

Вважатимемо, що судина має форму циліндра. Введемо циліндричні координати віссю z , що збігається з віссю циліндра, радіальну координату позначимо через r .

Розглядатимемо кров як ідеальну нестисливу рідину. Відповідно рівняння руху є рівняння Ейлера (див. на пр. [4] та ін.)

$$\rho \frac{\partial v_z}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial z}, \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial v_r}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial r}, \quad (2)$$

де ρ - густина, t - час, p - тиск, v_z та v_r - осьова та радіальна компоненти швидкості, відповідно.

Умова нестисливості має вигляд (див., напр. [4] та ін.)

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial(r v_r)}{\partial r} = 0 \quad (3)$$

Діаметр судини суттєво менший за довжину хвилі. Це дозволяє скористатись теорією довгих ліній (див. напр. [5] та ін.), згідно з якою розв'язок рівняння (1) має вигляд

$$v_z = v_z \left(t - \frac{z}{c} \right), \quad (4)$$

де c - швидкість поширення хвилі

Підставляючи рівність (4) в умову (3) та інтегруючи по r , отримуємо формулу

$$v_r = \frac{r}{2c} \frac{\partial v_z}{\partial t} \quad (5)$$

Позначимо через u_r радіальне зміщення. За визначенням

$$v_r = \frac{\partial u_r}{\partial t} \quad (6)$$

Підставляючи рівність (6) у формулу (5) та інтегруючи по t , маємо

$$u_r = \frac{r}{2c} v_z \quad (7)$$

Позначимо через b внутрішній радіус судини, а через u_b радіальне зміщення стінки судини. Згідно з формулою (7) запишемо

$$u_b = \frac{b}{2c} v_z \quad (8)$$

Позначимо через ΔS зміну площі поперечного перерізу судини при поширенні пульсової хвилі. Ця зміна визначається очевидною формулою

$$\Delta S = 2\pi b u_b \quad (9)$$

Підставляючи u_b з формули (9) в (8), маємо

$$\frac{v_z}{\Delta S} = \frac{c}{\pi b^2} \quad (10)$$

Згідно з рівністю (10) при поширенні пульсової хвилі в судинні нескінченної довжини відношення $v_z/\Delta S$ мусить залишатися сталим. У такій ситуації відбиті хвилі відсутні: існує тільки одна – первина хвиля. То ж рівність (10) слід розглядати як умову, за якої відбиті хвилі відсутні. Ця умова підказує ідею експерименту, який слід поставити, щоб перевірити, чи впливають відбиті хвилі на кровоток у реальній судині, яка має нескінченну дожину.

За цією умовою необхідно для вибраної судини одночасно вимірювати залежність v_z та ΔS від часу. Якщо виявиться, що протягом часу вимірювань відношення $v_z/\Delta S$ залишається сталим, то це означатиме, що відбиті хвилі практично не впливають на кровоток у даній судині: сталість відношення $v_z/\Delta S$ свідчить про те, що кровоток фактично являє собою тільки первинну хвилю.



Рис. 1. Зображення аорти, отримане за допомогою SSFP послідовності на МР-томографі. Білою лінією позначено площу сканування фазово-контрастної послідовності.

Експериментальні результати

Виміри були проведені на грудній аорті за допомогою магніторезонансного томографа (МРТ) Toshiba Vantage Titan 1.5T. На рис. 1 наведене МРТ - зображення грудної аорти пацієнта, яке дозволяє визначити вісь аорти та спланувати наступне фазово-контрастне дослідження (див. рис. 2), за допомогою якого визначається швидкість та об'єм кровотоку в досліджуваній площині.

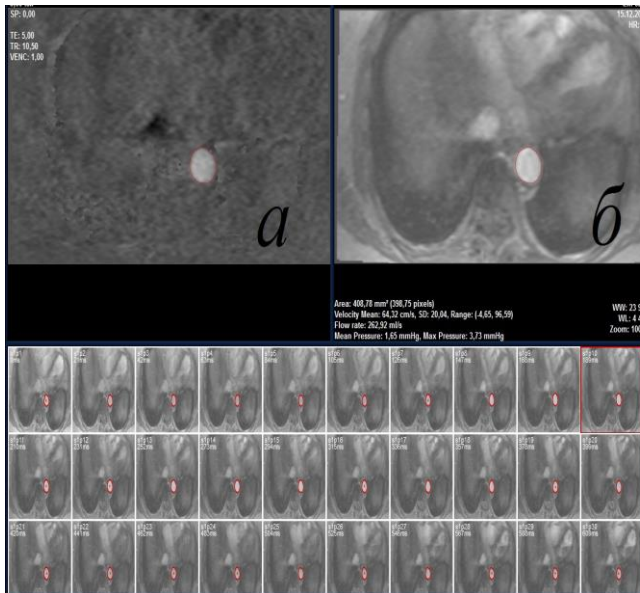


Рис. 2. Постпроцесінг фазово-контрастних зображень: зображення поперечного перерізу грудної аорти (*а* - фазово контрастне зображення; *б* - анатомічна реконструкція).

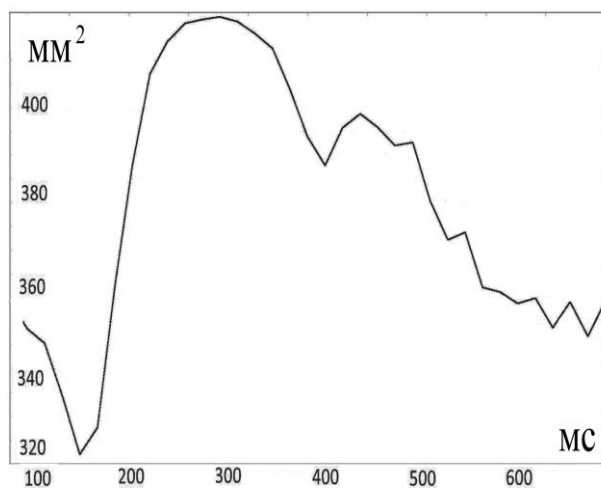


Рис. 3. Залежність площі поперечного перерізу ΔS аорти на рівні діафрагми від часу.

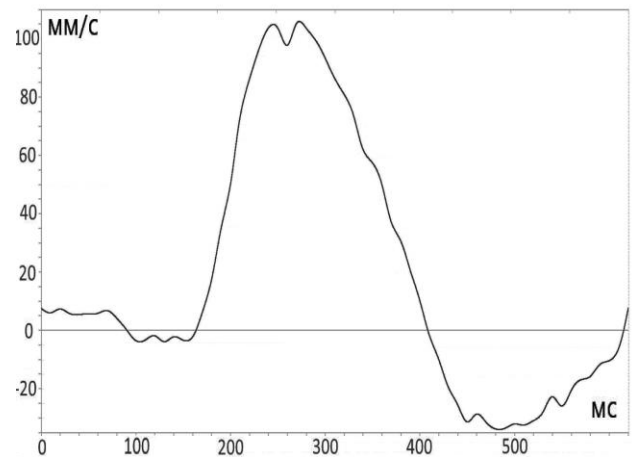


Рис. 4. Залежність швидкості V_z від часу для аорти на рівні діафрагми.

При проведенні комп'ютерної обробки во-контрастних зображення (напр. [6]) у рамному пакеті Q Flow отримані залежності $i \Delta S$ від часу, які наведені на рис. 3 та 4, відповідно. Залежність відношення $v_z/\Delta S$ асу представлена на рис. 5.

Як видно з рис. 5, у межах похибки

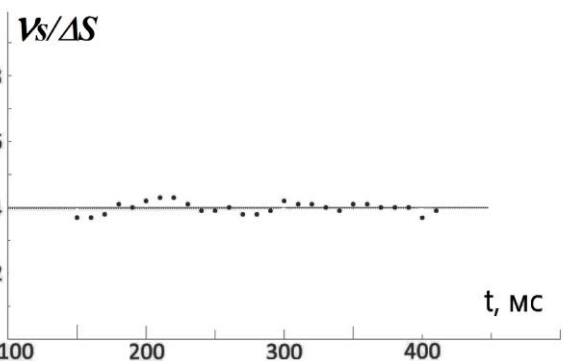


Рис. 5. Залежність відношення $v_z/\Delta S$ від часу для аорти.

експерименту відношення $v_z/\Delta S$ можна вважати сталим.

Висновки

Пульсова хвиля при своєму поширенні в судині, взаємодіючи із перешкодами, утворює відбиті хвилі. Із проведеного експерименту випливає, що характеристики пульсової хвилі співпадають із характеристиками хвилі в судині нескінченної довжини. Цей факт означає, що відбиті хвилі практично не впливають на форму пульсової хвилі, і свідчить про інтенсивне згасання відбитої хвилі.

Список використаних джерел

1. Шмидт Р. Физиология человека: В 3-х томах. Т. 1: 3-е изд. / Шмидт Р., Тевс Г - М.: Мир, - 2005. - 323 с.
2. Физиология человека / Под ред. Покровского В.М., Коротько Г.Ф.: 2-е изд., перераб. и доп. - М.: Наука, 2003. - 656с.
3. Caro C.G. The mechanics of the circulation. / Caro C.G., Pedley T.J., Schroter R.S., Seed W.A. - Oxford University Press, New York - Toronto, 1978. - 624 p.
4. Ландау Л.Д. Теория упругости /Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. - 4-е изд., испр. и доп. -М.: Наука., 1987. - 248 с.
5. Исакович М.А. Общая акустика. - М.:Наука, 1973. – 495 с.
6. Бацак Б.В. Визначення швидкості пульсової хвилі за даними МРТ /Бацак Б.В., Забашта Ю.Ф., Сенчуров С.П., Трембовецька О.М. / Зб.тез IV-ї міжнародної конференції «Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології», 23-24 жовтня 2014 р., Київ: КНУ імені Тараса Шевченка, 2014. – С. 5.

References

1. SCHMIDT, R. and TEVS, G. (2005). *Human Physiology*: In 3 volumes. T. 1: 3rd ed. Moskva: Mir.
2. POKROVSKY, V.M. and KOROT'KO, G.F. (ed.) (2003) *Human Physiology*. Moskva: Nauka.
3. CARO, C.G., et al (1978) *The mechanics of the circulation*. New York – Toronto: Oxford University Press.
4. LANDAU, L.D. and LIFSHITS, E.M. (1987) *Elasticity theory*. Moskva: Nauka
5. ISAKOVICH M.A. (1973) *General acoustics*. Moskva: Nauka.
6. BATSAK, B.V. et al. (2014) *Determination of pulse wave velocity according to MRI data*. In IV International Conference “*Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies*” Kyiv, 23-24 October 2014. Kyiv: Taras Shevchenko National University of Kyiv. p. 5.

Надійшла до редколегії 10.03.18

УДК 538.9: 536.423.16: 544.777

Вербінська Г.М., к.ф.-м.н., доц.
Вергун Л.Ю., к.ф.-м.н., н.с.,
Британ А.В., к.ф.-м.н., м.н.с.

**Експериментальна методика для
дослідження кінетики формування
гідрогелю желатину**

Київський національний університет імені
Тараса Шевченка, 01601, м. Київ, вул.
Володимирська 64/13,
e-mail: verlen73@ukr.net

G.M.Verbinska, PhD, Doc.,
L.Yu.Vergun, PhD, Sci. Res.,
A.V.Brytan, PhD, Sci. Res.

**Experimental method for studying the kinetics
of formation of gelatin hydrogel**

Taras Shevchenko National University of Kyiv,
01601, Kyiv, Volodymyrska st. 64/13,
e-mail: verlen73@ukr.net

Досліджується молекулярний механізм утворення гідрогелю желатину. Даний процес містить декілька стадій: об'єднання ланцюгів в потрійну спіраль, утворення структури «зшитих» мікрогелів, утворення просторової сітки. Запропоновано експериментальну методику, в основі якої полягає вивчення процесів випаровування крапель рідини. Основною величиною, що визначається із експерименту, є часовий інтервал утворення структури «зшитих» мікрогелів. Проведено апробацію методики для 5 % водного розчину желатину.

Ключові слова: випаровування, гелеутворення, желатин

The molecular mechanism of formation of gelatin hydrogel is studied. Gelatin is a product of thermal denaturation or of physical and chemical dehydration of collagen, which is accompanied by a breaking of triple collagen structures and the formation of a system of coils. The formation of a gelatin hydrogel is a conformational transformation of a system of dissolved coils into a spatial network. This process contains several stages, namely, the combining of chains into a triple spiral, the formation of the structure of "stitched" microgels, the formation of a spatial network. To establish the molecular mechanisms that accompany the formation of the structure of gelatin hydrogel, a method is proposed. This method is based on the study of the evaporation processes of liquid drops. The experiment is conducted by studying the size of the drop on the pendant at certain intervals. The droplet is located in a airtight chamber, which is equipped with a modified optical system. The main value, determined from the experiment, is the time interval of the formation of the structure of "stitched" microgels. Approbation of the method for 5% aqueous solution of gelatin was carried out. Experimentally established the initial time of forming the network. This value is 8 minutes. The duration of the stage of existence of the structure of "stitched" microgels, which was 3 minutes, was determined. It is suggested to use this method for developing the methods of stability of gels from drying.

Key Words: evaporation, gelation, gelatin

Статтю представив академік НАН України, д.ф.-м.н., проф. Булавін Л.А.

Вступ

Як відомо[1] дослідженню кінетики формування гелів, що містять желатин, приділяється багато уваги. Насамперед, це пов'язано з використанням желатинових гелів у харчовій, легкій та фармацевтичній промисловостях, а також з удосконаленням у цих галузях існуючих технологічних процесів. Крім того гідрогелі желатину

використовуються у дослідженнях щодо інженерії м'яких тканин та клітин [2,3]. Желатин є продуктом термічної денатурації або фізичної та хімічної дегідратації колагену, що супроводжується розривом потрійної колагенової структур і утворенням системи клубків.

Утворення гідрогелю являє собою конформаційне перетворення системи розірваних клубків в просторову сітку. [1]. На