

РАДИОФОТОННАЯ АДРЕСНАЯ МНОГОСЕНСОРНАЯ СИСТЕМА ФОРМИРОВАНИЯ БАЛЛИСТОКАРДИОГРАММ СПОРТСМЕНА В СТАТИЧНОМ ПОЛОЖЕНИИ

*А.А. Силантьева, О.Г. Морозов, Р.А. Юсупов, А.Л. Овчинников,
Р.М. Муратов, Ш.Р. Мурадхаджаев, П.С. Петухов*

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

Аннотация. Баллистокардиография (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. Анализ зарегистрированных баллистических кривых – баллистокардиограмм (БКГ) – показал их высокую эффективность при выявлении лиц с аномальными циркуляторными паттернами или сердечными заболеваниями. Среди известных датчиков формирования БКГ волоконно-оптические (ВОД) обладают преимуществами по чувствительности, устойчивости к электромагнитным помехам и безопасности. ВОД на основе микро- и макроизгибных, интерферометрических и волоконных брэгговских технологий, используемые для измерения БКГ, обычно размещаются над или под матрасом, на котором располагается спортсмен в статичном положении, лежа на спине. Когда слабый сигнал сердечно-легочной вибрации воздействует на датчик, характерные параметры оптического излучения, зондирующего его, такие как интенсивность, фаза или длина волны будут соответственно изменяться. Применение волоконных брэгговских решеток (ВБР) для формирования БКГ спортсмена, находящегося в статичном положении, является оптимальным. В данной статье рассматриваются принципы построения радиофотонной системы адресного многосенсорного формирования БКГ спортсмена, находящегося в статичном положении, которая по назначению относится к процессу контроля его здоровья и реабилитации, а по области исследований – к спортивной инженерии. Для появления у системы формирования БКГ признаков адресности, многосенсорности и возможности применения радиофотонных технологий их опроса, ВБР как одинарный базовый датчик большинства подобных систем заменен на множество адресных волоконных брэгговских структур. Представлена структурная схема радиофотонной системы адресного многосенсорного формирования БКГ в статичном положении спортсмена, акцентировано внимание на особенностях ее работы и описана элементная база для ее создания.

Ключевые слова: радиофотоника; баллистокардиограмма; волоконно-оптический датчик; волоконная брэгговская решетка; адресная волоконная брэгговская структура; измерительный мат; принцип ММО.

Введение

Баллистокардиография (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. Анализ зарегистрированных баллистических кривых – баллистокардиограмм (БКГ) – показал их высокую эффективность при выявлении лиц с аномальными циркуляторными паттернами или сердечными заболеваниями [1]. Описание Старра в 40-х годах прошлого века [2] положило начало более чем трем десятилетиям исследования БКГ как инструмента диагностики сердца. Однако появление новых клинических методов, таких как эхокардиография, ультразвук и компьютерная

томография, предлагающих более точные результаты, привело к снижению интереса к БКГ. В последние годы развитие новых типов датчиков и вычислительных методов возродило интерес к баллистокардиографии в широком круге неклинических приложений [3], включая разработки спортивной инженерии в области контроля здоровья и реабилитации спортсменов.

Одной из начальных целей применения БКГ было определение частоты сердечных сокращений и дыхания (ЧСС и ЧД) [4]. ЧСС и ЧД субъектов, находящихся в статике, например, лежащих на кровати, могут дать ценную информацию о здоровье и благополучии человека. Внезапные изменения или нарушения этих жизненно важных показателей могут быть признаком различных заболеваний, включая проблемы с сердцем, проблемы с дыханием или нарушением сна, такие как апноэ во сне.

В настоящее время расшифровка самой БКГ представляет даже больший объем информации о состоянии здоровья человека. При этом системы формирования БКГ могут использоваться без участия специального технического или медицинского персонала. Кроме того, баллистокардиография является неинвазивной и комфортной процедурой для человека, которая помогает снизить стресс, вызванный другим медицинским оборудованием, таким, например, как электрокардиограф [5]. Сообщалось о многочисленных недавних исследованиях [6, 7], в которых для формирования БКГ применялись различные датчики, включая пьезоэлектрический поливинилиденфторид (ПВДФ), электромеханическую пленку (ЭМФ), пневматические и гидравлические датчики, тензодатчики, волоконно-оптические датчики (ВОД) [8, 9] и др.

ВОД обладают преимуществами по чувствительности, устойчивости к электромагнитным помехам и безопасности. ВОД, используемые для формирования БКГ, обычно размещаются над или под матрасом. Когда слабый сигнал сердечно-легочной вибрации воздействует на датчик, характерные параметры оптического излучения, зондирующего его, такие как интенсивность, фаза или длина волны будут соответственно изменяться. Обнаруживая эти изменения, можно получить сигнал сердечно-легочной вибрации. Соответственно, ВОД для формирования БКГ разделяются по типам модуляции параметров оптического зондирующего излучения интенсивности [10], фазы [11] и длины волны [12]. Наиболее эффективными являются датчики последнего типа на основе волоконных брэгговских решеток (ВБР). Однако, ВБР требуют сложной системы интеррогации с волновым спектральным разделением, поскольку не имеют адресных свойств.

В данной статье рассматриваются принципы построения радиофотонной системы адресного многосенсорного формирования БКГ спортсмена, находящегося в статичном положении, которая по назначению относится к процессу контроля его здоровья и реабилитации, а по области исследований – к спортивной инженерии.

В КНИТУ-КАИ был предложен радиофотонный подход, в котором структура на базе ВБР заменяется на адресные волоконные брэгговские структуры (АВБС) [13-16]. АВБС – это тип ВБР, спектральный отклик которого состоит из двух узких отражающих компонент – АВБС λ -типа (волнового типа) или окон прозрачности – АВБС π -типа (фазового типа). При определенном подключении АВБС любого типа к широкополосному оптическому источнику формируется ее выходное излучение, состоящее из двух узкополосных компонент, частотная разность между которыми называется адресной частотой и относится к микроволновому диапазону (ГГц). Адресная частота не зависит от смещения центральной длины волны АВБС, когда она подвергается внешним воздействиям. Поэтому адресная частота

используется как отличительный параметр, позволяющий опрашивать несколько АВБС, даже при совпадении их центральных, брэгговских длин волн. Таким образом адресная частота – это основной атрибут АВБС, который позволяет создать системы адресного много-сенсорного формирования БКГ. Простейшая АВБС является двухкомпонентной (ДАВБС) [14], устойчивая к межадресным коллизиям является многокомпонентной (МАВБС) [15], способная работать на отражение и пропускание одновременно имеет формулу $2(\lambda/\pi)$ -АВБС [16].

1. Анализ волоконно-оптических технологий формирования БКГ

В общем случае выходной сигнал системы датчиков контроля параметров спортсмена в статичном положении представляет собой составной сигнал, состоящий из сигналов ЧСС, ЧД и БКГ. Следовательно, эти три сигнала должны быть отделены друг от друга, чтобы можно было измерить показатели жизнедеятельности ЧСС и ЧД, а также расшифровать БКГ. Процесс разделения обычно выполняется путем применения полосовых фильтров с определенными частотами среза, которые соответствуют интересующим сигналам. В других случаях процесс разделения может быть выполнен путем применения алгоритмов разложения, например, вейвлет-анализа с множественным разрешением. Следует отметить, что сигналы жизнедеятельности не могут быть обнаружены во время движений тела, и, следовательно, последние следует исключить до процесса измерения, обеспечив статичное положение спортсмена.

Процесс разделения показан на рис. 1 [17].

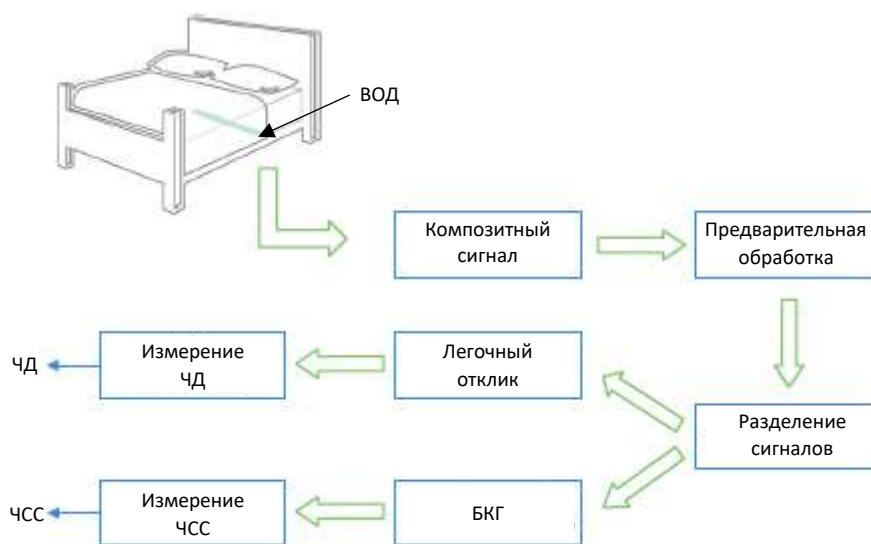


Рис. 1. Установка ВОД и структурная схема первичного разделения сигналов (адаптировано из [17])

На рис. 2 показана типичная форма сигнала БКГ здорового спортсмена [18], в которой основные его компоненты состоят из отрезков волн с пиками H, I, J, K, L и N.

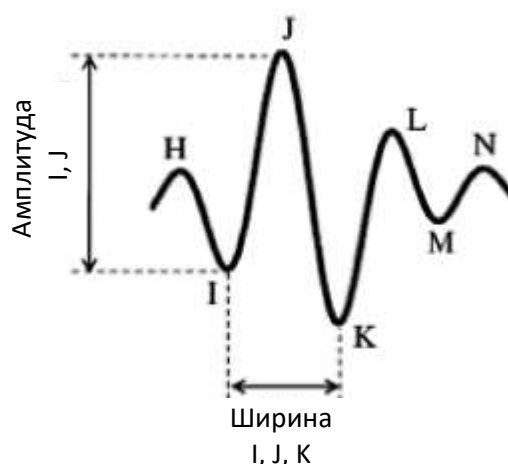


Рис. 2. БКГ здорового спортсмена (адаптировано из [18])

Алгоритмы обработки БКГ можно в целом сгруппировать в три категории: алгоритмы во временной, частотной и вейвлетной (волновой) области. С ними очень хорошо коррелируют по классификации существующие датчики формирования БКГ, такие как, ВОД амплитуды и времени, частоты и фазы, длины волны.

1.1. Амплитудные ВОД для формирования БКГ

Амплитудные ВОД могут быть разделены на два типа: микро- и макроизгибные [19-20].

Принцип работы *датчиков микроизгиба* основан на соответствующей теории микроизгиба многомодовых оптических волокон [19]. На рис. 3 показана система микроизгибного ВОД. Эта система состоит из сенсорного мата с изгибающимися поверхностями, в который встроено микроизгибающееся многомодовое волокно, приемопередатчика и компьютера.

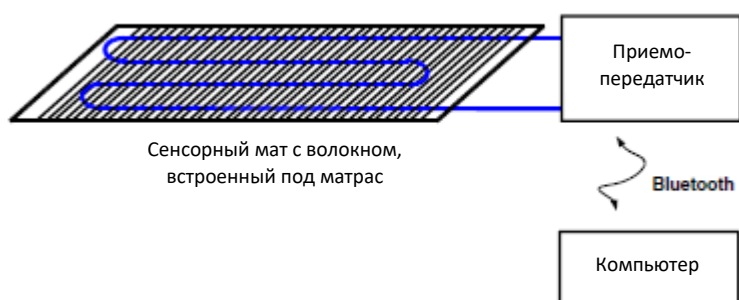


Рис. 3. Система формирования БКГ с микроизгибным ВОД (адаптировано из [19])

Приемопередатчик с питанием от батареи весит около 100 г и состоит из светодиодного (LED) источника света, работающего на длине волны 1310 нм; фотодетектора, способного обнаруживать световой сигнал в диапазоне от 1100 до 1650 нм; усилителей; простого фильтра нижних частот, работающего на частоте 250 Гц; аналого-цифрового преобразователя; микропроцессора и интерфейсных схем для подключения приемопередатчика к компьютеру через Bluetooth. Сенсорный мат изготовлен из двух микробендеров, секции многомодового волокна и пластиковых покровных материалов.

Оптическое волокно, используемое для изготовления датчика, представляет собой стандартное градиентное многомодовое волокно с диаметром сердцевины 100 мкм и числовой апертурой $(NA)=0,272$. Сенсорный мат имеет размеры 25×20 см. Толщина сенсорного мата составляет <2 мм, а вес ~ 65 г, что обеспечивает его портативность и легкое встраивание в медицинский текстиль или матрас. Сенсорный мат в ответ на движение тела, вызванное дыханием, и движение тела, вызванное биением сердца, передает усиление ΔF или импульс давления ΔP к изогнутому многомодовому волокну и вызывает изменение амплитуды деформации его участка X на величину ΔX , что приводит к потерям мощности зондирующего излучения.

Потери на микроизгибах возникают, когда направляемые моды в волокне связаны с излучательными. Эффективная связь между указанными модами может быть достигнута как для градиентных, так и для ступенчатых многомодовых волокон соответственно. Однако только градиентные волокна обладают резонансным механизмом формирования потерь, что выгодно отличает их от ступенчатых. Кроме того, в приложениях спортивной инженерии предпочтение отдается пластиковым градиентным волокнам, поскольку они биосовместимы. Что еще важнее, они более прочные и обеспечивают большую безопасность, чем стеклянные оптоволокна.

Датчики макроизгиба основаны на хорошо известной теории изгиба оптического волокна, также основанной на связи направляемых и излучательных мод зондирующего излучения, возбуждаемых в нем [20]. Когда ткань, в которую встроен датчик макроизгиба, растягивается, а его радиус кривизны увеличивается, потери на изгиб уменьшаются. Датчики макроизгиба имеют то преимущество, что их опрос очень прост. Датчик макроизгиба требует измерения изменений интенсивности, поэтому основными необходимыми его компонентами являются источник LED и фотодиод. Благодаря этому возможна компактная конструкция. Компоненты доступны менее чем за 150 евро, поэтому датчик действительно недорогой по сравнению с ценой более 10 тыс. евро за блок OTDR или интеррогатор ВБР. В любом случае анализ сигнала не является простым. Однако, существуют особенности анализа, полученных сигналов. При изменении радиуса изгиба оптического волокна может возникнуть синхронная связь мод, что приведет к конструктивной интерференции, которая снизит реальный уровень потерь, вызванных изгибом.

В одной из работ [20] использовалось стандартное одномодовое волокно, совместимое с ITU-T G.652. Радиус изгиба волокна при нулевой деформации был оптимизирован для поддержания общих потерь, совместимых с бюджетом мощности измерительной системы. Окончательная конструкция датчика представлена на рис. 4.

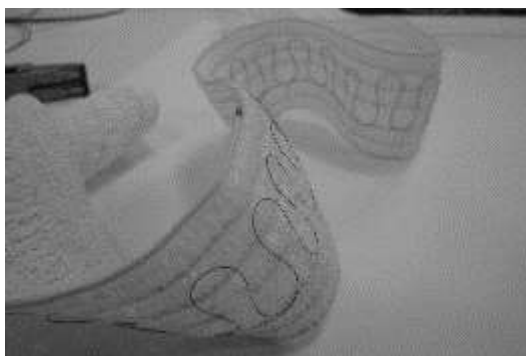


Рис. 4. Система формирования БКГ с макроизгибным ВОД на одномодовом волокне (адаптировано из [20])

Одномодовое волокно было интегрировано в эластичную ткань, изготовленную крючком, в ходе промышленного производства. Изменение толщины пряжи в основе и утке дает другой состав, внешний вид и ощущение готовой ткани. Толщина определяет жесткость ткани при одинаковом натяжении и равном количестве витков волокна по длине ткани. Степень эластичности определяется количеством резиновых нитей, вплетенных по длине ткани (рис. 4). Увеличение количества резиновых нитей приводит к большей жесткости ткани, и, таким образом, для растяжения ткани требуется большее усилие. Таким образом, требуется соблюдать компромисс между толщиной и эластичностью ткани для обеспечения оптимальной динамики датчика.

Более чувствительный датчик макроизгиба выполнен на полимерном волокне (POF) и основан на измерении потерь с помощью рефлектометра во временной области (OTDR) [20]. Короткие импульсы зондирующего излучения запускаются в тестируемое волокно. Из-за изменений показателя преломления на микроскопических неоднородностях (рэлеевское рассеяние) свет рассеивается обратно и обнаруживается с учетом потерь на изгибах.

В тканевую основу датчика на POF и OTDR встраивается ступенчатое волокно (Mitsubishi ESKA CK20) с диаметром сердцевины 0,486 мм. Волокно вручную сшито с эластичной тканью. Макета датчика представляет нескольких равноотстоящих 180° изгибов (рис. 5), аналогичных макроизгибам.

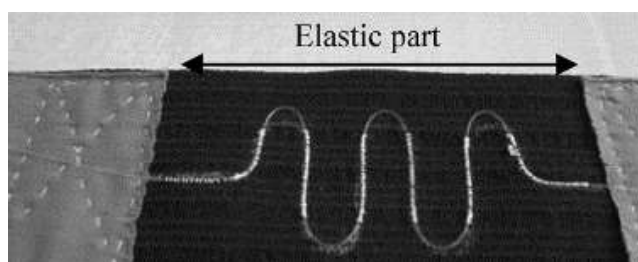


Рис. 5. Система формирования БКГ с макроизгибным ВОД на полимерном волокне (адаптировано из [20])

Эластичный участок, содержащий оптическое волокно, удлинен неэластичными ремнями. Таким образом, датчик разделен на два участка: короткий эластичный, длина которого изменяется во время дыхания, и более длинный неэластичный. При такой конструкции датчика изменение окружности живота удлиняет только эластичный участок. Таким образом, деформация, которая возникает в эластичном участке, намного выше, чем процентное изменение окружности. Изменение длины эластичного участка и, следовательно, соотношения длин между эластичным и неэластичным участками позволяют, рассчитать следующие параметры: коэффициент деформации, чувствительность и максимальное удлинение. Эластичный участок в окончательной конструкции датчика имеет длину около 1 см.

На изгибах происходит рассеяние света. Поскольку количество обратно рассеянного света зависит от радиуса изгиба, можно измерить удлинение эластичного участка. Сигнал датчика рассчитывается путем интегрирования сигнала обратного рассеяния OTDR. Основным недостатком рассмотренного датчика является стоимость OTDR.

1.2. Интерферометрические ВОД для формирования БКГ

Чтобы преодолеть указанные недостатки микро- и макроизгибных датчиков, были предложены фазочувствительные схемы оптоволоконных интерферометров для разработки мониторов жизненно важных показателей спортсмена [21, 22].

Система мониторинга БКГ [22] представляет собой оптоволоконный интерферометр Маха-Цендера (ИМЦ), работающий в режиме измерения интенсивности. Как показано на рис. 6, *а*, оптическая система содержит лазер с распределенной обратной связью (DFB), монитор БКГ (BCG) на основе ИМЦ (MZI), фотодетектор (PD) и карту сбора данных (DAQ).

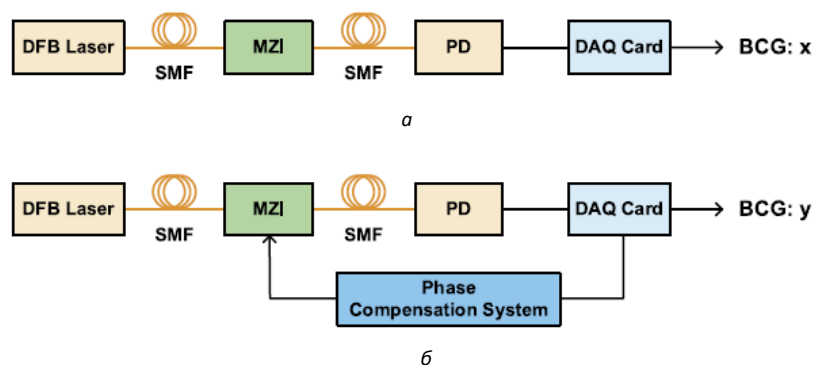


Рис. 6. Система формирования БКГ с интерферометрическим ВОД:

а – структурная схема измерительного канала *х*;

б – структурная схема опорного канала *у*
(адаптировано из [22])

Оптические волокна в системе являются одномодовыми волокнами (SMF). БКГ представляет собой волновой сигнал, который формируется телом спортсмена в результате его сердечной деятельности. Когда спортсмен лежит на жестком основании, в котором сформирован ИМЦ, изменение фазы последнего, как отклик на движение тела, может быть обнаружено по изменению оптической интенсивности его выходного сигнала. Записанный выходной сигнал называется необработанным БКГ.

Поскольку рабочая точка ИМЦ изменяется при влиянии температуры, полученные отрезки БКГ I, J, K будут искажены. Это затрудняет последующую обработку сигнала, в том числе расчет ЧСС и анализ ее вариабельности. Вместо использования сложных устройств модуляции и демодуляции решение задачи получения обработанной БКГ проводится на основе программных алгоритмов, путем построения модели отображения. Модель может сопоставлять необработанные и обработанные сигналы БКГ с эталоном для отрезков I, J, K, который называется опорной БКГ (здоровый спортсмен).

Как показано на рис. 6, *б*, опорные БКГ могут быть получены на опорной системе [23]. В ней, в дополнение к монитору БКГ, на основе ИМЦ установлена система фазовой компенсации (Phase Compensation System) для поддержания положения рабочей точки.

Основная проблема, с которой сталкивается фазовая система мониторинга БКГ, заключается в высокой стоимости опорной системы и неоднозначности ее отклика на изменение положения рабочей точки, что как правило приводит к существенному затуханию выходного сигнала ИМЦ.

Для решения проблемы затухания сигнала в оптоволоконных интерферометрах и получения качественной записи БКГ с отрезками I, J, K используются и аппаратные средства реконструкции сигналов ЧСС и ЧД: демодуляция на основе соединителя 3×3; метод фазовой генерации несущей; метод компенсации фазы, основанный на системе управления с замкнутым контуром и др. [23]. Упомянутые схемы требуют дополнительного дорогостоящего оборудования для включения в фазовые системы.

Однако на практике применение программных и аппаратных решений контроля положения рабочей точки не приводит к получению значимых результатов. Рабочая точка по разным причинам может отклоняться от оптимального значения, что приведет к возникновению нелинейных проблем в необработанных БКГ. Из-за сложности учета

динамического дрейфа рабочей точки сложно разработать простые алгоритмы и устройства для реконструкции сигналов БКГ, обнаруженных с помощью интерферометра, работающего в режиме измерения интенсивности.

1.3 Волоконные брэгговские сенсоры для формирования БКГ

Лучшими характеристиками по сравнению с амплитудными изгибными и фазовыми интерферометрическими датчиками обладают датчики с прямым измерением длины волны на основе ВБР. Однако в работе уже не раз отмечалось, что их основным недостатком является стоимость интеррогатора. Проанализируем волновые датчики и попробуем найти решение по исключению из проблемных вопроса стоимости интеррогатора.

ВБР, записанная посредством голографических или фазовых масочных методов экспозиции ультрафиолетового излучения в сердцевину одномодового оптического волокна, является ключевым элементом датчика [24]. Они очень широко используются в сенсорных приложениях, в основном из-за их превосходных возможностей мультиплексирования и самокалибровки, что позволяет обращаться к нескольким датчикам с помощью одного оптоволоконного кабеля. Кроме того, благодаря волновому кодированию они невосприимчивы к модуляции интенсивности оптического сигнала. В то же время они предлагают стандартные преимущества оптоволоконной технологии, то есть устойчивость к электромагнитному излучению, искробезопасные режимы работы, химически инертные свойства, небольшие размеры и легкий вес.

Для исключения из схемы дорогостоящего оптико-электронного интеррогатора предложено использовать радиофотонный. Его стоимость в 10-50 раз меньше оптико-электронного. Главное, что надо сделать в сенсорной части схемы, заменить ВБР на АВБС. Может быть использована АВБС любого типа, но для резервирования лучше применять $2(\lambda/\pi)$ -АВБС [16].

На рис. 7, а показано продольное сечение изгибного датчика с записанной в нем $2(\lambda/\pi)$ -АВБС, установленной на плоском, но гибком мате.

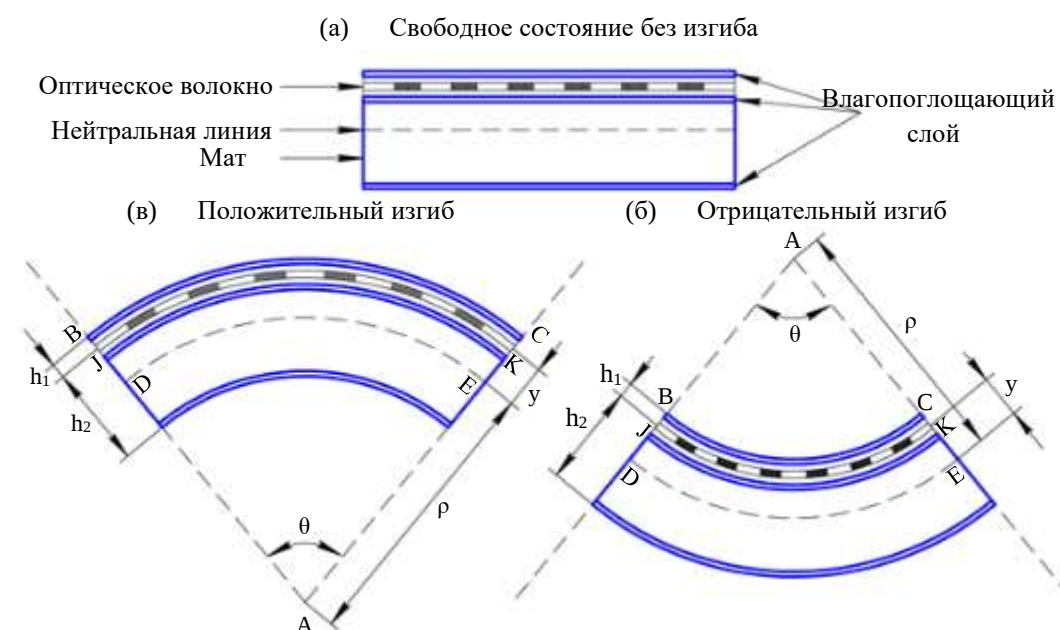


Рис. 7. К пояснению принципа работы датчика кривизны: часть датчика между двумя фиксаторами – свободное состояние (а); ситуация «отрицательного» изгиба» (б); ситуация «положительного» изгиба (в)

Мат действует как твердый, но способный изгибаться, материал, плотно взаимодействующий с $2(\lambda/\pi)$ -АВБС при деформации с изменяющейся кривизной. Показано состояние датчика в свободном состоянии (рис. 7, а).

Рассмотрим принцип работы датчика радиального изгиба – деформации обмотки, при регистрации величины продольной деформации $2(\lambda/\pi)$ -АВБС. Когда встроенный датчик на основе $2(\lambda/\pi)$ -АВБС размещается на верхней плоскости мата, изгиб происходит как для него, так и для встроенной сенсорной структуры.

Рассмотрение будем вести в два этапа: формирование огибания контура тела спортсмена под его весом и формирование деформаций мата при ударе сердца.

На первом этапе до формирования огибания контура тела центральные длины волн $\lambda_{B1,2}$ $2(\lambda/\pi)$ -АВБС соответствуют окнам прозрачности и определяются периодами двух ее ВБР-компонент с фазовым π -сдвигом, которые можно записать в виде:

$$\lambda_{Bi} = 2n_{\text{eff}}\Lambda_i, \quad (1)$$

где n_{eff} и Λ_i – эффективный показатель преломления и период решетки при $i=1,2$ соответственно. Эффект отрицательного изгиба при формировании огибания контура тела будет сжимать $2(\lambda/\pi)$ -АВБС и соответственно периоды ее решеток Λ_i , что приведет к изменению центральных длин волн $\Delta\lambda_{Bi}$.

Отметим, что эти изменения будут одинаковы по величине для обеих ВБР-компонент. Сжатые решетки будут иметь более короткий период, что приведет к смещению λ_{Bi} в коротковолновую область (синее смещение).

В отличие от большинства датчиков кривизны на основе ВБР, где решетки приклеиваются к поверхности датчика, в нашем подходе $2(\lambda/\pi)$ -АВБС встраивается в положение, смещенное от нейтральной линии (аналогично [25]) за счет наличия слоя влагопоглощающей бумаги, пропитанной пластичным специальным составом (обозначено пунктирной линией D-E на рис. 7,б,в). Расстояние от $2(\lambda/\pi)$ -АВБС до внешней и внутренней дуг мата системы «мат+датчик+поглотитель» определяется как h_1 и h_2 соответственно, как показано также на рис. 7,б,в.

Конструкция и анализ предлагаемого датчика основаны на модели изгиба [26], которая является классической и широко распространенной моделью в машиностроении для описания изгибающего момента. Таким образом, когда датчик изгибается, как показано на рис. 7,б, соотношение между длиной нейтральной линии, радиусом изгиба и углом изгиба определяется выражением:

$$L_{DE} = \rho\theta, \quad (2)$$

где L_{DE} – длина нейтральной линии датчика D-E, которая всегда является постоянной величиной при любой кривизне, согласно модели изгиба [26]; ρ и θ – радиус и угол раскрытия нейтральной линии соответственно при рассмотрении сектора $2(\lambda/\pi)$ -АВБС, определенной длины, расположенной в его центре.

В обоих случаях кривизна C и радиус изгиба имеют обратную зависимость, так как:

$$C = 1/\rho = \theta/L_{DE}, \quad (3)$$

где раскрыт берется по сегменту и длина L_{DE} , соответствует длине $2(\lambda/\pi)$ -АВБС. Поскольку $2(\lambda/\pi)$ -АВБС очень тонкая и встроена внутрь слоя поглощения, ее можно рассматривать как единый объект, подвергающийся одинаковому изгибу с матом. Расположение смещения у для $2(\lambda/\pi)$ -АВБС приводит к небольшому изменению радиуса изгиба и представлено как

$\rho + y$. Тогда можно получить длину $2(\lambda/\pi)$ -АВБС L_{JK} , как сумму длин ВБР_i, при приложенной кривизне, как [25]:

$$L_{JK} = (\rho + y)\theta, \quad (4)$$

$$\Delta L = L_{JK} - L_{DE} = \theta y, \quad (5)$$

$$y = h_2 - (h_1 + h_2)/2, \quad (6)$$

где y – расстояние между нейтральной линией и осью $2(\lambda/\pi)$ -АВБС, фиксированное для конкретной конструкции датчика.

Изменение длины $2(\lambda/\pi)$ -АВБС, вызванное изгибом при, огибании контура тела определяется по уравнению (5), что означает, что период решеток также изменяется пропорционально углу раскрыва θ_1 (или кривизне C_1), таким образом, получается сдвиг брэгговской длины волны $2(\lambda/\pi)$ -АВБС согласно уравнениям (1) и (3), который может быть описан как

$$\Delta\lambda_{12\lambda/\pi\text{-АВБС}} = \Delta\lambda_{Bi} = n_{\text{eff}} C_1 L_{DE} (h_2 - h_1). \quad (7)$$

В уравнении (7) L_{DE} является постоянным значением в соответствии с моделью изгиба [26], а h_1 и h_2 заранее определяются в процессе изготовления каждого датчика. Следовательно, величина сдвига длины волны определяется исключительно измеренной кривизной C . Стоит отметить, что датчик спроектирован тонким и предназначен для измерения относительно больших радиусов кривизны (т.е. $\rho \gg y$), которые для первого этапа обозначим ρ_1 .

Однако, для второго этапа контроля деформаций при сердечном ударе, когда измеренная кривизна сравнима с толщиной датчика, C_1 следует рассматривать как:

$$C_1 = C_1 \pm \Delta C = 1/(\rho_1 \pm \rho \pm y). \quad (8)$$

На изогнутой поверхности можно наблюдать два направления изгиба при эксплуатации, $(-p-y)$ и $(+p+y)$, причем положительный изгиб определяется, когда $2(\lambda/\pi)$ -АВБС находится дальше от внутренней дуги изгиба, а отрицательный изгиб определяется, когда $2(\lambda/\pi)$ -АВБС находится ближе к изгибу внутренней дуги, как показано на рис. 7,а и рис. 7,б соответственно.

Отраженные центральные длины волн $\lambda_{Bi,2}$ $2\lambda/\pi$ -АВБС, за которые можно выбрать длины волн, соответствующие окнам прозрачности, определяются периодами двух ее ВБР-компонент с фазовым π -сдвигом, полученными после первого этапа, из (1) и (7)

$$\lambda_{Bi} = 2n_{\text{eff}}\Lambda_i + \Delta\lambda_{Bi}. \quad (9)$$

Эффект изгиба при эксплуатации будет либо растягивать, либо сжимать $2(\lambda/\pi)$ -АВБС и соответственно периоды ее решеток Λ_i , что приведет к изменению центральных длин волн λ_{Bi} . Растянутые решетки будут иметь более длинный период, что приведет к смещению пика отражения λ_{Bi} в длинноволновую область (красное смещение), а сжатые решетки – к более коротким длинам волн (синее смещение).

В результате положительный и отрицательный изгиб по-разному влияют на период решеток Λ_i . Расположение смещения y для $2(\lambda/\pi)$ -АВБС приводит к небольшому изменению радиуса изгиба и представлено как $\pm\rho \pm y$, в зависимости от того положителен или отрицателен изгиб. Тогда можно получить длину $2(\lambda/\pi)$ -АВБС L_{JK} на втором этапе с учетом (6) как:

$$L_{JK} = (\rho_1 \pm \rho \pm y)\theta, \quad (10)$$

$$\Delta L = L_{DE} - L_{JK} = (\pm\rho \pm y)\theta y, \quad (11)$$

где, напомним, y – расстояние между нейтральной линией и осью $2(\lambda/\pi)$ -АВБС, фиксированное для конкретной конструкции датчика.

Изменение длины $2(\lambda/\pi)$ -АВБС, вызванное изгибом удара сердца, определяется по уравнению (11), что означает, что период решеток также изменяется пропорционально углу изгиба θ (или кривизне C_{II}), таким образом, получается сдвиг брэгговской длины волны $2(\lambda/\pi)$ -АВБС согласно уравнениям (8) и (9), который может быть описан как

$$\Delta\lambda_{II2\lambda/\pi\text{-АВБС}} = \Delta\lambda_{IB1,2} = \pm n_{\text{eff}} C_{II} L_{DE} (h_1 - h_2). \quad (12)$$

В уравнении (12) L_{DE} является постоянным значением в соответствии с моделью изгиба [26], а h_1 и h_2 заранее определяются в процессе изготовления каждого датчика. Следовательно, величина сдвига длины волны определяется исключительно измеренной дополнительной кривизной ΔC_I с учетом y :

$$\Delta C_I = 1/(\pm\rho \pm y), \quad (13)$$

и будет получена разница измерений между положительным и отрицательным изгибом.

Примеры изготовления мониторов БКГ, которые используют датчики деформации на основе ВБР [22], не многочисленны. Это объясняется тем, что интеррогатор длины волны датчика на основе ВБР является дорогим и сложным, и не имеет практической ценности ни для клинического использования, ни для использования в спортивной реабилитации и инженерии. Поэтому применение $2(\lambda/\pi)$ -АВБС и радиофотонного интеррогатора для их опроса может дать интенсивный толчок к развитию систем баллистокardiографии.

2. Структурная схема многосенсорных систем формирования БКГ на базе адресных волоконных брэгговских структур

В идеологии представленного мата с $2(\lambda/\pi)$ -АВБС, изложенной выше, физический контакт спортсмена (через одежду) обеспечивается со стороны, на которой закреплены датчики. Это может привести к повреждению оптического волокна и $2(\lambda/\pi)$ -АВБС. Вместо этого экспериментальную оценку можно провести, когда спортсмены воздействуют на противоположную поверхность мата. Для формирования БКГ, кроме этого, могут быть использованы оценки измерительных возможностей датчиков [12] для получения сигналов в положениях стоя и сидя. Для разработки нами выбран вариант лежа на спине, который показан на рис. 8 [12].

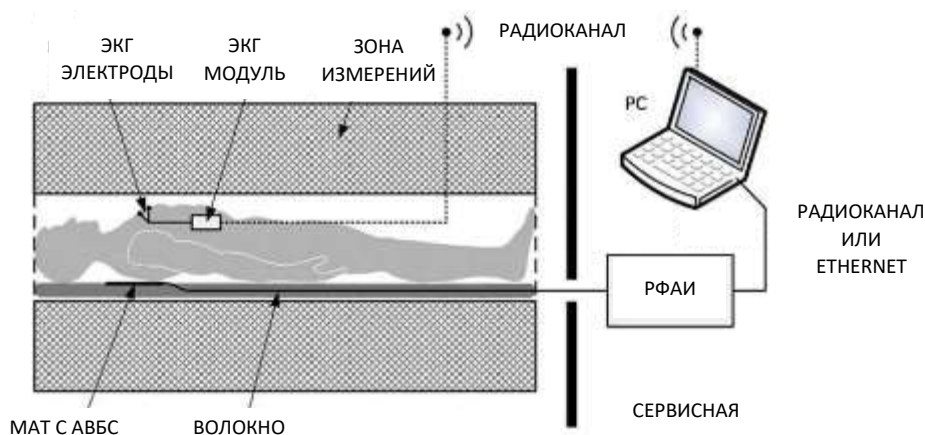


Рис. 8. Структурная схема системы формирования БКГ с множеством АВБС (адаптировано из [12])

Для опроса множества $2(\lambda/\pi)$ -АВБС мата использовался разработанный в КНИТУ-КАИ радиофотонный адресный интеррогатор (РФАИ). РФАИ позволяет опрашивать до восьми $2(\lambda/\pi)$ -АВБС с одинаковой центральной брэгговской длиной волны и восьмью различными адресными частотами. Данные с РФАИ могут отправляться в режиме онлайн на ПК через интерфейс Ethernet, если адресные частоты обрабатываются программно, и по радиоканалу, если используются аппаратные микроволновые фильтры. Для получения опорного сердечного сигнала использовался портативный регистратор ЭКГ, входящий в состав разрабатываемой системы. Сигнал ЭКГ получают от спортсмена с использованием стандартных гелевых электродов во время тестов. Данные передавались онлайн с регистратора на ПК по беспроводной связи с помощью радиоканала 2,4 ГГц. Оба радиоканала должны быть унифицированы.

Необходимость использования нескольких $2(\lambda/\pi)$ -АВБС определяется проблемами резервирования, а также ММО подходом к выбору сигнала с конкретного датчика, у которого максимальное отношение сигнал/шум, которое может меняться, в том числе, и за счет разного местоположения конкретной $2(\lambda/\pi)$ -АВБС относительно сердца спортсмена. Рассмотрим два варианта с оптоэлектронным и радиофотонным подходом.

2.1. Оптико-электронная система формирования БКГ с использованием многоточечной волоконно-оптической системы, встроенной в мат

Принципиальная схема многоточечной волоконно-оптической системы формирования БКГ, встроенной в мат, на классических оптико-электронных технологиях представлена на рис. 9 [27].

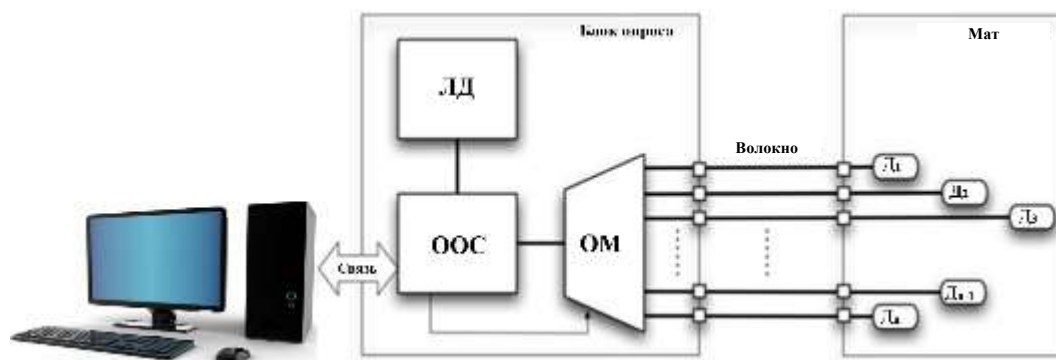


Рис. 9. Принципиальная схема многоточечной волоконно-оптической системы формирования БКГ, встроенной в мат (адаптировано из [27])

Широкополосный лазерный диод (ЛД) с центральной длиной волны 1550 нм, мощностью излучения 55 мВт и шириной спектра 7 нм, используется для зондирования сенсорной системы, которая содержит волоконно-оптические датчики на основе ДАВБС ($D_1 - D_n$), подключенных по топологии «Звезда» и внедренных в мат. Модуль обработки оптических сигналов (ООС) содержит: два фотодетектора, оптоволоконный разветвитель, наклонный фильтр с крутизной наклона ≈ 1.1 дБ/нм с длиной волны равной 1550 нм, 13-ти разрядный АЦП, микроконтроллер (PIC18F452) и преобразователь интерфейсов RS232/RS485 для управления внешней ПЭВМ.

Модуль ООС имеет возможность связи с ПК через USB и/или GSM. Модуль ООС обменивается данными с модулем адресного оптического мультиплексора (ОМ) посредством встроенного алгоритма программирования, который осуществляет цифровое независимое управление оптическим портом для каждого ДАВБС датчика. ОМ основан на опто-механической технологии коммутации (МОЕМС), разработан IOtech, GmbH с возможностью мультиплексирования 12 оптических портов, временем переключения менее 2 мс и вносимыми потерями 0,7 дБ.

Все ДАВБС имеют идентичную центральную длину волны $\lambda_B = 1550$ нм при комнатной температуре, коэффициент отражения составляет около 98%, ширина спектра лежит в пределах 0,1 нм и физическая длина $L = 10$ мм. Датчики помещены в защитные трубки одинакового размера (специальные кварцевые капилляры и тефлоновые трубки от фирмы Alpha Wire Co.), которые обеспечивают полную защиту датчика от механических воздействий и возможного повреждения спортсменом. Оптоволоконный кабель с разъемом FC/APC выводится наружу к ПК.

Программный пакет LabVIEW™ используется для сбора данных в режиме реального времени, обработки сигналов, управления сетевыми соединениями и графическим пользовательским интерфейсом (GUI). Конфигурация и данные сохраняются на ПК пользователя для последующего анализа и формирования БКГ.

Главным недостатком данной системы является возможность использования только точечных датчиков. Хотя отсутствие оптико-электронного интеррогатора существенно снизило стоимость системы, она стала очень громоздкой и объемной для формирования 12 каналов связи на один мультиплексор. Выбор ДАВБС по принципу ММО дает преимущества этой системы, но число каналов увеличивает риск группового обрыва.

2.2. Радиофотонная система опроса матрицы двухкомпонентных адресных волоконных брэгговских структур для формирования БКГ

Матрица ДАВБС из [28] была применена для построения радиофотонной системы формирования БКГ. Матрица ДАВБС записана в одномодовом волокне в местах, соответствующих местам формирования БКГ в мате (рис. 10).

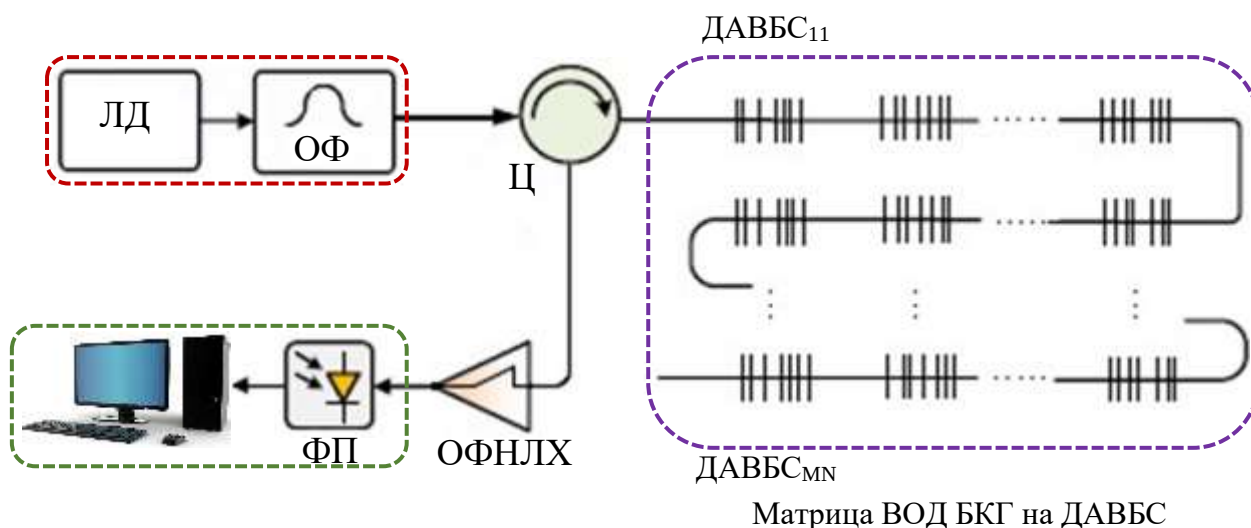


Рис. 10. Структурная схема формирования БКГ с радиофотонным опросом (адаптировано из [28])

РФАИ использует в своей работе мультиплексирование ДАВБС по адресным частотам, уникальным для каждой из них. Когда воздействие на ДАВБС в следствие сердечной деятельности меняется, центральная длина волны отражения ее спектра изменяется пропорционально, что вызвано изменением периода Λ структуры вследствие расширения $\delta\Lambda/\delta P$ и изменением показателя преломления волоконного световода n_{eff} под действием изменения давления $\delta n_{eff}/\delta P$. Изменение центральной длины волны $\Delta\lambda_B$ запишется в виде:

$$\Delta\lambda_B = 2 \left(\Lambda \frac{\delta n_{eff}}{\delta P} + n_{eff} \frac{\delta\Lambda}{\delta P} \right) \Delta P. \quad (14)$$

Для формирования БКГ все ДАВБС через циркулятор Ц засвечиваются излучением узкополосного лазерного диода ЛД. Волокно, используемое в системе, имеет рабочий диапазон температур до 300 °С. При чувствительности ДАВБС по температуре ~ 10 пм/°С диапазон изменения центральных длин волн ДАВБС составит от 20°С до 50°С (0,3 нм). Таким образом необходимо выбрать ЛД с шириной полосы излучения около 0,5 нм и сформировать границы измерений РФАИ в 0,3 нм с помощью оптического фильтра ОФ.

Отраженное от матрицы ДАВБС излучение через второе плечо циркулятора Ц попадает на оптический фильтр с наклонной линейной характеристикой ОФНЛХ (рис. 10) и далее на фотоприемник ФП с полосой пропускания, равной максимальной адресной частоте, присущей структурам матрицы.

Обработанный АЦП сигнал с выхода ФП поступает на ПЭВМ. ПЭВМ, используя калибровочные характеристики ДАВБС и ОФНЛХ и специальное программное обеспечение, формирует БКГ спортсмена в состоянии покоя. Относительная погрешность измерения физических параметров при использовании ДАВБС и их мультиплексировании по адресным частотам достигает 1% от единицы измеряемого параметра [14, 15].

2.3 Выводы по разделу

На основе представленного анализа характеристик оптико-электронной и радиофотонной систем, предназначенных для формирования БКГ в условиях, аналогичных условиям статичного положения спортсмена при комнатной температуре выявлено, что подавляющее большинство датчиков основано на точечных системах контроля на основе ВБР, что обусловлено высокой точностью измерения и широким диапазоном измеряемых температур. Однако существенным недостатком указанных систем являются сложные и дорогостоящие системы опроса ВБР – оптико-электронные интеррогаторы. Переход к ДАВБС с сохранением оптико-электронного характера системы позволяет устранить в них этот недостаток. При этом может быть применена структура последовательного опроса датчиков мата как продемонстрировано на рис. 9.

Переход к радиофотонным системам на ДАВБС позволяет снизить стоимость систем, улучшить их метрологические характеристики, повысить скорость опроса до 100 МГц, что оценивалось в работах [13-16, 28]. При этом может быть применена структура параллельного опроса последовательно соединенных датчиков мата как продемонстрировано на рис. 10.

Общим недостатком обоих видов систем является отсутствие резервирования каждой ветви датчиков, что может приводить к высоким эксплуатационным расходам в случае их повреждения и потери информации. Данный недостаток может быть устранен при построении замкнутого включения $2(\lambda/\pi)$ -АВБС.

Работа выполнена при финансовой поддержке МОН РФ по программе Приоритет-2030.

Заключение

В работе представлена первая часть исследований, посвященная принципам построения радиофотонной системы адресного многосенсорного формирования БКГ в статичном положении спортсмена, относящиеся к области исследований и разработок спортивной инженерии, а по назначению – к реабилитации спортсменов. Для появления признака адресности и возможности применения радиофотонных технологий ВБР, как базовый датчик системы, заменен на АВБС. Представлены структурные схемы радиофотонной системы адресного многосенсорного формирования БКГ в статичном положении спортсмена и элементная база для их создания, построенные на основе ранее созданных систем близкого назначения.

В следующих исследованиях предполагается оценить возможные варианты развития методов формирования БКГ с использованием АВБС и методов эффективной оценки их качества. Среди таких методов могут быть системы на основе трехосевых АВБС акселерометров [29] и процедура оценки качества БКГ, основанная на методах визуализации временных сигналов, полученных с них; АВБС датчика поперечного давления на основе принципа вертикального смещения платформы для взвешивания человека [30] и алгоритм набора статистики для отдельного человека; метод контроля положения спортсмена в кресле-каталке [31] для получения с АВБС биосигналов без ограничений в области пяток, ягодиц и лопаток, которое использует индекс качества сигнала по сходству между полученным сигналом и сигналом без шума. Цель исследований – создание универсального алгоритма оценки качества БКГ в различных ситуациях, полученных с различных оптических систем, но способного полностью и точно отразить ее качество.

Список литературы

1. Escobedo, P. Bed-based ballistocardiography system using flexible RFID sensors for noninvasive single- and dual-subject vital signs monitoring / P. Escobedo, A. Pousibet-Garrido, N. López-Ruiz et al. // Transactions on Instrumentation and Measurement, IEEE. – 2024. - V. 73, P. 2002912, doi: 10.1109/TIM.2024.3369134.
2. Starr, I. Studies on the estimation of cardiac output in man, and of abnormalities in cardiac function, from the heart's recoil and the blood's impacts; the ballistocardiogram / I. Starr, A. J. Rawson, H. A. Schroeder and N. R. Joseph // American Journal of Physiology-Legacy Content. – 1939. – V. 127. – N. 1. – P. 1-28.
3. 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. – N. 10. – P. 105005.
4. Mora, N. Accurate heartbeat detection on ballistocardiogram accelerometric traces / N. Mora, F. Cocconcelli, G. Matrella et al. // IEEE Transactions on Instrumentation Measurement. – 2020. – V. 69, no. 11. – P. 9000-9009.
5. Seok, W. Blood pressure monitoring system using a two-channel ballistocardiogram and convolutional neural networks / W. Seok, K.J. Lee, D. Cho et al. // Sensors. – 2021. – V. 21. – P. 10.
6. Sadek, I. Ballistocardiogram signal processing: A review / I. Sadek, J. Biswas, B. Abdulrazak// Health Information sciences and systems. – 2019. – V. 21. – P. 2303.
7. Lopez-Ruiz, N. Digital optical ballistocardiographic system for activity, heart rate, and breath rate determination during sleep / N. Lopez-Ruiz, P. Escobedo, I. Ruiz-Garcia et al.// Sensors. – 2022. – V. 22. – P. 4112.

8. Xie, Q. An unobtrusive system for heart rate monitoring based on ballistocardiogram using Hilbert transform and Viterbi decoding / Q. Xie, Y. Li, G. Wang et al. // IEEE, Transactions on emerging and selected topics in circuits and systems. – 2019. – 9. – P. 635-644.
9. Han, X. The Latest progress and development trend in the research of ballistocardiography (BCG) and seismocardiogram (SCG) in the field of health care / X. Han, X. Wu, J. Wang et al. // Applied Sciences. – 2021. – V. 11. – P. 8896.
10. Sadek, I. A comparison of three heart rate detection algorithms over ballistocardiogram signals/ I. Sadek and A. Bessam // Biomedical Signal Processing and Control. – 2021. – V. 70. – P. 103017, DOI: 10.48550/arXiv.2101.09144.
11. Chen, S. Deep learning-based ballistocardiography reconstruction algorithm on the optical fiber sensor / Shuyang Chen, Tan Fengze, Lyu Weimin // Optics express. – 2022. – V. 30, Is. 8. – P. 13121-13133.
12. Dziuda, L. A new approach to ballistocardiographic measurements using fiber Bragg grating-based sensors / L. Dziuda and W. F. Skibniewski // Biocybernetics and Biomedical Engineering. – 2014. – V. 34, Is.2. – P. 101-116.
13. Мисбахов, Р.Ш. Волоконные брэгговские решетки с двумя фазовыми сдвигами как чувствительный элемент и инструмент мультиплексирования сенсорных сетей / Р.Ш. Мисбахов, О.Г. Морозов, И.И. Нуреев и др. // Инженерный вестник Дона. – 2017. – № 2. URL:ivdon.ru/magazine/archive/ n3y2017/4343/.
14. Морозов, О.Г. Адресные волоконные брэгговские структуры в квазираспределённых радиофотонных сенсорных системах / О.Г. Морозов, А.Ж. Сахабутдинов // Компьютерная оптика. – 2019. – Т. 43. – № 4. – С. 535-543. DOI: 10.18287/2412-6179-2019-43-4-535-543.
15. Аглиуллин, Т.А. Многоадресные волоконные брэгговские структуры в радиофотонных сенсорных системах / Т.А. Аглиуллин, В.И. Анфиногентов, Рус.Ш. Мисбахов и др. // Труды учебных заведений связи. – 2020. – Т. 6. – № 1. – С. 6-13. – DOI: 10.31854/1813-324X-2020-6-1-6-13.
16. 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.
17. 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.
18. Chen, Z. Simultaneous measurement of breathing rate and heart rate using a microbend multimode fiber optic sensor / Chen Zhihao, Lau Doreen, Teng Teo Ju et al. // Journal of Biomedical Optics. - 19(5), 057001.
19. 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.
20. 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. - N. 1. - P. 246-255.
21. 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. – N. 5. – P. 190034.
22. Chen, S. Deep learning-based ballistocardiography reconstruction algorithm on the optical fiber sensor / Chen Shuyang, Tan Fengze, Lyu Weimin et al. // Optics Express. – 2022. – V. 30. – no. 8. – P. 13121-13133.
23. Chen, S. Ballistocardiography monitoring system based on optical fiber interferometer aided with heartbeat segmentation algorithm / S. Chen, F. Tan, W. Lyu, and C. Yu // Biomed. Opt. Express. – 2020. – V. 11(10). – P. 5458-5469.

24. *Morozov, O.G.* Fiber Bragg Grating-Based Sensors and Systems / O.G. Morozov // *Sensors*. – 2021. – V. 21. – P. 8225, <https://doi.org/10.3390/s21248225>
25. *Ge, J.* Bidirectional soft silicone curvature sensor based on off-centered embedded fiber Bragg grating / J. Ge, A. E. James, L. Xu, Y. Chen et al. // *IEEE Photonics Technology Letters*. – 2016. – V. 28. – N. 20. – P. 2237-2240, doi: 10.1109/LPT.2016.2590984.
26. *Boresi, A.P.* Advanced mechanics of materials / A. P. Boresi and R. J. Schmidt // *Advanced Mechanics of Materials*. – 1993. – V. 5. – P. 6–7.
27. *Lobo Ribeiro, A. B.* Multipoint fiber-optic hot-spot sensing network integrated into high power transformer for continuous monitoring / A. B. Lobo Ribeiro, N. F. Eira, J. M. Sousa, et al. // *IEEE Sensors Journal*. – 2008. – V.8, no.7. – P.1264-1267, doi: 10.1109/JSEN.2008.926926.
28. *Кувшинов, Н.Е.* Радиофотонная система измерений распределения температур и интенсивности электромагнитного поля в рабочей камере лабораторной технологической установки СВЧ-диапазона / Н.Е. Кувшинов, Р.Ш. Мисбахов, Р.Ш. Мисбахов и др. // *Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы*. – 2021. – № 3 (51). – С. 77-92.
29. *Сахабутдинов, А.Ж.* Радиофотонный дифференциальный акселерометр на двух волоконных брэгговских решетках / А.Ж. Сахабутдинов, В.В. Пуртов, О.Г. Морозов и др. // *Фотон-экспресс*. – 2019. – № 5 (157). – С. 7-15.
30. *Морозов, О.Г.* Поляризационный волоконно-оптический датчик контроля силы сжатия обмоток трансформатора с радиофотонным адресным опросом / О.Г. Морозов., Р.Ш. Мисбахов, Р.Ш. Мисбахов и др. // *Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы*. – 2022. – № 4 (56). – С. 38-50.
31. *Салихова, М.А.* Радиофотонная система сбора информации о положении пациента в инвалидной коляске на основе адресных линейно-чирпированных волоконных брэгговских решеток с двумя фазовыми пи-сдвигами / М.А. Салихова, О.А. Степущенко, Р.А. Эшпай и др. // *Научно-технический вестник Поволжья*. – 2020. – № 5. – С. 34-37.

MICROWAVE PHOTONIC ADDRESSED MULTI-SENSOR SYSTEM FOR BALLISTOCARDIOGRAM FORMING IN A STATIC POSITION OF AN ATHLETE

*A.A. Silantyeva, O.G. Morozov, R.A. Yusupov, A.L. Ovchinnikov,
R.M. Muratov, Sh.R. Muradkhadzhaev, P.S. Petukhov*

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

Annotation. Ballistocardiography (BCG) is a non-invasive method used to create a graphical representation of body movements that occur as a result of blood spreading in the vascular system during each cardiac cycle. The analysis of the recorded ballistic curves – ballistocardiograms (BCG) – demonstrated their usefulness in identifying individuals with abnormal circulatory patterns or heart diseases. Among the known sensors for BCG formation, fiber optic (FOS) ones have the advantages of high sensitivity, safety and immunity to electromagnetic interference. FOSs based on micro- and macro-bending, interferometric and fiber Bragg technologies used for BCG measurement are usually placed above or under a mattress or pillow. When a weak cardiopulmonary vibration signal impacts the sensor, the characteristic parameters of the radiation probing it, such as intensity, phase or wavelength, will change accordingly. The use of fiber Bragg gratings (FBG) for a static position of an athlete is optimal. This article discusses the principles of constructing a microwave photonic system for addressable multi-sensor BCG formation in a static position of an athlete, related to the field of research and development in sports engineering, and by purpose - to the rehabilitation of athletes. To provide a sign of addressability and the possibility of using radio-photonics technologies, the FBG as the basic sensor of the system is replaced by an addressable fiber Bragg structure. A structural diagram of the radio-photonics system of addressable multisensory formation of the BCG in the static position of the athlete and the element base for its creation are presented.

Key words: microwave photonics; ballistocardiography; fiber-optic sensor; fiber Bragg grating; addressable fiber Bragg structure; measuring mat; MIMO principle.

Статья представлена в редакцию 20 октября 2024 г.