

Неинвазивная оценка вязкости крови и гематокрита

Аннотация

Рассматриваются метод и система неинвазивного определения вязкости крови и гематокрита для оптимизации догоспитальной коррекции гиповолемии. Метод основан на исследовании закономерностей распространения пульсовой волны магистральных артерий. Получены аналитические соотношения, позволяющие определять вязкость крови и гематокрит. Разработана методика неинвазивного мониторинга вязкости крови и гематокрита в реальном масштабе времени непосредственно в сосудистом русле. Рассматриваются особенности реализации предложенной методики и принцип работы системы.

Введение

Вязкость крови и гематокрит являются важными показателями, характеризующими волемический статус организма [1]-[3]. У пациентов с тяжелыми травмами, ожогами и заболеваниями часто развивается гиповолемия – несоответствие между уменьшенной массой циркулирующей крови и емкостью сосудистого русла, что является одной из причин гипоксии тканей, вызывает каскадное поражение всех органов и систем, приводящее к летальному исходу [4]-[6]. Инфузионно-трансфузионная терапия должна начинаться немедленно при выявлении выраженных волемических нарушений, уже на догоспитальном этапе [7], [8]. Коррекцию волемических нарушений следует проводить под контролем лабораторных показателей, включающих в себя вязкость крови и гематокрит.

В настоящее время в клинической практике для оценки вязкости крови и гематокрита применяются инвазивные методы, требующие забора крови, лабораторного оборудования, что сопряжено с потерей времени, а также с невозможностью контролировать показатели в реальном масштабе времени непосредственно в сосудистом русле. Известен метод неинвазивной оценки уровня гематокрита на основании спектрофотометрирования крови с использованием совокупности источников импульсного оптического излучения [9]. Также известен метод неинвазивного определения вязкости крови, включающий в себя измерение интенсивности падающего инфракрасного излучения, и излучения, прошедшего через запылять конечности [10]. Недостатком данных методик является недостаточная точность измерений, поскольку не учитываются оптические свойства кожи и подлежащих тканей. Кроме того, данные методики не позволяют проводить одновременный контроль вязкости крови и гематокрита в реальном масштабе времени непосредственно в сосудистом русле.

В настоящее время у врача скорой помощи нет возможности лабораторного контроля выраженности гиповолемических нарушений, что зачастую приводит к недостаточному волемическому возмещению на догоспитальном этапе из-за опасений развития гиперволемии, а потеря нескольких десятков минут во время транспортировки больного с выраженными гиповолемическими нарушениями приводит к рефрактерности к лечению и негативным исходам [2].

Проблема оптимальной схемы волемического возмещения на догоспитальном этапе не решена, что обусловлено отсутствием методик неинвазивного контроля волемических нарушений в реальном масштабе времени непосредственно в сосудистом русле.

Цель исследования – повышение точности неинвазивной оценки вязкости крови и гематокрита в реальном масштабе времени непосредственно в сосудистом русле для оптимизации схемы волемического возмещения.

Для достижения поставленной цели решаются следующие задачи:

- 1) исследование влияния вязкости крови на форму пульсовой волны;
- 2) разработка методики неинвазивной оценки вязкости крови и гематокрита;

- 3) разработка структуры микропроцессорной системы для неинвазивного определения вязкости крови и гематокрита.

Материалы и методы

Для теоретических исследований использовали гидродинамическую модель кровеносной системы О. Франка [11].

Экспериментальные исследования были проведены на модели сосудистого русла, выполненной из тромборезистентных материалов в виде замкнутого контура «кровообращения». Для генерации пульсовой волны использовали пульсовую насос. Регистрацию пульсовой волны – «артерии» – производили емкостным датчиком, модулирующим синусоидальные колебания, поступающие на него с выхода высокочастотного генератора. Электрический сигнал пульсовой волны через цифровой осциллограф заносили в память компьютера. В качестве рабочей жидкости использовали раствор жидкого стекла различной вязкости, а также гепаринизированную кровь. Эксперименты проводили при комнатной температуре, было проведено 140 экспериментов.

В процессе клинических исследований были изучены взаимосвязи параметров пульсовой волны лучевой артерии с вязкостью крови и гематокритом у 100 больных атеросклерозом. Для регистрации пульсовой волны использовали датчики «Инкарт» («Кардиотехника 400», Россия). Пульсовые волны отображались на экране монитора в реальном масштабе времени, сохранялись в памяти компьютера.

Вязкость измеряли капиллярным вискозиметром ВК-4, определяющим вязкость жидкости относительно дистиллированной воды (отн. ед.). Для определения гематокрита использовали гематокритную центрифугу СМ-70.

Дизайн исследования был одобрен этическим комитетом СГМУ.

Статистическую обработку производили при помощи программы «IBM SPSS Statistica 26.0». Определяли средние величины, стандартное отклонение. Относительные значения сравнивали методом Фишера, «Хи-квадрат», случайные – методом сопряженности Пирсона. Анализ влияния независимых переменных факторов на длительность спада пульсовой волны в клинических условиях проводили с использованием регрессионной модели Кокса. Различия считали значимыми при $p < 0,05$.

Результаты

Теоретические исследования

Уравнение О. Франка можно записать в таком виде:

$$\int_0^{T_p} Q dt = k \int_{P_d}^{P_s} dp + \frac{1}{X_0} \int_0^{T_p} p dt, \quad (1)$$

где Q – объемная скорость кровотока; T_p – период пульсовой волны; T_s – период систоли; T_d – период диастоли; P_d – минимальное диастолическое давление; t – время; k – эластичность сосудов; X_0 – гидравлическое сопротивление периферической части системы кровообращения;

$$X_0 = \frac{8\eta l}{\pi R^4}, \quad (2)$$

где η – вязкость крови; R – средний радиус сосудов; l – средняя длина сосудов. Если предположить, что во время диастолы объемная скорость кровотока Q равна нулю, то выражение (1) можно записать в виде

$$0 = k \int_{P_s}^{P_d} dp + \frac{1}{X_0} \int_{T_s}^{T_p} p dt, \quad (3)$$

где P_s – систолическое давление. Из выражения (3) можно представить X_0 – гидравлическое сопротивление в другом виде:

$$X_0 = \frac{\int_{T_s}^{T_p} p dt}{k \int_{P_s}^{P_d} dp}. \quad (4)$$

С учетом выражений (2) и (4) вязкость крови может быть представлена в виде выражения (5), которое демонстрирует взаимосвязь формы пульсовой волны во время диастолы с вязкостью крови:

$$\eta = \frac{\pi R^4}{8l} \frac{\int_{T_s}^{T_p} p dt}{k(P_s - P_d)}. \quad (5)$$

Экспериментальные исследования

Экспериментальные исследования выявили линейную взаимосвязь Δt (с) – длительности пульсовой волны во время диастолы и V (отн. ед.) – вязкости рабочей жидкости ($r = 0,863$; $p = 0,001$) (табл. 1).

Таблица 1

Изменения длительности пульсовой волны во время диастолы при различной вязкости рабочей жидкости

V , отн. ед.	A, B	Δt , с
1,0	$1,0 \pm 0,01^*$	$0,15 \pm 0,03$
2,0	$1,0 \pm 0,02^*$	$0,17 \pm 0,03$
3,0	$1,0 \pm 0,04^*$	$0,20 \pm 0,05$
6,0	$1,0 \pm 0,01^*$	$0,25 \pm 0,05$

В табл. 1 приняты следующие обозначения: A – амплитуда пульсовой волны; Δt – длительность пульсовой волны во время диастолы; V – вязкость рабочей жидкости; p – достоверность различий Δt (с) при различных значениях V (отн. ед.); $p < 0,001$; p^* – достоверность различий A (B) при различных значениях V (отн. ед.); $p^* > 0,05$.

Клинические исследования

В результате проведенного анализа пульсовых волн лучевой артерии у 65 (65,0 %) пациентов был выявлен рост Δt (с) при увеличении V (отн. ед.) и гематокрита Ht (%), у 35 (35,0 %) пациентов такой закономерности выявлено не было. Выявлены значимые величины для вычисления гематокрита Ht [уравнение (6)] и вязкости крови V [уравнение (7)]:

$$Ht = \frac{1,872}{\left(\Delta t \cdot \frac{66,03}{A^{-0,41}} \cdot P_s \cdot P_d \cdot \frac{T_v}{L} \right)^{-0,2}}; \quad (6)$$

$$V = 1,0285 \left(\frac{1,872}{\left(\Delta t \cdot \frac{66,03}{A^{-0,41}} \cdot P_s \cdot P_d \cdot \frac{T_v}{L} \right)^{-0,2}} \right) + 1. \quad (7)$$

Разработана методика неинвазивной оценки вязкости крови и гематокрита, включающая в себя регистрацию пульсовой волны лучевой и плечевой артерий. Учитывают A (B) – амплитуду пульсовой волны лучевой артерии, Δt (с) – длительность пульсовой волны во время диастолы. Измеряют L (см) – расстояния между регистраторами, учитывают T_v (с) – время распространения пульсовой волны между регистраторами, а также P_s (мм рт. ст.) – систолическое артериальное давление и P_d (мм рт. ст.) – диастолическое артериальное давление, вычисляют V – вязкость крови и гематокрит Ht.

Для реализации разработанной методики предлагается следующая система (рис. 1).

Микропроцессор 1 является основным управляющим и вычислительным компонентом системы. Датчики пульсовой волны, фиксированные пневматическими манжетами, подключены через АЦП. Микропроцессор обеспечивает последовательное измерение параметров пульсовой волны лучевой и плечевой артерий в условиях дозированного нагнетания компрессорами воздуха в пневматические манжеты, фиксирующие регистраторы, измеряет артериальное давление.

Сигнал электронного курвиметра, отражающий расстояние между регистраторами, запускает процесс расчета вязкости крови и гематокрита. Информация отражается на дисплее.

Заключение

Выявлена взаимосвязь длительности пульсовой волны во время диастолы и вязкости крови.

Установлены значимые показатели для построения математической модели и разработки методики неинвазивной оценки вязкости крови и гематокрита.

Предложена структура системы для неинвазивной оценки вязкости крови и гематокрита в реальном масштабе времени непосредственно в сосудистом русле, что открывает перспективы для оптимизации схемы волемиического возмещения с учетом индивидуальных особенностей компенсаторных возможностей пациента.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Саратовского государственного медицинского университета в рамках научного проекта № SSMU-2022-005.

Список литературы:

1. Тонкачева А.А., Салимова А.С., Идрисова Х.У., Усанкина А.А. Особенности нарушений реологических свойств крови в динамике развития ожогового шока // Бюллетень медицинских интернет-конференций. 2018. Т. 8. № 9. С. 423.
2. Горбачева С.М., Дац А.В., Козиев М.П., Дац Л.С. Влияние догоспитальной гиповолемии на выживаемость // Скорая медицинская помощь. 2010. Т. 11. № 2. С. 8-11.
3. Дац А.В., Горбачев В.И., Дац Л.С. Выживаемость и факторы риска летального исхода у больных с гиповолемией // Политравма. 2011. № 1. С. 18-21.
4. Васильев А.Г., Хайцев Н.В., Балашиов А.Л., Балашиов А.Л., Кравцова А.А., Траишков А.П., Пахомова М.А. О патогенезе синдрома острой кровопотери // Педиатрия. 2019. Т. 10. № 3. С. 93-100.
5. Дац А.В. Роль гиповолемии в развитии синдрома догоспитальной полиорганной недостаточности // Скорая медицинская помощь. 2013. Т. 14. № 1. С. 053-058.
6. Дац А.В., Горбачева С.М., Дац Л.С. Основные причины и факторы риска развития догоспитальной и госпитальной гиповолемии // Кардиология. 2011. № 7. С. 24-28.
7. Чечулин А.А. Изучение показателей гиповолемии у пациентов с цереброваскулярными болезнями // Forcipe. 2020. Vol. 3. № S1. PP. 97-98.
8. Сафонов А.А., Шень Н.П., Сучков Д.В., Мухачева С.Ю., Сивков О.Г. Тактика и результаты инфузионной терапии у пациентов с гиповолемическим шоком различного генеза // Вестник Уральского государственного медицинского университета. 2017. № 2. С. 34-38.

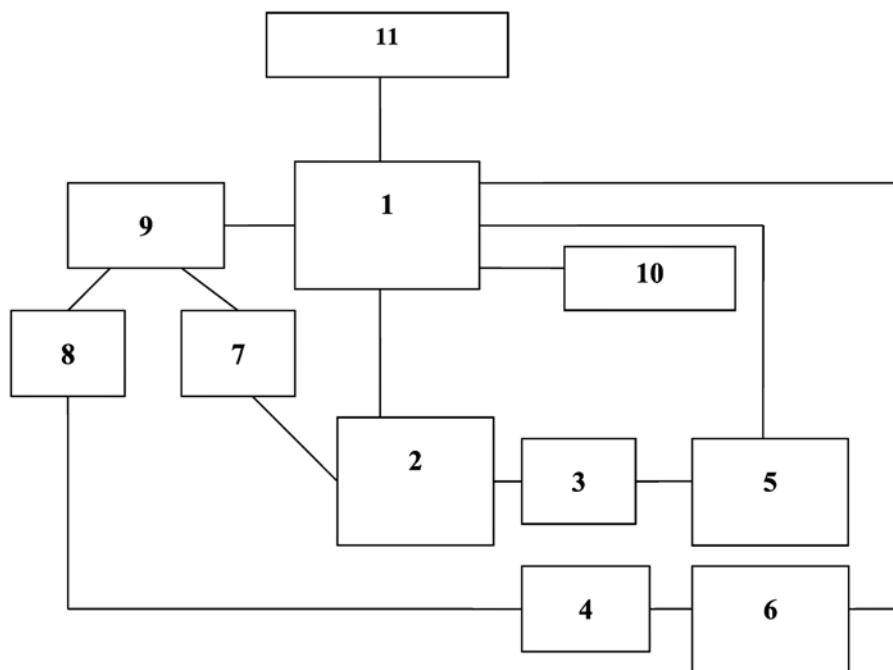


Рис. 1. Структура системы для неинвазивного определения вязкости крови и гематокрита: 1 – микропроцессор; 2 – датчик давления; 3 – пневматическая манжета для фиксации регистратора пульсовой волны лучевой артерии; 4 – пневматическая манжета для фиксации регистратора пульсовой волны плечевой артерии; 5 – компрессор для манжеты, фиксирующей регистратор пульсовой волны плечевой артерии; 6 – компрессор для манжеты, фиксирующей регистратор пульсовой волны лучевой артерии; 7 – датчик пульсовой волны плечевой артерии; 8 – датчик пульсовой волны лучевой артерии; 9 – аналого-цифровой преобразователь; 10 – курвиметр; 11 – дисплей

9. Юлдашев З.М., Бабичева Ю.Г., Анисимов А.А., Глазова А.Ю. Неинвазивная оценка уровня гематокрита спектрофотометрическим методом // Медицинская техника. 2014. № 2. С. 12-15.
10. Рзаев А.Г., Расулов Э.А., Рзаев Э.А. Разработка неинвазивного метода определения вязкости крови // Российский журнал биомеханики. 2020. № 4. С. 430-438.
11. Федорова В.Н., Фаустов Е.В. Медицинская и биологическая физика. – Киров: Изд-во Кировской ГМА, 2008. 592 с.

*Олег Александрович Царев,
д-р мед. наук, профессор,
Федор Григорьевич Прокин,
канд. мед. наук, докторант,*

*Никита Владимирович Корчаков,
ассистент,
Андрей Андреевич Сенин,
аспирант,
кафедра госпитальной хирургии
лечебного факультета,
ФГБОУ ВО «Саратовский государственный
медицинский университет
им. И.В. Разумовского» Министерства
здравоохранения Российской Федерации,
г. Саратов,
e-mail: m-51@mail.ru*

**ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ,
РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!**

**ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ
«МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»**

НА 2022 ГОД.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.

**Стоимость подписки : 1500 руб. – за один номер,
4500 руб. – на первое полугодие 2022 года (3 номера), 9000 руб. – на 2022 год (6 номеров).**

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71.