

К ИСТОРИИ ИССЛЕДОВАНИЯ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН В АРТЕРИЯХ

Кизилова Н.Н.

Харьковский национальный университет
им. В.Н.Каразина, Украина

Исследование, диагностический анализ и классификация артериального пульса некоторых поверхностно расположенных артерий имеют давнюю историю и восходят к традиционной китайской, тибетской, индийской, а позже греческой и арабской медицине [1–4]. Первый манускрипт, посвященный систематизации знаний в области пальпации пульса, датирован 220 г. до н.э. Знаменитый римский врач Гален (129–210 гг. до н.э.) в своем манускрипте «О диагностике по пульсу» описал 27 видов пульса и их значение. В результате экспериментов он пришел к выводу, что сокращения сердца передаются по стенкам заполненным кровью артерий и вызывают их пульсации вплоть до самых удаленных от сердца.

О взаимосвязи артериальной и венозной систем не было известно вплоть до работ известного британского врача У. Гарвея, который обосновал, что эти системы должны быть связаны посредством очень мелких невидимых глазу сосудов (1628 г.). Их (капилляры) открыл в 1660 г. итальянский врач М. Мальпиги, – один из первых исследователей, использовавших микроскоп (с увеличением в 180 раз). С тех пор артериальная и венозная системы изучаются как единая сосудистая система. Объяснение постоянного кровотока в артериях при отсутствии притока крови из сердца в течение диастолы за счет эластичности артерий, аккумулирующих кровь в течение систолы и затем поддерживающих кровотоки в диастолу благодаря упругости стенок, было дано в работах итальянского естествоиспытателя Дж. Борелли, представителя атрономеханики и, возможно, ученика Галилея.

Галилей, провозгласивший, что математика есть ключ ко всем наукам, предложил первую количественную характеристику пульса как длину подвеса математического маятника, имеющего ту же частоту колебаний, что и пульс пациента. До этого, в соответствии с традициями Восточной медицины, измерялось число пульсаций артерии пациента, приходящееся на один дыхательный цикл врача.

Первые прямые измерения артериального давления путем введения в сосуд трубки и измерения высоты столба крови в ней были проведены в 1733 г. британским исследователем С. Хейлзом на различных животных. Только в 1896 г. итальянский врач Рива-Роччи предложил бескровный метод, в котором наполняемая воздухом манжета накладывается на плечо, а давление определяется путем прощупывания пульсаций вены на сгибе локтевого сустава. Узкая манжета Рива-Роччи и недостаточная точность пальпаторного метода приводили к большим погрешностям в определении давления. В 1905 г. русский врач С. Коротков модифицировал метод, который в таком виде используется и сейчас.

История теоретической гидромеханики восходит к работе Л. Эйлера «Principia pro motu sanguinis per arterias determinando» (1755), в которой были впервые

выписаны дифференциальные уравнения движения идеальной жидкости по деформируемой трубке в виде

$$\frac{\partial s}{\partial t} + \frac{\partial(us)}{\partial x} = 0, \quad \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} = 2g \frac{\partial p}{\partial z} \quad (1)$$

где u – скорость крови, s – площадь сечения трубки, p – давление. Уравнения (1) замыкались соотношением $p = p(s)$. К сожалению, трактат Эйлера был на многие годы утерян, а система (1) была переоткрыта (в линеаризованной форме) В. Вебером (1866 г.). Решение уравнений (1) было получено почти 10 лет спустя с помощью развитого Б. Риманом метода решения гиперболических систем в виде суперпозиции бегущих волн. Колебания давления и скорости течения крови в артериях с достаточной хорошей точностью (до 98%) описываются всего 4–6 гармониками ряда Фурье [1], поэтому метод, предложенный Фурье в 1822 г. для аналитического описания распространения тепла, лег в основу многолетних плодотворных исследований пульсовых волн как набора возмущений малой амплитуды, которые распространяются с разными скоростями по течению (падающие волны) и против течения (отраженные волны) крови. Только в 1829 г. Дирихле опубликовал строгое обоснование метода Фурье и условия его применимости. Большая часть физиологических сигналов удовлетворяет условиям теоремы Дирихле, поэтому метод Фурье нашел широкое использование в биомеханике, математической биологии и медицинской физике для исследований спектров сигналов, с том числе артериального пульса в норме и при патологиях, при изучении спектральных характеристик сосудистых систем, большого и малого кругов кровообращения.

В качестве стационарной компоненты решения в виде Фурье-разложений рассматривается ламинарное течение по трубке кругового или эллиптического поперечного сечения за счет перепада давлений δp на концах трубки. Зависимость объемного расхода $Q = Q(\delta p)$ была впервые получена французским врачом Ж.-М. Пуазейлем, который изучал кровоснабжение внутренних органов лягушки и проводил детальные эксперименты по течению воды, крови и др. жидкостей по стеклянным, металлическим трубкам и сегментам кровеносных сосудов. В 1839 г. он переслал на хранение во Французскую академию наук запечатанный конверт с найденной им формулой $Q = k \delta p d^4 / L$, где d, L – диаметр и длина трубки, k – зависящая от температуры и вида жидкости постоянная. Только в 1846 г., проведя достаточное число экспериментов, в том числе на тонких трубках ($d < 1$ мм) и убедившись в правильности формулы, он опубликовал свои результаты. В 1839 г. были опубликованы результаты экспериментов по течению воды по металлическим трубам немецкого гидравлика Хагена. Он получил $Q \sim d^{4.12}$ и, как инженер, решил округлить показатель степени, связав 0.12 с погрешностью эксперимента. В формулах Хагена и Пуазейля показатель вязкости не упоминается, хотя вязкость как свойство жидкостей была введена в обиход еще Ньютоном. Считается, что впервые формула Пуазейля (или Хагена-Пуазейля) в

современном виде, с коэффициентом вязкости, была введена в работе Е. Хагенбаха в 1860 г., где и было предложено назвать ее именем Пуазейля, хотя в числе претендентов были имена Гельмгольца, Матье, Неймана, Стефана и Якобсона, работы которых также способствовали исследованию ламинарного течения жидкостей по трубкам и капиллярам [5].

Интересна также история исследования скорости распространения пульсовых волн по кровеносным сосудам. В 1808 г. Т. Юнг в своей Крунианской (Croonian) лекции привел без вывода формулу $c = \sqrt{r/2k\rho}$, где r – радиус артерии, ρ – плотность крови, $k = dr/dp$. Только в 1866 г. братья Вебер теоретически обосновали эту формулу и подтвердили экспериментально. Затем уточненная формула $c = \sqrt{Eh/2\rho g}$ для упругих трубок кругового сечения с толщиной стенки h и модулем упругости E была получена в экспериментах А. Моенса (1877 г.) и теоретической работе Д. Кортвега (1878 г.). Немецкий исследователь Отто Франк в статье 1920 г. выписал формулу для трубок произвольного поперечного сечения в виде $c = 1/\sqrt{\kappa\rho}$, где $\kappa = s^{-1}ds/dp$ – растяжимость трубки. В 1957 г. У. Вомерсли обобщил формулу Моенса-Кортвега на случай вязкоупругого материала стенки и наличия дисперсии (зависимости скорости от частоты волны), которая используется до наших дней.

Нульмерная модель сосудистого русла как единого упругого резервуара была впервые предложена О. Франком в 1899 г. в виде

$$\frac{dp}{dt} = Q_{in}(t) - Q_{out}(t), \quad (2)$$

$$V(t) = V_0 + kp(t); \quad Q_{out} = \frac{p}{Z},$$

где Q_{in} и Q_{out} – поток крови на входе и выходе из резервуара, Z – Пуазейлевское сопротивление микрососудов, k – податливость стенок резервуара, что приводит к уравнению для давления крови

$$k \frac{dp}{dt} + \frac{p}{Z} = Q_{in}(t),$$

решение которого имеет вид

$$p(t) = e^{-t/Zk} \left(p_0 + \int_0^t Q_{in}(\tau) e^{\tau/Zk} d\tau \right)$$

и очень точно описывает экспоненциальное затухание давления в диастолу $p(t) = p_s e^{-t/Zk}$, где p_s – максимальное (систолическое) давление. Однако эта модель неверно описывает давление в систолу, поскольку не учитывает распространение и отражение пульсовых волн, о чем знал и сам О. Франк.

Несмотря на простоту, модель Франка (2) широко используется в качестве граничного условия на выходных сечениях 1d, 2d и 3d моделей артериальных систем. В последние годы активно развивается теория пульсовых волн как суперпозиция модели Франка и собственно волновой модели.

В настоящее время исследование пульсовых волн испытывает огромный подъем, связанный с использованием компьютеров. Современные техники параллельных вычислений позволяют проводить

детальные расчеты распределений скоростей, давлений, трения на стенке и других важных локальных гемодинамических параметров на 3d моделях с реальной геометрией сосудов, которые можно восстановить по результатам томографии. Это дает возможность строить индивидуализированную модель сердечно-сосудистой системы конкретного пациента и проводить на ней предварительное моделирование и планирование хирургических операций на сосудах, в т.ч. стентирования и шунтирования, а также терапевтических и реабилитационных мероприятий [6].

ЛИТЕРАТУРА

1. McDonald D.A. Blood Flow in Arteries. Edward Arnold, London. – 1960. – 280 p.
2. Кизилова Н.Н. Л.Эйлер и история биомеханики. // Леонард Эйлер: к 300-летию со дня рождения. Сб.статей. /В.Н.Васильев (ред.). Санкт-Петербург: Изд-во «Нестор-История». – 2008. – С.171–182.
3. Кизилова Н.Н. История теории пульсовых волн в артериях. // Поляховские чтения. Сб.трудов. – 2009. – С.407–412.
4. Parker K. A brief history of arterial wave mechanics. // Med. Biol. Eng.&Comput. – 2009. – v.47, N2. – P.111–118.
5. Sutura S.P., Skalak R. The history of Poiseuille's law. // Annu. Rev. Fluid Mech. – 1993. – v.25. – P.1–19.
6. Kizilova N. A Detailed Digital Model of the Human Arterial System. //Proc. of the 1-st Intern. Conf. on Complex Med. Engin. Japan. – 2005. – P.287–292.