

Термоанемометрические датчики для гемодинамических исследований

Аннотация

Рассмотрены разновидности и технические параметры современных тепловых датчиков скорости потока жидкости и сдвиговых напряжений, представлены перспективные разработки и описаны возможности применения сенсоров в кровотоке для решения биомедицинских задач.

Введение

Известны и широко используются в настоящее время такие методы по изучению скоростных характеристик кровотока *in vitro* и *in vivo*, как лазерная доплеровская анемометрия (LDA), метод цифровой трассерной визуализации (PIV), ультразвуковой (USI), фазово-контрастный метод магниторезонансной визуализации (PC-MRI) и термоанемометрия (ТА). Термоанемометрия относится к контактным методам исследования скоростных параметров потока и является техникой многоточечного измерения, которая, благодаря значительно более высокому пространственному разрешению и скорости отклика по сравнению с перечисленными методами, занимает важное место в изучении детальной структуры потока жидкости [1].

В аорте человека скорость кровотока в норме варьируется от 1 до 2 м/с [2], а на выходе из желудочка, при сосудистом стенозе и других условиях возмущения, поток становится турбулентным. Турбулентный поток состоит из вихревых структур различных размеров и интенсивности, имеет нестационарный характер, с пульсациями скорости в широком диапазоне частот от нескольких герц до килогерц [3]. Заметные пульсации скорости и сдвиговых напряжений наблюдаются в эндоваскулярных протезах. Превышение физиологических значений сдвиговых напряжений в кровотоке может явиться причиной гемолиза форменных элементов. Заметное понижение сдвиговых напряжений у стенки и их разнонаправленные пульсации способствуют развитию атеросклероза. Величины сдвиговых напряжений в кровотоке человека различаются в зависимости от типа сосуда и вида патологии, варьируя от 1 до 7 Па на стенке артерии без патологии, понижаясь до 0,4 Па при атеросклерозе и достигая 40 Па при различных видах тромбоза [4].

Турбулентность в кровеносной системе приводит к образованию тромбов, эмболизации, гемолизу и кавитации. Уменьшение опасности возникновения этих патофизиологических процессов является важной задачей в случае разработки эндоваскулярных протезов и устройств экстракорпорального кровообращения. Нахождение застойных зон позволяет определить места, наиболее подверженные тромбообразованию. Анализ распределения сдвиговых напряжений позволяет оценить степень разрушения форменных элементов крови и уменьшить уровень гемолиза путем изменения конструкции протеза, способа его установки и применения специальных покрытий. Обнаружение мест уменьшения скорости потока, вихреобразования и обратных течений позволяет прогнозировать явление кавитации, приводящее к коррозии протеза. Таким образом, изучение профилей скорости, вторичных течений, напряжений сдвига и интенсивности турбулентности необходимо для понимания характера поведения потока с целью поиска решений по улучшению характеристик биомедицинских устройств.

В обзоре представлены различные виды современных термоанемометрических зондов, сравниваются технические характеристики стандартных и перспективных разработок, обсуждаются особенности их использования в гемодинамических исследованиях.

Сенсоры

Отличительными особенностями современных термоанемометров являются высокие чувствительность и пространствен-

ное разрешение, широкий динамический диапазон и малые возмущения потока благодаря миниатюрности сенсора, что имеет большое значение для решения биомедицинских задач [5], [6]. При этом необходимо отметить сложность анализа полученных данных в случае высокого уровня турбулентности потока, неізотропности среды и наличия обратных токов.

Принцип действия термоанемометра основан на зависимости теплоотдачи теплового элемента, нагретого источником тока, от скорости потока жидкости или газа. В качестве стандартного теплового элемента используется металлический терморезистор, который обладает свойством изменять свое электрическое сопротивление при изменении температуры. Материал терморезистора имеет большой положительный и постоянный температурный коэффициент сопротивления (ТКС), большое удельное сопротивление, устойчивость физических и химических свойств при высоких температурах. Температурная зависимость терморезистора нелинейная. В качестве источника тока может использоваться анемометр постоянной температуры (Constant Temperature Anemometer) или анемометр постоянного тока (Constant Current Anemometer).

Конструкцию зонда составляют сенсор (тепловой элемент), опоры сенсора (поддерживающие стержни или подложка), обойма зонда для удержания стержней и коннектор для обеспечения электрической связи через кабель. Зонд может иметь один, два или три сенсора, расположенных под углом друг к другу для использования в одно-, двух- или трехмерном потоках. Каждый сенсор включен в собственный анемометрический мост. Материал сенсора выбирается с целью обеспечения максимальной чувствительности и высокой механической прочности при минимальной тепловой инерции [5].

С целью изучения профилей скорости, вторичных течений, интенсивности турбулентности и сдвиговых напряжений кровотока, сенсор вводится через сосудистую стенку прямым проколом с использованием пластикового хомута вокруг сосуда [7] или посредством введения гибкого катетера [8]. В случае прокалывания стенки сосуда точное позиционирование сенсора осуществить легче, чем при катетеризации, но травмоопасность значительно выше. Управление точным положением катетера в сосуде упрощается за счет применения нескольких сенсоров на его кончике, но в таком случае размеры зонда и возмущения в кровотоке возрастают [9].

По типу рабочего элемента термоанемометры разделяют на два вида: проволочный, в котором сенсором является тонкая проволока, закрепленная между проводящими ток поддерживающими стержнями, и пленочный, чувствительным элементом которого служит металлическая пленка, расположенная на подложке и покрытая изоляцией.

Пленочный сенсор (Hot-Film Sensor) предназначен для измерений скорости потока и сдвиговых напряжений в жидкостях благодаря высокой механической прочности [5]. Пленочный сенсор представляет собой металлическую пленку, расположенную на керамической подложке. Толщина пленки не превышает 0,1 мкм, что обеспечивает минимальную тепловую инерцию. Металлическая пленка изготавливается из стойких к коррозии и окислению материалов: никеля с ТКС, равным 0,60 %/°C, или платины с ТКС 0,38 %/°C, наносится на прочную кварцевую подложку и покрывается слоем кварца 0,5...2 мкм для защиты от электролиза в жидкости. Кроме того,

возможно применение защитного покрытия из фторопласта как методом нанесения в виде лака, так и методом ионно-плазменного напыления. Подложки изготавливаются различных форм, что позволяет снизить восприимчивость к загрязнениям рабочей среды, увеличить прочность сенсора и облегчить его чистку. По форме подложки пленочные сенсоры делятся на цилиндрические и обтекаемой формы – в виде конуса, клина и др. Диаметры цилиндрических сенсоров варьируются от 25 до 200 мкм [10]. Широко известны такие производители пленочных термоанемометров, как «Dantec Dynamic Inc.», «Thermo-Systems Inc.», «Omega Engineering Inc.», «Kanomax».

Применительно к решению биомедицинских задач пленочные сенсоры используют в экспериментах *in vivo* и *in vitro*. Стабильность измерений в кровеносных сосудах зависит от степени отложений фибрина на нагретой пленке и от изменений температуры крови. Эффект отложения фибрина можно минимизировать, поместив сенсор после измерений в зону наибольшей скорости, что будет способствовать его самоочищению. Кроме того, формирование сгустков на сенсоре вследствие разрушения тромбоцитов сводится к минимуму путем ограничения перегрева пленки до 5 °С относительно температуры крови и при электрическом потенциале через пленку ниже 1 В для устранения вентильного эффекта в месте контакта пленки с поддерживающим стержнем. В таком случае время стабильной работы сенсора может превышать 60 мин [7]. Применение покрытия из специальной гепарин-карбоновой смеси (коллоидальный графит Dag 154, хлорид бензалкония и гепарин) для защиты поверхности сенсора от кровяных отложений может увеличить время работы до 60 мин по сравнению с 20 мин для стандартного варианта с кварцевой оболочкой [11].

Достижения в микроэлектромеханических (MEMS) технологиях позволили значительно уменьшить размеры чувствительных сенсоров и расположить их на миниатюрных чипах. Подложки могут изготавливаться как твердыми, так и гибкими с использованием полимеров. Распространенными материалами для пленочного чувствительного элемента являются поликремний, платина и титан. Поликремний представляет собой очищенный от примесей кремний и является идеальным полупроводником с равномерно распределенными свойствами и высоким сопротивлением. Чувствительность сенсора с поликремниевой пленкой выше, чем с пленкой из титана или платины [8].

Биосовместимость является важным требованием, предъявляемым к микросенсорам для использования в живом организме. Так, титан и платина более стойки к коррозии и окислению, чем поликремний. Кремний не обладает биосовместимостью для продолжительного использования в кровотоке, так как цитотоксичен и нестоек к адгезии тромбоцитов, поэтому на него рекомендуется наносить комбинированное покрытие из титана и полимера типа гликокаликса [12]. Металлический титановый слой (50 нм) обеспечивает стойкость к коррозии, в то время как полимерный слой гликокаликса улучшает противoadгезионные свойства к компонентам крови.

В методе термоанемометрии скорость потока и величину напряжения сдвига ($\tau = \mu \times du / dy$, где μ – динамическая вязкость крови; du / dy – градиент скорости) получают косвенным измерением, основываясь на зависимости выходного напряжения от скорости и величины сдвига, полученной в результате проведения калибровки ($V^2 = A + Bv^n$ и $V^2 / R = A + B\tau_w^{1/3}$, где V – выходное напряжение моста; v – скорость потока; R – сопротивление сенсора в потоке; τ_w – сдвиговое напряжение на стенке; A и B – калибровочные постоянные) [13]. Проводить точные измерения сдвиговых напряжений стандартными сенсорами затруднительно в связи с их недостаточным пространственным разрешением и низкой чувствительностью к высоким частотам. Для измерения напряжений сдвига на стенке сосуда и в кровотоке плоскость чувствительного элемента микросенсора располагают параллельно стенке и набегающему потоку, а для измерения скоростных характеристик кровотока плоскость рабочего элемента следует располагать перпендикулярно потоку с целью достижения максимальной чувствительности.

Сравним технические параметры известных стандартных пленочных сенсоров и микросенсоров (MEMS) (табл. 1).

Таблица 1

Параметры пленочных сенсоров [5], [10], [13]-[16]

Параметры	Пленочный сенсор	
	Стандартный	MEMS
Размеры, мкм	∅ (25...200) x x (1000...2000)	(80...250) x x (2...80) x x (0,1...0,5)
Материал	Ni, Pt	Poly-Si, Pt/Ti
ТКС, %/°С	0,35...0,60	0,08...0,30
Сопротивление, Ом	5...100	10 ³ ...10 ⁴
Чувствительность, мВ/Па	< 10	2...1500
Частота отклика, кГц	< 10	10...70
Потребляемая мощность, мВт	> 40	< 5

Сравнение параметров пленочных сенсоров показывает, что микросенсоры превосходят стандартные варианты по чувствительности на несколько порядков за счет того, что сопротивление пленки из легированного поликремния значительно выше в сравнении со стандартными материалами и существенно улучшена тепловая изоляция чувствительного элемента от подложки благодаря конструкционным и технологическим особенностям. Так как поликремний является полупроводником, то его сопротивление уменьшается с увеличением температуры потока, а ТКС мал (0,1 %/°С) по сравнению с металлами. Микросенсор с пленкой из Pt/Ti имеет сопротивление 1...1,2 кОм, а его чувствительность составляет 2...3 мВ/Па и не превышает диапазон для стандартных вариантов, но технологический процесс изготовления такого элемента проще, чем с применением поликремния, а материалы более биосовместимы. Увеличение частоты отклика достигается повышением пространственного разрешения, уменьшением теплоемкости чувствительного элемента и теплопередачи подложки за счет их изоляции друг от друга различными способами. Частота отклика пленочного микросенсора может достигать 70 кГц, что в 7 раз превышает величину, характерную для стандартных образцов. По потребляемой мощности преимущество также принадлежит микросенсорам.

Применение микросенсоров в гемодинамических исследованиях

Размеры микросенсоров достигли таких значений, что позволяют сравнивать их размеры с эндотелиальными клетками кровеносных сосудов (< 100 мкм). Микросенсор применяют *in vitro* с целью исследования роли пульсаций сдвигового напряжения в ускорении процессов взаимодействия компонентов крови с эндотелиальными клетками сосуда. Чувствительным элементом является пленка из поликремния размером 80 × 2 × 0,5 мкм, равномерно легированная бором для достижения ТКС, равного 0,1 %/°С, и увеличения сопротивления до 5...10 кОм. Пленка располагается на диафрагме из нитрида кремния, а диафрагму от подложки отделяет вакуумная полость для минимизации тепловых потерь. Частота отклика сенсора превышает 10 кГц, а чувствительность достигает 1,5 В/Па [13].

Возмущения в кровотоке и изменения в величине сдвиговых напряжений на стенке возникают в местах разветвлений сосуда, что способствует появлению атеросклеротических образований. Микросенсоры использовались *in vitro* в модели бифуркации артериол для изучения временных и пространственных изменений напряжения сдвига с целью прогнозирования заболеваний коронарных артерий [14]. Чувствительный элемент сенсора с размерами 80 × 2 × 0,5 мкм изготавливался из поликремния с равномерным легированием фосфором для достижения сопротивления 2,5 кОм и располагался на чипе

размером 600×600 мкм. Чувствительность сенсора достигала 170 мВ/Па, а частота отклика составляла 70 кГц. Модель бифуркации представляла собой трубку диаметром 16 мм с разветвлением на две симметричные трубки диаметром 8 мм. Микросенсоры устанавливались на стенке изнутри модели по окружности вниз и вверх по течению от развилки. Зависимость между напряжением сдвига и скоростью потока оказалась близка к теоретическим значениям. Было обнаружено, что трение достигает максимальной величины в месте развилки, а минимума – на боковой поверхности бифуркации.

В связи с тем, что минимальная инвазивность важна для диагностики при клинических измерениях в случае сердечно-сосудистых заболеваний, микросенсоры и датчики располагаются на кончиках таких медицинских инструментов, как катетеры и эндоскопы. Был разработан миниатюрный биосовместимый гибкий пленочный зонд в виде катетера для введения в кровеносный сосуд *in vivo* с целью измерения сдвиговых напряжений для прогнозирования развития атеросклеротических образований [8]. Чувствительный элемент размером $240 \times 80 \times 0,1$ мкм изготавливали из Pt/Ti на кремниевой подложке для достижения ТКС, равного $0,16$ $\%/^{\circ}\text{C}$, и сопротивления 1 кОм с полимерным покрытием Polyene-C для электроизоляции, защиты от химического воздействия крови и обеспечения процесса стерилизации при высоких температурах. Сенсор подключали к кабелю диаметром $0,4$ мм и покрывали биосовместимой смолой для изоляции. Расстояние между сенсором и кончиком катетера составляло 40 мм для устранения влияния возмущений потока от кончика. Частота отклика достигала 10 кГц, а чувствительность сенсора – $3,5$ мВ/Па. Катетерный зонд, изображенный на рис. 1, внедряли в дугу аорты и брюшную аорту кролика диаметром 3 мм, а точное положение сенсора в потоке крови по отношению к стенке сосуда определяли по изменению выходного сигнала и с применением рентгенографии. В результате проведенный эксперимент в кровеносной системе кролика показал, что биосовместимый сенсор способен измерять сдвиговые напряжения *in vivo* для более глубокого понимания связи между возмущениями кровотока и сердечно-сосудистым заболеванием.

Для решения проблемы точного позиционирования термоанемометра в виде катетера внутри сосуда был разработан гибкий зонд [9], включающий в себя три чувствительных элемента, расположенные под углом 120° по окружности катетерной трубки диаметром $1,2$ мм для измерений характеристик кровотока по всему сечению сосуда. Чувствительный элемент с размерами 1400×10 мкм изготавливали из Pt/Ti с защитным полимерным покрытием Polyene-C. Величина ТКС сенсора составила $0,08$ $\%/^{\circ}\text{C}$, а сопротивление – $1,2$ кОм с чувствительностью $2,5$ мВ/Па. Такой зонд имеет три независимых информационных канала, а перекрестное сравнение получаемых данных от сенсоров позволяет облегчить позиционирование катетера по сечению сосуда с целью проведения измерений напряжения сдвига на стенке сосуда, в развитом потоке и местах уменьшения скорости кровотока.

Одновременное снятие физиологических показаний *in vivo* с нескольких разных сенсоров, расположенных на кончике микрокатетера, является весьма важной диагностической задачей [17]. С целью проведения непрерывных количественных измерений в кровеносных сосудах микросенсор скорости кровотока из Ti/Au ($0,01/0,1$ мкм) с ТКС, равным $0,3$ $\%/^{\circ}\text{C}$, расположили вместе с датчиком температуры и глюкозы на гибкой полиамидной подложке Kapton толщиной 25 мкм и покрыли защитным слоем толщиной 5 мкм из полимера Polyene-C. Подложку скрутили в спиральную трубку с внешним диаметром 650 мкм для устранения влияния изгибных напряжений в подложке на отклик сенсора и поместили в катетер диаметром $1,2$ мм. Общий вид спиральной микротрубки с сенсорами внутри кровеносного сосуда и его поперечное сечение изображены на рис. 2. Микросенсор может располагаться как с внешней стороны трубки, так и с внутренней, позволяя получить данные о кровотоке в реальном режиме времени для облегчения диагностики и терапии внутрисосудистых заболеваний.

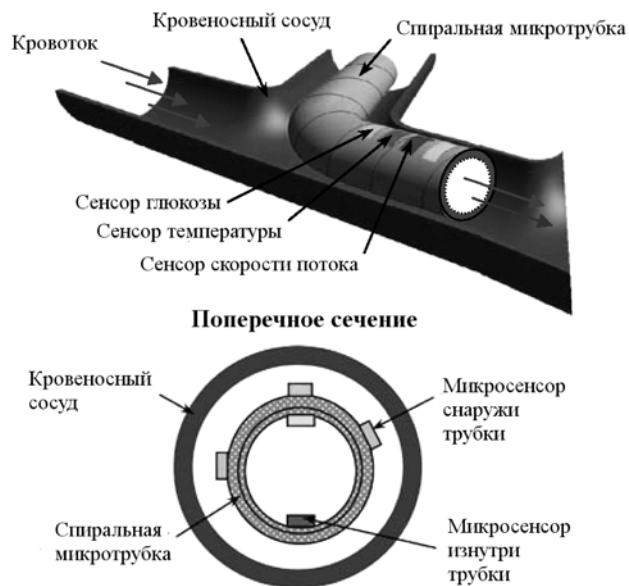


Рис. 2. Спиральная микротрубка с сенсорами в кровеносном сосуде

Выводы

Термоанемометры в наше время не утратили своей значимости в гемодинамических исследованиях. Развитие метода термоанемометрии основывается на улучшении пространственного разрешения, чувствительности и частоты отклика сенсора. Современные стандартные варианты пленочного сенсора позволяют успешно измерять скорость кровотока, но не обладают достаточной чувствительностью и необходимыми частотными характеристиками для проведения измерений на-

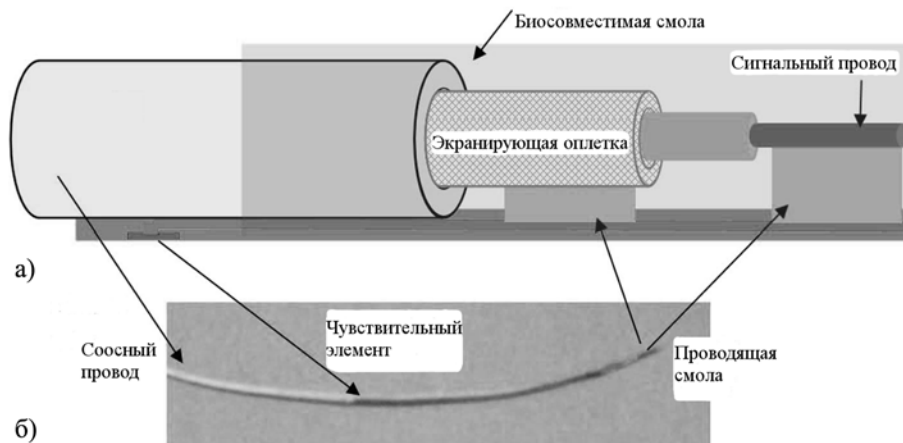


Рис. 1. Изображение внутреннего устройства гибкого пленочного зонда (а) и внешнего вида катетера (б)

пряжения сдвига на стенке сосуда с целью изучения гемодинамики.

Методы с применением лазерных технологий (LDA, PIV) не годятся для измерения сдвиговых напряжений в связи с оптическими ограничениями и высоким уровнем шума из-за отражений сигнала от стенки сосуда [14]. Фазово-контрастный метод магниторезонансной визуализации (PC-MRI) также не позволяет точно измерять сдвиговые напряжения на подвижной стенке сосуда *in vivo* в связи с недостаточным временно-пространственным разрешением и ограниченным отношением сигнал/шум [18]. Неинвазивное ультразвуковое сканирование при изучении гемодинамики ограничивается костными перегородками, тканями и кривизной сосуда [19]. Ультразвуковой доплеровский датчик, установленный на кончике катетера, позволяет проводить инвазивные измерения скоростных характеристик кровотока в центре сердечно-сосудистой системы *in vivo* с высоким разрешением по пространству и времени, но точность измерения скорости кровотока и сдвигового напряжения на стенке зависит от углов озвучивания и направления потока [18]. Магниторезонансная визуализация (MRI), в отличие от ультразвука (USI), позволяет анализировать гемодинамику независимо от анатомического покрытия или направления потока, но временно-пространственное разрешение MRI ниже USI в связи с эффектами частичного объема [20].

В настоящее время разработаны микросенсоры, которые значительно превосходят стандартные варианты сенсоров по основным параметрам и позволяют успешно измерять сдвиговые напряжения *in vivo* и *in vitro* как на стенке сосуда, так и в кровотоке. Расположение микросенсора на гибком катетере обеспечивает минимальную инвазивность, что является важным в эксперименте *in vivo* для изучения центра сердечно-сосудистой системы, недоступного оптическим методам [21]. Применение современных защитных покрытий позволяет значительно увеличить время работы пленочного сенсора в цельной крови и различных кровезамещающих жидкостях с сохранением удовлетворительных динамических характеристик и чувствительности сенсора.

Новейшие перспективные разработки направлены в сторону миниатюризации сенсора, улучшения его чувствительности и частотных характеристик с целью получения более детальной информации о кровотоке, что имеет большое значение для решения многих вопросов в области биомедицины.

Список литературы:

1. *Jensen K.D.* Flow Measurements // J. of the Braz. Soc. of Mech. Sci. and Eng. 2004. Vol. 26. № 4. PP. 400-419.
2. *Hatle L., Angelsen B.* Doppler Ultrasound in Cardiology: Physical Principles and Clinical Applications. Second Edition. – Philadelphia: Lea and Febiger, 1985. 331 p.
3. *Cloutier G., Chen D., Durand L.-G.* Performance of Time-Frequency Representation Techniques to Measure Blood Flow Turbulence With Pulsed-Wave Doppler Ultrasound // Ultrasound in Medicine & Biology. 2001. Vol. 27. № 4. PP. 535-550.
4. *Adel M., Seth L., Seigo I. et al.* Hemodynamic Shear Stress and its Role in Atherosclerosis // JAMA. 1999. Vol. 282. № 2. 8 p.
5. Dantec Dynamics Inc. Probes for Hot-Wire Anemometry / Technical Description. 2014. Vol. 11. № 238. 26 p.
6. *Silvestri S., Schena E.* Micromachined Flow Sensors in Biomedical Applications // Micromachines. 2012. Vol. 3. № 2. PP. 225-243.
7. *Sung C., Donald L. et al.* Application of Heated-Film Velocity and Shear Probes to Hemodynamic Studies // Circulation Research. 1968. Vol. 23. PP. 789-801.
8. *Hongyu Yu, Lisong Ai, Rouhanizadeh M. et al.* Flexible Polymer Sensors for In Vivo Intravascular Shear Stress Analysis // Journal of Microelectromechanical Systems. 2008. Vol. 17. № 5. PP. 1178-1186.
9. *Tang R., Huang H., Hongyu Yu et al.* Three-Dimensional Flexible Thermal Sensor for Intravascular Flow Monitoring // Sensors Journal. 2013. Vol. 13. № 10. PP. 3991-3998.
10. Thermo-Systems Inc. Innovation in the Thermal Anemometry / Technical Description. 2004. 48 p.
11. *Tangwongsan C.* Measurement of In Vivo Endocardial and Hepatic Convective Heat Transfer Coefficient. – University of Wisconsin-Madison, Department of Biomedical Engineering, PhD Dissertation, 2003. 122 p.
12. *Steeves C.A., Young Y.L., Liu Z. et al.* Membrane Thickness Design of Implantable bio-MEMS Sensors for the In-Situ Monitoring of Blood Flow // Journal of Material Science: Materials in Medicine. 2007. Vol. 18. № 1. PP. 25-37.
13. *Tzung K., Sung K., Pak K. Wong et al.* Micro Sensors: Linking Real-Time Oscillatory Shear Stress with Vascular Inflammatory Responses // Annals of Biomedical Engineering. 2004. Vol. 32. № 2. PP. 189-201.
14. *Rouhanizadeh M., Soundararajan G. et al.* MEMS Sensors to Resolve Spatial Variations in Shear Stress in a 3-D Blood Vessel Bifurcation Model // Sensors Journal. 2006. Vol. 6. № 1. PP. 78-87.
15. *Jiang F.* Silicon-Micromachined Flow Sensor. – California Institute of Technology, PhD Dissertation, 1998. 170 p.
16. *Togawa T., Tamura T.* Biomedical Sensors and Instruments. Second Edition. – CRC Press, 2011. PP. 112-113.
17. *Chunyan Li, Pei-Ming Wu et al.* A Flexible Polymer Tube Lab-Chip Integrated With Microsensors for Smart Microcatheter // Biomedical Microdevices. 2008. Vol. 10. № 5. PP. 671-679.
18. *Stalder A.F., Russe M.F., Bock J. et al.* Quantitative 2D and 3D Phase Contrast MRI: Optimized Analysis of Blood Flow and Vessel Wall Parameters // Magnetic Resonance in Medicine. 2008. Vol. 60. № 5. PP. 1218-1231.
19. *Katritsis D., Kaiktsis L., Chaniotis A. et al.* Wall Shear Stress: Theoretical Considerations and Methods of Measurement // Progress in Cardiovascular Diseases. 2007. Vol. 49. № 5. PP. 307-329.
20. *Stankovic Z., Csatar Z., Deibert P. et al.* A Feasibility Study to Evaluate Splanchnic Arterial and Venous Hemodynamics by Flow-Sensitive 4D MRI Compared with Doppler Ultrasound in Patients with Cirrhosis and Controls // European Journal of Gastroenterology & Hepatology. 2013. Vol. 25. № 6. PP. 669-675.
21. *Dyverfeldt P.* Extending MRI to the Quantification of Turbulence Intensity / Linköping Studies in Science and Technology, Doctoral Thesis. 2010. № 1297. 73 p.

Василий Игоревич Маслов,
магистр техники и технологии,
инженер отделения гидроаэродинамики,
ФГУП «Крыловский государственный
научный центр»,
Андрей Данилович Юхнев,
научный сотрудник,
кафедра гидроаэродинамики, горения
и теплообмена,
ФГАОУ ВО СПбПУ,
г. С.-Петербург,
e-mail: doc128@yandex.ru