

МОБИЛЬНАЯ БАЛЛИСТОКАРДИОГРАФИЯ НА ОСНОВЕ АКСЕЛЕРОМЕТРОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АДРЕСНЫХ ВОЛОКОННЫХ БРЭГГОВСКИХ СТРУКТУР

А.А. Силантьева

Казанский национальный исследовательский технический университет
имени А.Н. Туполева-КАИ
Российская Федерация, 420111, г. Казань, ул. К. Маркса, 10

Аннотация. Неинвазивный оперативный мониторинг жизненно важных показателей спортсмена является необходимым требованием для контроля и профилактики возникновения перегрузок в ходе тренировочного процесса по многим причинам. Одна из наиболее важных причин - повышение эффективности тренировочного процесса. В этой статье обсуждаются основные методы снятия баллистокардиограммы на основе волоконно-оптических технологий, а именно волоконных брэгговских решеток и адресных волоконных брэгговских структур, в динамичном состоянии спортсмена в ходе тренировочного процесса. На основе проведенного анализа был сделан вывод о необходимости построения носимых спортсменом устройств, работающих по принципу акселерометра. Показаны преимущества применения в акселерометрах адресных волоконных брэгговских структур, позволяющих повысить точность формирования записываемой кардиограммы как колебательного процесса и характеризовать процесс их снятия как адресный при наличии нескольких носимых датчиков.

Ключевые слова: баллистокардиография, волоконно-оптические технологии, волоконная брэгговская решетка, адресная волоконная брэгговская структура, динамичное состояние спортсмена, акселерометр.

Введение

Динамика спортсмена в ходе тренировочного процесса приводит к значительной активизации кардиореспираторной деятельности его организма и отражается на структуре снимаемой в данный момент баллистокардиограммы (БКГ).

БКГ – это неинвазивный метод, используемый для создания графического представления движений тела человека, возникающих в результате изменения параметров кровотока в сосудах кровеносной системы за период времени, равный полному циклу сокращений сердца. Системы формирования БКГ могут использоваться без участия специального технического или медицинского персонала. Существующие методы снятия БКГ: механические методы, электронные методы и магнитные методы - небезопасны для человека, так как существует риск удара током, пореза и т.д. Все эти методы используются в основном для статичного положения спортсмена, например, в специальной лаборатории или во время сна, а для их реализации требуется громоздкое и дорогостоящее оборудование.

С одной стороны, ее анализ в динамике позволяет четко следить за состоянием спортсмена, оценивать его нагрузки и прогнозировать его возможности, с другой - усложняется процесс ее расшифровки, зашумленный сигналами сердечного ритма и дыхания [1, 2]. В отличие от снятия БКГ в состоянии покоя (сон), в статичном положении в моменте (сидя, стоя, не уходя с тренировочной площадки), снятие БКГ в динамике требует кардинально другого подхода, поскольку в этом случае ее описание отличается от законов квазистационарного импульсно-колебательного процесса и может быть описан либо как вибрационный процесс с выделением стабильных спектральных составляющих в ходе планового тренировочного процесса, либо как стохастический при переходе спортсмена в состояние перегрузки.

Дополнительно следует отметить, что характер фиксации кардиореспираторной деятельности организма спортсмена в динамике требует построения носимых, неинвазивных устройств с записью информации на носитель памяти или непосредственной беспроводной передачей на тренерский пост. Многочисленные носимые, неинвазивные методы и устройства были разработаны для снятия БКГ, чтобы преодолеть ограничения клинических методов и лабораторных методов при статичном или статичном в моменте положении спортсмена [3].

Как правило, это устройства со множеством датчиков, проводов, оптических кабелей, что мешает спортсмену тренироваться в полную силу, а, следовательно, и оценить полную картину его состояния в динамике по БКГ. Преодоление этих ограничений может быть достигнуто за счет возможности контроля физиологических параметров полностью носимыми устройствами, но гарантирующими достоверность измерений.

Поэтому возникает необходимость в разработке устройства для мобильной БКГ.

1. Акселерометр, как основной датчик для мобильной БКГ

Носимые системы БКГ в основном основаны на акселерометрических датчиках, которые обычно крепятся к телу (т.е. голове, груди, запястью, предплечью и т.д.). Принцип этого подхода заключается в обнаружении ускорения, которое возникает в результате движений тела человека, при изменении параметров кровотока в сосудах кровеносной системы.

Акселерометр – это датчик, работающий на основе второго закона Ньютона. Это один из наиболее используемых датчиков для снятия БКГ, поскольку он характеризуется как неинвазивный, малогабаритный и недорогой. Акселерометр обычно моделируется как система масса-пружина-амортизатор, как показано на рис. 1.

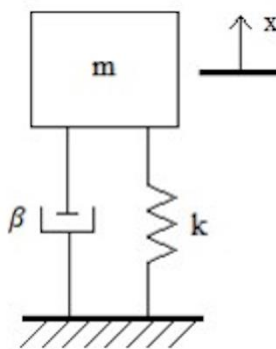


Рис. 1. Модель акселерометра «масса-пружина-демпфер»:
 m – масса; k – константа пружины; β – коэффициент демпфера; x – смещение массы

В статике, согласно второму закону Ньютона, уравнение, описывающее модель масса-пружина, имеет вид:

$$kx=ma, \quad (1)$$

где a – ускорение.

Из уравнения (1) смещение массы и ускорение равно:

$$x = ma/k, a = kx/m. \quad (2)$$

Таким образом, можно получить ускорение a из уравнения (2), измерив смещение x .

Акселерометры могут обеспечить носимый неинвазивный мониторинг, но они очень чувствительны к артефактам движения. Поэтому некоторые из их технических характеристик должны быть тщательно выбраны: они должны иметь возможность регистрировать низкочастотные и малоамплитудные сигналы движения. В частности, амплитуда баллистокардиографического сердечного компонента составляет по массе порядка мг, тогда как амплитуда баллистокардиографического респираторного компонента по массе еще ниже, т. е. 0,1 мг. Способность акселерометра обнаруживать эти сигналы зависит от технической характеристики, называемой минимальным обнаруживаемым ускорением или разрешением $a_{\min}$. Предполагая, что ускорение обнаруживается, т.е. может генерировать напряжение, превышающее шум акселерометра, $a_{\min}$ задается следующим соотношением [4]:

$$a_{\min} = \frac{\text{Уровень шума}}{\text{Чувствительность}}. \quad (3)$$

Как следствие, для обнаружения небольшого ускорения требуется высокая чувствительность. Другой характеристикой акселерометров является уровень шума, который должен быть низким. Он определяется термомеханическим шумом [4]:

$$\frac{a_{\min}^2}{f} = 4k_B T \omega_0 \frac{1}{mQ}, \quad (4)$$

где f – полоса пропускания акселерометра, т. е. диапазон частот, в котором он работает; k_B – постоянная Больцмана; T – температура; ω_0 – резонансная частота (угловая); Q – добротность.

Из уравнения (4) можно сделать вывод, что разрешение $a_{\min}$ улучшается с низкими частотами; следовательно, шум может быть частично подавлен ограничением полосы пропускания акселерометра f . Более того, разрешение улучшается даже при высоких значениях m , поскольку масса обратно пропорциональна $a_{\min}$. Однако для уменьшения дискомфорта, связанного с использованием этих устройств, предпочтительнее иметь акселерометры уменьшенного размера и веса. Тяжелый акселерометр может вызвать нежелательный эффект некомфортной нагрузки, массы [4].

В этом отношении акселерометры микроэлектромеханических систем (МЭМС) имеют преимущество перед другими; фактически они имеют минимальные размеры, что определяется технологиями изготовления устройств указанного класса. МЭМС-акселерометры объединяют как механические части, так и электронные схемы управления в одном кремниевом кристалле. Их типовой минимальный уровень шума имеет порядок мг/ $\sqrt{\text{Гц}}$. Дополнительно следует отметить низкое энергопотребление МЭМС-акселерометров [5].

Как можно заметить в уравнении (2), малая масса не благоприятствует достижению хорошей чувствительности и, следовательно, низкого $a_{\min}$; на самом деле, обнаружение сигнала БКГ с помощью МЭМС-акселерометров является сложной задачей [5]. Левая часть уравнения (4) представляет собой квадрат плотности шума. Плотность шума можно найти с помощью следующего уравнения:

$$N = \frac{a_{\min}}{\sqrt{f}}. \quad (5)$$

Наконец, верхний предел полосы пропускания обычно ограничен собственной частотой МЭМС-акселерометра f_0 :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}}. \quad (6)$$

Из уравнений (2) и (6) видно, что при фиксированной массе существует связь между

полосой пропускания и чувствительностью акселерометра: использование акселерометра с полосой пропускания шире необходимого нецелесообразно, так как ухудшается чувствительность [4].

Основным преимуществом акселерометров является возможность дискриминации сердечного ритма от БКГ. Важно отметить, что низкочастотные компоненты акселерометрического сигнала 0,6 - 20 Гц связаны с БКГ, а высокочастотные компоненты >18 Гц - с сердечным ритмом [2].

2. Электронные акселерометры

Традиционная баллистокardiографическая технология измеряет силу отдачи тела, а не ускорение тела. Таким образом, поскольку используемые датчики регистрируют акселерометрические сигналы, то их необходимо преобразовать в традиционную БКГ благодаря второму закону Ньютона:

$$F_{\text{тела}} = m_{\text{тела}} \cdot a_{\text{тела}} \cdot \quad (7)$$

В [6] проведено сравнение двух акселерометров IIS3DHHС и Berkeley с целью их использования в практике мобильного снятия БКГ.

IIS3DHHС – это 3-осевой цифровой акселерометр с ультранизким уровнем шума и превосходной стабильностью, используемый в качестве прецизионного инклинометра, в нивелирных приборах и для наведения антенн и платформ. Его чувствительный элемент производится с помощью специального процесса микрообработки, разработанного STMicroelectronics для изготовления приводов и инерциальных датчиков на кремниевых пластинах [6].

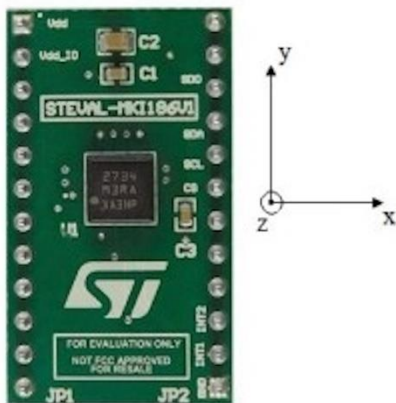


Рис.2. Датчик STEVAL-MKI186V1 с акселерометром IIS3DHHС

Основные характеристики акселерометра [6] приведены в табл. 1.

Таблица 1. Основные характеристики акселерометра IIS3DHHС

Характеристики	Значения
Размеры	5x5x1,7 мм
Чувствительность	0,076 мг/цифра
Полная шкала	± 2,5 г
Плотность шума	45 мкг/√Гц
Напряжение питания	1,71 - 3,6 В
Ток питания	2,5 мА
Полоса пропускания	0 - 440 Гц

Акселерометр Berkeley обычно используется в промышленных платформах (инклинометр) и для формирования изображений сверхстабильной виртуальной реальности. Он установлен на плате, которая включает микроконтроллер STM32-F3, емкостный цифровой датчик влажности и температуры (HTS221) и цифровой акселерометр MEMS (Berkeley).

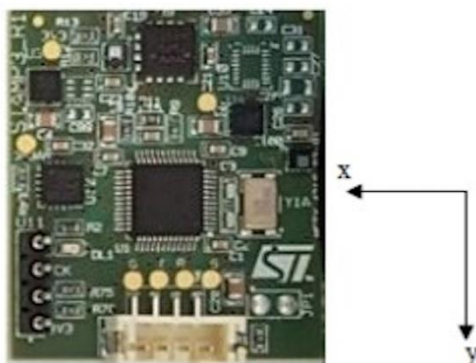


Рис.3. Датчик с акселерометром Berkeley

В частности, акселерометр Berkeley представляет собой маломощный и сверхмалый двухосевой MEMS-инклинометр. Его основные характеристики приведены в табл. 2.

Таблица 2. Основные характеристики акселерометра Berkeley

Характеристики	Значения
Размеры	1,5x5x1,7 мм
Чувствительность	0,122 мг/цифра при полной шкале ± 4 г; 0,061 мг/цифра при полной шкале ± 2 г; 0,0305 мг/цифра при полной шкале ± 1 г; 0,01525 мг/цифра при полной шкале $\pm 0,5$ г
Плотность шума	15 мкг/ $\sqrt{\text{Гц}}$
Напряжение питания	1,71 - 3,6 В
Ток питания	160 мкА в высокопроизводительном режиме и 3 мкА в режиме пониженного энергопотребления
Полоса пропускания	0 - 52 Гц

В частности, чтобы избежать насыщения датчика, можно использовать только полную шкалу ± 4 г или ± 2 г, поскольку датчик во время измерений располагается вертикально. Для повышения чувствительности полная шкала устанавливается на ± 2 г.

Как правило, оба датчика представляют собой устройства plug and play (PnP), то есть устройства, которое работает с компьютерной системой сразу после подключения.

В соответствии с табл. 1 и табл. 2 указаны параметры МЭМС-акселерометров без учета их обвязки. По приведенным рис. 2 и рис. 3 можно оценить возможность их установки только на груди, т.е. в зоне основного сигнала сердечного ритма и процесса дыхания. Таким образом, отношение сигнал/шум измерений, приведенный к сигналу БКГ, можно считать сверхмалым. В других случаях установки датчик не будет облежать места установки и будет вносить дискомфорт для спортсмена.

Учитывая эти негативные факторы, следует проанализировать волоконно-оптические акселерометры, обладающие гибкостью, не требующие сложных структур обвязки,

имеющие минимальные размеры, близкие к электронным и не подверженные внешним помехам электромагнитной природы в условиях их сложной структуры в любом спортивном сооружении.

3. Малогабаритные волоконно-оптические акселерометры

Для того чтобы датчик ВБР функционировал как акселерометр, ускорение должно быть связано с механической нагрузкой на ВБР. Затем полученный сдвиг длины волны калибруется по уровню ускорения. Можно представить себе несколько схем для построения таких устройств, и несколько поставщиков предлагают эти типы датчиков в качестве коммерческих продуктов. Оптомеханическая конструкция акселерометра определяет характеристики датчика из линейного диапазона частотной характеристики, максимального ускорения и чувствительности датчика (с точки зрения сдвига длины волны к ускорению). Чтобы понять эти влияния, рассматривается простая модель линейного пружинного акселерометра с датчиком ВБР, действующим как пружина, прикрепленная к массе (m), как показано на рисунке 4.

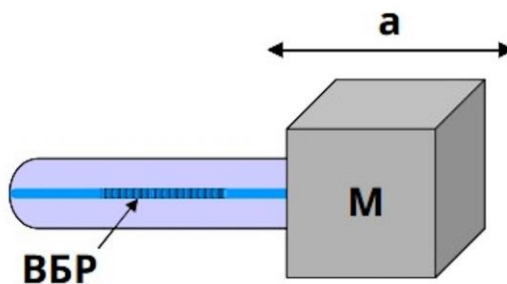


Рис. 4. Схема конструктивно простого акселерометра на базе ВБР [6]

m – масса; a – ускорение

В этом случае оптическое волокно действует как механический стержень с пружинной константой $k=EA/L$, где k – константа пружины, E – модуль Юнга, A – площадь сечения, L – длина. ВБР оптически вписана в оптическое волокно, и можно предположить, что ее оптомеханические свойства аналогичны свойствам исходного оптического волокна.

Оптическое волокно обладает модулем упругости 69 ГПа, а типичное одномодовое оптическое волокно имеет диаметр 125 мкм. Если длина волокна установлена на 2 см, а масса установлена на 0,5 кг, то собственная частота конструкции акселерометра будет равна 46,3 Гц. Изменения длины секции оптического волокна и массы сместят собственную частоту, тем самым изменив диапазон частотной характеристики акселерометра. Необходимо решить вопросы максимальной нагрузки на оптическое волокно и прогиба оптического волокна, чтобы определить реалистичные пределы для этой конструкции датчика в случае измерения БКГ.

Ускорение измеряется ВБР, поскольку результирующая сила, формируемая массой, прикладываемая к оптическому волокну, отражается в его продольной деформации из-за изменения инерции. Для этой простой линейной системы деформация, испытываемая ВБР по отношению к ускорению, определяется как:

$$\varepsilon = \left(\frac{m}{EA} \right) \cdot a. \quad (8)$$

Как известно, ВБР испытывает сдвиг длины волны, который линейно пропорционален приложенной деформации. Способность измерять сдвиг длины волны ВБР аналогична измерению изменения напряжения в стандартной системе датчика акселерометра. Приборы, используемые для контроля отклика датчика ВБР, также определяют чувствительность измерения акселерометра, что не полностью удовлетворяет нашему требованию по построению носимого устройства для контроля БКГ [7]. Как правило, это оптоэлектронные дорогостоящие, крупногабаритные по сравнению с акселерометром, интеррогаторы с относительно низкой разрешающей способностью.

Преодолеть указанный недостаток можно с переходом к радиофотонным интеррогаторам и адаптированных к ним адресным волоконным брэгговским структурам (АВБС) [9].

4. Применение АВБС в акселерометрах

Применение π -ВБР-АВБС [9] позволяет регистрировать колебания инерционной массы на частоте биений между составляющими излучения, прошедшими на фотоприемник через окна прозрачности. Это впервые позволило проводить обработку сигнала акселерометра на радиочастотах, в области минимальных шумов фотоприемника, что позволяет избавиться от влияния низкочастотных шумов различной природы, в том числе фотоприемника.

Однако максимальное отклонение инерционной массы от рабочей нулевой точки, которая определяется уровнем по постоянному току, требует применения широкополосного фотоприемника диапазона в десятки ГГц. Второй недостаток заключается в неопределенности положения инерционной массы от рабочей точки при измерении частоты биений, которая будет одинакова при ее одинаковом отклонении вправо и влево. Устранить эти недостатки позволило применение вместо π -ВБР-АВБС на 2π -АВБС, т.е. ВБР с двумя фазовыми сдвигами. АВБС установлены на разных волокнах (рис. 5), что дополнительно позволяет увеличить устойчивость акселерометра к поперечным ускорениям.

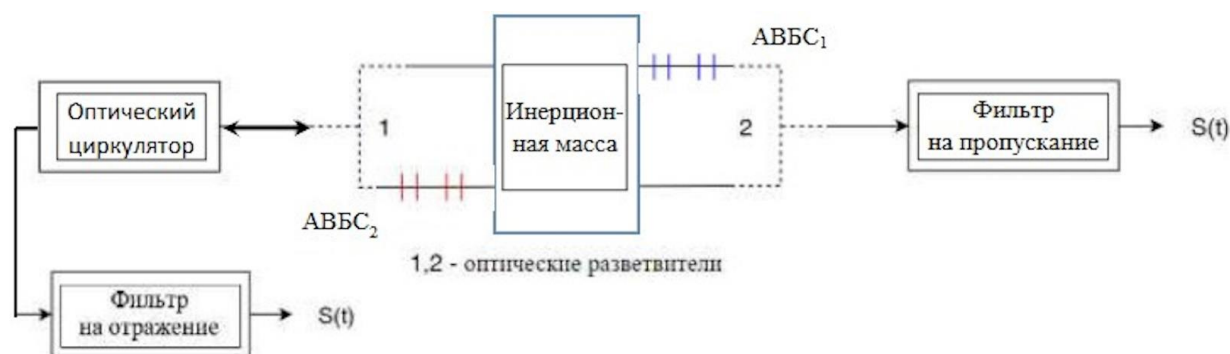


Рис. 5. Обобщенная схема радиофотонного акселерометра на АВБС [5]

Обработка сигнала акселерометра осуществляется по сигналам частоты биений адресных компонент на выходе узкополосных фильтров (100 кГц) настроенных на адресную частоту каждой 2π -АВБС.

Положение инерционной массы определяется по их амплитудам в соотношении с АЧХ фильтра, имеющей линейный наклонный вид. Тем самым всегда можно сказать сжата (минимальная амплитуда) или растянута (максимальная амплитуда) 2π -АВБС с уникальной адресной частотой.

Проблемой в акселерометре такого типа является достаточно широкий диапазон частот требуемого фотоприемника при регистрации крайних положений инерционной массы. Кроме того, в ряде ситуаций, возникающих в области малых колебаний могут возникнуть

коллизии, связанные с совпадением разностных частот между двумя 2π -АВБС и их адресных частот. Избежать последнего недостатка можно при использовании 3π -АВБС и 4π -АВБС, в которых число таких коллизий приближается к нулю в рамках рассмотрения только массива акселерометров. Для одного акселерометра таких коллизий в случае 3π -АВБС и 4π -АВБС не существует. Основным условием устранения коллизий является асимметричное положение адресных компонент. Таким образом, если для одной пары компонент коллизия есть, то для другой она отсутствует, а анализ ведется аналогично акселерометрам с 2π -АВБС.

Несомненно, устранение коллизий является важным фактором повышения точности измерения вибрационных сигналов, однако, вызывает и дополнительные усложнения конструкции акселерометра: увеличение числа узкополосных микроволновых фильтров, обеспечение работы акселерометров на пропускание АВБС, особенно в массиве, требующее множества оптических волокон, необходимость применения АЧХ фильтров со сложными наклонными или более сложными, например, «двугорбыми» характеристиками. Предложенная в [7] двухкомпонентная волновая АВБС комбинированного типа работает только на отражение. В отличие от ВБР, наличие в структуре $(\lambda+\lambda/\pi)$ -АВБС компоненты с фазовым π -сдвигом предположительно позволит избавиться от снижения точности измерения, вызванного достаточно широкой полосой отражения ВБР-компоненты. Фактически $(\lambda+\lambda/\pi)$ -АВБС относится к трехкомпонентным, для которых характерна устойчивость, к рассмотренным ранее коллизиям. Применение компоненты с фазовым π -сдвигом позволит применить и узкополосный фотоприемник, что позволит снизить стоимость акселерометра. Этому же будет способствовать простота организации работы по массиву акселерометров в топологии «точка-многоточка». Применение анализа полного массива сигналов для 3π -или 3λ -АВБС, рассмотренного [8-12], позволит упростить алгоритмическую основу и программное обеспечение для их обработки. Особое внимание следует обратить на то, что для $(\lambda+\lambda/\pi)$ -АВБС основная адресная частота явно не выражена, т.е. не может быть определена по измерениям только на пропускание или только на отражение. Это еще раз подтверждает необходимость анализа полного спектра сигналов как на отражение, так и на пропускание, что было рассмотрено в [12].

Основным преимуществом предлагаемого акселерометра следует считать возможность работы его сенсоров как на продольную деформацию, так и на изгибную, зависящую от места его установки на теле спортсмена. Возможные изгибные деформации рассмотрены нами в [7], а продольные в [8]. Сам акселерометр, приближенный к структуре, показанной на рис. 5, изготавливается методом 3D-печати и содержит направляющие для движения юлока инерционной массы. При этом используемый полимер должен быть гибким и с низким коэффициентом теплового расширения, поскольку температура спортсмена меняется в ходе тренировочного процесса.

Заключение

В данной работе предложена конструкция и принцип действия малогабаритного акселерометра с использованием АВБС различного типа для реализации мобильной БКГ. Обоснованы его структурные и функциональные преимущества перед электронными и акселерометрами на ВБР. Определение детальных метрологических характеристик такого акселерометра можно оценить по известным работам, однако для реализации БКГ данная задача является предметом дальнейших исследований. Основной акцент будет сделан для АВБС типа $2\lambda/2\pi$ -АВБС по известной классификации [8], которая еще не представлена научному сообществу.

Список литературы

1. Morra, S. Modification of the mechanical cardiac performance during end-expiratory voluntary apnea recorded with ballistocardiography and seismocardiography / S. Morra et al. // *Physiological Measurement*. – 2019 – V. 40. – № 10. – P. 105005.
2. Cathelain, G. Dynamic Time Warping for Heartbeat Detection in Ballistocardiography / G. Cathelain, B. Rivet, S. Achard, J. Bergounioux, F. Jouen // *2019 Comput. Cardiol. Conf.*, 2019: pp. 1–4.
3. Paalasmaa, J. Adaptive heartbeat modeling for beat-to-beat heart rate measurement in ballistocardiograms / J. Paalasmaa, H. Toivonen, M. Partinen // *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*. 19 (2015) 1945–1952.
4. Sadek, I. Nonintrusive heart rate measurement using ballistocardiogram signals: A comparative study / I. Sadek, J. Biswas // *Signal Image Video Process.* – 2018. – V. 13. – P. 475–482.
5. Chen, Z. Simultaneous measurement of breathing rate and heart rate using amicrobend multimode fiber optic sensor / Chen Zhihao, Lau Doreen, Teng Teo Ju et al. // *Journal of Biomedical Optics*. - 19(5), 057001.
6. Baldwin, C. Review of Fiber Optic Accelerometers / C. Baldwin, J. Niemczuk, J. Kiddy, et al. // *Conference Proceedings of the Society for Experimental Mechanics Series*. «23rd Conference and Exposition on Structural Dynamics 2005, IMAC-XXIII 31 January 2005 - 3 February 2005» – 2005.
7. Силантьева, А.А. Радиофотонная адресная многосенсорная система формирования баллистокardiограмм спортсмена в статичном положении / А. А. Силантьева, О. Г. Морозов, Р. А. Юсупов [и др.] // *Электроника, фотоника и киберфизические системы*. – 2024. – Т. 4, № 2. – С. 80-97.
8. Мисбахов, Р.Ш. Комбинированные двухкомпонентные многоадресные волоконные брэгговские структуры / Р.Ш. Мисбахов, В.И. Артемьев, О.Г. Морозов и др. // *Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы*. – 2024. – № 2 (62). – С. 57-73.
9. Мисбахов, Р.Ш. Поляризационный волоконно-оптический датчик контроля силы сжатия обмоток трансформатора с радиофотонным адресным опросом / Р.Ш. Мисбахов, Р.Ш. Мисбахов и др. // *Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы*. – 2022. – № 4 (56). – С. 38-50.
10. Grillet, A. Optical fiber sensors embedded into medical textiles for healthcare monitoring / A. Grillet, D. Kinet, J. Witt et al. // *IEEE Sensors Journal*. – 2008. – V. 8 -7. – P. 1215-1222.
11. Witt, J. Medical textiles with embedded fiber optic sensors for monitoring of respiratory movement/ J. Witt, F. Narbonneau, M. Schukar et al.// *IEEE Sensors Journal*. – 2012. – V. 12. – № 1. – P. 246-255.
12. Tan, F. Contactless vital signs monitoring based on few-mode and multi-core fibers / F. Tan, W. Lyu, S. Chen, Z. Liu, and C. Yu // *Opto-Electronic Advanced*. – 2020. – V.3. – № 5. – P. 190034.

MOBILE BALLISTOCARDIOGRAPHY BASED ON ACCELEROMETERS USING ADDRESSABLE FIBER BRAGG STRUCTURES

A.A. Silanteva

Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev-KAI
10, st. K. Marx, Kazan, 420111, Russian Federation

Abstract. Noninvasive operational monitoring of an athlete's vital signs is a necessary requirement for the control and prevention of overloads during the training process for many reasons, one of the most important of which is to increase effectiveness of the training process. This article discusses the main methods of ballistocardiogram record based on the fiber-optic technologies, namely fiber Bragg gratings and addressable fiber Bragg structures, in the dynamic state of an athlete during the training process. Based on the analysis, it was concluded that it is necessary to build athlete-wearable devices operating on the principle of an accelerometer. The advantages of using addressable fiber Bragg structures in accelerometers are shown, which makes it possible to increase both the accuracy of the formation of the recorded ballistocardiogram as an oscillatory process and to characterize the process of their removal as addressable in the presence of several wearable sensors.

Keywords: ballistocardiography, fiber-optic technologies, fiber Bragg grating, addressable fiber Bragg structure, dynamic state of the athlete, accelerometer.

Статья представлена в редакцию 24 марта 2025г.