схему розгалуженої системи судин. Зіставте гемодинамічні і електричні показники.

2. Побудуйте графіки $P(x)$ уздовж мікросудини для заданої системи параметрів.

3. Дайте відповідь на питання:

а) Чому тиску в точках а та d практично не міняється?

б) Як зміняться градієнти тиску на ділянках ab, bc і cd ? Чому?

в) Яким чином поява звуження в мікросудині може вплинути на фільтраційно-реабсорбційні процеси в капілярі? Чи впливає місце розташування тромбу (на початку судини або на його кінці) на цей ефект?

4. Побудуйте графік зміни об'ємної швидкості кровотоку залежно від параметрів області звуження. Проаналізуйте вплив параметрів локальної області звуження на об'ємну швидкість кровотоку в ушкодженій судині. Чи вплине зменшення її на обмінні процеси в капілярі?

Варіанти зміни параметрів локальної області звуження представлені в таблицях:

Для розрахунку тиску:

Параметри	$P_0,$	l/L	d/D
1 система	80	0,2	0,1
2 система	80	0,2	0,3
3 система	80	0,2	0,7

Для розрахунку швидкості кровотоку:

l/L 0,05 0,1 0,2 0,4 0,8

Завдання 3. Проаналізуйте вплив в'язкості крові на розподіл $P(x)$:

Побудуйте графік $P(x)$ для різних значень в'язкості крові

$\eta = 0,005$ Па с (норма), $\eta = 0,015$ Па с (поліцитемія),

$\eta = 0,0025$ Па с (анемія).

Як зміниться градієнт тиску? Чому?

Яким чином зміна в'язкості крові може вплинути на обмінні процеси в капілярі?