

ПЛЕЧЕВОЙ ВОЛОКОННЫЙ БРЭГГОВСКИЙ СЕНСОР ДЛЯ ТРЕХМЕРНОГО КОНТРОЛЯ ДВИЖЕНИЙ

Л.Н. Ибрагимова, Ш.Р. Юсупов, Т.Р. Хасанов, А.Н. Хидиятуллин, А.А. Силантьева

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

Аннотация. В статье решена задача создания прототипа сенсора на основе волоконно-оптических технологий, который обеспечивает измерение движений плечевого сустава в трехмерном пространстве. Для ее решения проанализированы существующие аналогичные наработки и выбраны лучшие трехмерные датчики изгиба по критерию качество-стоимость. На основе их модернизации рассмотрены общие принципы функционирования нового сенсора, состоящего из трех волокон, расположенных в вершинах равномерного треугольника, в которых записаны адресные волоконные брэгговские структуры с одинаковой центральной и различными разностными частотами. Применение последних не требует для опроса дорогостоящих оптико-электронных интеррогаторов и позволяет использовать быстродействующие прецизионные радиофотонные интеррогаторы. Это позволяет применять разрабатываемый сенсор не только в медицинских и клиничко-диагностических центрах, но и в ходе тренировок, состязаний и в бытовых условиях, т.е. собирать данные о работе плечевого сустава спортсмена непрерывно, объективно и неинвазивно.

Ключевые слова: спортивная инженерия, плечевой сустав, волоконный брэгговский сенсор, трехмерное движение, радиус кривизны, направление изгиба, температура, радиофотонный интеррогатор.

Введение

Патологии опорно-двигательного аппарата плечевого сустава спортсмена являются одной из основных причин невозможности достижения высоких спортивных результатов, оказывая значительное влияние на его спортивную карьеру и качество жизни в целом [1]. Среди этих патологий повреждения вращательной манжеты плеча являются одними из наиболее частых и серьезных. Эти повреждения травматического или дегенеративного характера нарушают стабильность и подвижность плече-лопаточного сустава, вызывая значительные функциональные ограничения, такие как снижение амплитуды движений, потерю силы и, наконец, боль. Особенно это характерно для спортсменов игровых видов спорта и легкоатлетов при отсутствии четкого тренировочного плана и резком переходе к существенным нагрузкам на опорно-двигательный аппарат плечевого сустава.

Фактически, плечевой сустав является одним из самых сложных с биомеханической точки зрения, поскольку он включает в себя координированные движения плечевой кости, лопатки и ключицы и имеет три основные степени свободы. Поэтому эффективная программа реабилитации должна учитывать трёхмерность движения сустава, включая специальные упражнения в различных анатомических плоскостях, и быть направлена на постепенную нормализацию объёма движений.

Для мониторинга прогресса реабилитации и оценки эффективности лечения в настоящее время используются клинические тесты и оптические системы захвата движения, подверженные субъективности анализа и требующие структурированной среды, квалифицированного персонала и значительных финансовых вложений.

Чтобы преодолеть эти ограничения, научные исследования всё больше ориентируются на разработку и внедрение носимых устройств, способных непрерывно, объективно и неинвазивно собирать данные как в тренировочных, так и в клинических, и в бытовых условиях. Носимые устройства способны анализировать движения суставов с высокой точностью, а также измерять биомеханические параметры, что находит применение в различных областях, таких как реабилитация, спортивная медицина и профилактика травм. Среди наиболее передовых технологий выделяются инерциальные измерительные блоки, пьезорезистивные датчики и умные ткани.

Однако эти технологии имеют ряд существенных ограничений, таких как явление дрейфа сигнала с течением времени, которое может повлиять на качество собираемой информации; кроме того, процедуры калибровки часто сложны и деликатны, а неправильное позиционирование датчика может существенно повлиять на точность измерений, что ставит под угрозу их общую надежность. Кроме того, эти технологии подвержены явлениям гистерезиса, которые могут снизить точность измерений, проявляют определенную чувствительность к колебаниям температуры, которые могут вызывать дрейф сигнала, а повторяемость собранных данных часто ограничена. Эти факторы снижают их точность и надежность, что является препятствием для их использования в клинических условиях, где необходимы точные и постоянные измерения.

В этом контексте волоконно-оптические датчики на основе брэгговских решеток (ВБР) становятся одним из наиболее перспективных решений. Эти датчики обладают высокой чувствительностью к механической деформации, малым весом, устойчивостью к электромагнитным помехам и возможностью мультиплексирования. Эти характеристики делают их особенно подходящими для интеграции в носимые устройства, предназначенные для измерения движения плечевых суставов [2]. Однако естественная хрупкость оптических волокон требует их защиты посредством адекватной инкапсуляции в материалы, которые одновременно гибкие и прочные, для создания плечевого волоконного брэгговского сенсора (ПВБС). Температурные искажения также свойственны волоконно-оптическим технологиям, однако, методы их компенсации хорошо известны. Основным недостатком применения ВБР является необходимость применения дорогостоящего оптико-электронного интеррогатора для их опроса, что ограничивает применение ПВБС только специальными условиями клинико-диагностических центров.

Целью работы является создание прототипа ПВБС на основе волоконно-оптических технологий, который обеспечивает измерение движений в трехмерном пространстве, для чего в разделе 1 проанализированы существующие аналогичные наработки и выбраны лучшие трехмерные датчики изгиба по критерию «качество-стоимость». В разделе 2 будут рассмотрены общие принципы функционирования разрабатываемого ПВБС. Кроме того, ПВБС должен быть построен на основе брэгговских структур, отличных от ВБР, но близких к ним по характеру прямых измерений сдвига центральной длины волны, т.е. не требующих применения дорогостоящего оптико-электронного интеррогатора. Такими структурами могут быть адресные волоконные брэгговские структуры, которые будут рассмотрены в разделе 3. В заключении обсудим, полученные результаты и дальнейшие направления работы.

1. Волоконно-оптические датчики изгиба

В последние годы ВБР продемонстрировали большой потенциал для использования в сенсорных приложениях, в интеллектуальных конструкциях и композитных материалах [3]. Благодаря своим внутренним характеристикам, ВБР особенно хорошо подходят для из-

мерения деформации и температуры, являющиеся наиболее важными физическими параметрами, которые необходимо оценивать в самых разных приложениях [4], в том числе и в задачах, рассматриваемых нами [1].

Было предложено множество методов определения этих параметров, включая конфигурации для многоосевых измерений деформации [5]. Однако существуют ситуации, когда для оценки движений дополнительно требуется мониторинг изгиба в определенных местах [6]. Отдельные ВБР, без специальных мер нечувствительные к изгибу, также использовались в решении подобных задач.

Следовательно, информацию об изгибе необходимо восстанавливать косвенно путем определения деформации и последующего преобразования деформации в кривизну. В контексте волоконно-оптических датчиков с кодированием длины волны, продемонстрированные альтернативы для мониторинга кривизны, основанные на использовании длиннопериодных решеток [7] и многосердцевидных волокон с записанными в них ВБР [8]. Однако эти решения имеют некоторые очевидные и хорошо известные практические ограничения.

Известна методика измерения, основанная на внутренней чувствительности к изгибу брэгговских решеток, записанных в волокнах D-типа [7]. Предложенная конфигурация состоит из пары датчиков D-типа, расположенных таким образом, что они демонстрируют дифференциальную чувствительность к изгибу и подавление синфазных помех, связанных с температурой и осевой деформацией. Эти характеристики, а также малый размер, компактность и простота датчика делают его особенно подходящим для интеграции в композитные материалы для крепления в дальнейшем на теле человека. Однако чувствительность к изгибу этой чувствительной головки зависит от ориентации головки относительно плоскости изгиба. Это означает, что в процессе встраивания необходимо проявлять особую осторожность для достижения оптимальной производительности. Кроме того, существуют приложения, требующие дополнительного определения плоскости изгиба в ситуациях, когда могут возникать многонаправленные изгибы, что характерно для плечевого сустава.

Высокая температурная перекрестная чувствительность датчиков Брэгга требует применения специальных датчиков с температурной компенсацией в измерительной установке [9, 10]. Другим решением является применение дифференциальных схем измерения, нечувствительных к температуре, но требующих нескольких независимых линий чувствительных элементов. Чаще всего двухкоординатный датчик деформации изгиба имеет круглое поперечное сечение. Его диаметр определяется областью применения, а также требуемой чувствительностью к величине деформации изгиба.

В некоторых случаях необходимо использовать компактные датчики малого диаметра (2–10 мм), что является сложной задачей при использовании комбинированных конструкций. Следует отметить, что точность и надежность таких композитных систем зависят от методов установки, материалов и условий эксплуатации. Более того, чувствительность датчика ухудшается по мере уменьшения его диаметра. При этом увеличивается вероятность ошибки из-за нестабильности клеевых соединений, обладающих ненулевой пластичностью. Различие коэффициентов теплового расширения конструктивных элементов также может быть причиной увеличения погрешностей измерения. Поэтому требуется разработка полностью волоконных изгибных датчиков с высокой чувствительностью, которая представляет большой интерес для спортивной медицины.

В ряде работ [11-16] были предложены датчики изгиба на основе многожильных оптических волокон или волоконных сборок с брэгговскими решетками. Величина кривизны этих датчиков также определяется принципом дифференциальной схемы. Однако чувствительность таких датчиков к малым изгибам остается низкой из-за малого диаметра волокна. Возможным решением для повышения чувствительности волоконных датчиков изгиба является изготовление комбинированных схем на основе интерферометра Фабри-

Перо [17]. Интерферометр создается двумя брэгговскими решетками, нанесенными, как и в ранее упомянутых установках, на многожильные волокна. Такие датчики обладают высокой чувствительностью, но имеют существенный недостаток – сложность объединения в массивы для изготовления длинных квазираспределенных сенсорных систем. В [18] был предложен комбинированный датчик изгиба на основе двухжильного многомодового волокна с нанесенной решеткой. Датчик продемонстрировал относительно высокую чувствительность. Однако чувствительность таких датчиков сильно зависит от угла направления изгиба.

В работе [8] предложена конструкция полностью волоконно-оптического датчика изгиба, в котором брэгговские решетки нанесены на четыре сердцевинки стержневого кабеля из кварцевого стекла с внешним диаметром 2,1 мм. Была продемонстрирована высокая разрешающая способность датчика $3,6 \times 10^{-3} \text{ м}^{-1}$. Отсутствие клеевых соединений и компонентов из посторонних материалов в рабочей части датчика позволило обеспечить надежную работу датчика. Однако стоимость такого кабеля и интеррогатора для его опроса очень высоки.

В данной работе мы предлагаем новый способ преодоления стоимостных ограничений многосердцевинных конфигураций и конфигурации D-типа, основанных на стандартных ВБР, расположенных в определенной геометрии. Устройство помещается в капиллярную композитную трубку, которая защищает оптические волокна и обеспечивает их изоляцию от осевого натяжения, что позволяет дополнительно определять температуру. Полученная сенсорная головка может быть встроена в любой композитный материал или наложена на его поверхность, поэтому особенно хорошо подходит для применения в интеллектуальных конструкциях.

2. Принцип работы ПВБС

В нашей задаче ПВБС, помещенный в композитную трубку будет наложен на область плечевого сустава по аналогии с [1], как показано на рис. 1, непосредственно к коже в переднелатеральной области плеча, непосредственно под ключицей и близко к акромиальному концу. Эта конкретная анатомическая область была выбрана потому, что она представляет собой область, которая подвергается значительным деформациям во время движений верхней конечности во всех основных плоскостях. Кроме того, отсутствие поверхностных костных выступов и наличие подлежащих мягких тканей способствуют хорошей механической передаче деформаций на датчик, улучшая качество фиксируемых сигналов [19, 20].



Рис. 1. Расположение устройства в переднебоковой области плеча (схематическое изображение размещения датчика)

Рассмотрим ПВБС, состоящий из трех волокон без защитного покрытия, расположенных в вершинах наименьшего равностороннего треугольника, который может быть определен поперечными сечениями волокон, как показано на рис. 2. Волокна залиты специальным клеем, чтобы не терять гибкость триады и помещены в композитную трубку. При этом свойства материалов клея и трубки позволяют преобразовывать движения плеча, только в изгибные деформации, имея малое тепловое расширение и устойчивость к осевым деформациям. На некотором расстоянии от конца волокон в их сердцевине записаны три ВБР. Хотя каждая отдельная ВБР не чувствительна к изгибу до ее интеграции в чувствительную головку, в конфигурации, показанной на рис. 2, все ВБР становятся чувствительными к изгибу.

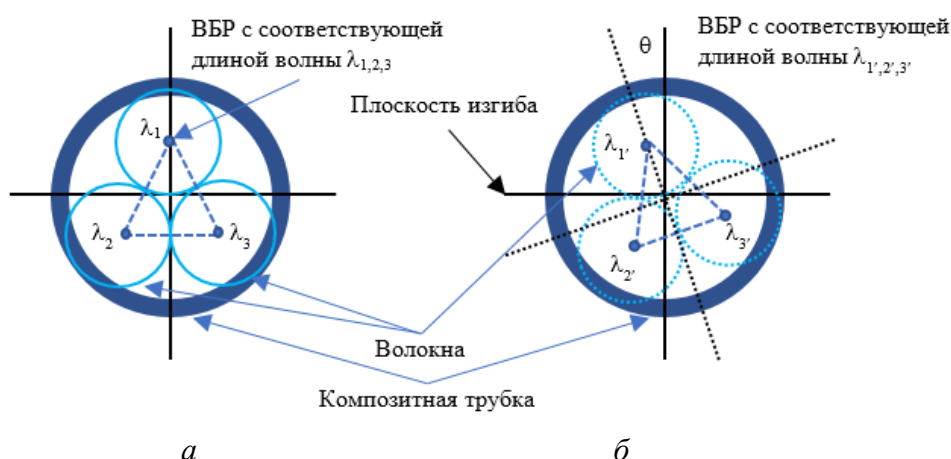


Рис.2. Геометрия ПВБС до (а) и после изгиба (б)

Эта чувствительность возникает из-за отклонения сердцевины волокон от нейтральных линий набора волокон, которая теперь лежит в центре треугольника, образованного тремя сердцевинами. Из-за своей конструкции эта конфигурация демонстрирует отсутствие поперечной симметрии, которую можно преодолеть, поместив треугольник в капиллярную композитную трубку, заполненную клеем, чтобы обеспечить как надлежащую защиту ВБР, так и вращательную симметрию ПВБС.

В идеальной конфигурации геометрический центр равностороннего треугольника всегда совпадает с нейтральной линией, независимо от ориентации плоскости изгиба, приложенной к датчику; поэтому каждая брэгговская решетка подвержена деформации, вызванной изгибом, если она не лежит на поверхности, перпендикулярной этой плоскости, и не пересекает нейтральную линию. Если мы возьмем одну из этих трех сингулярных ориентаций в качестве начала координат для полярной системы координат

$$\begin{cases} \varepsilon_1 = (d/R) \sin(\theta - 2\pi/3); \\ \varepsilon_2 = (d/R) \sin(\theta); \\ \varepsilon_3 = (d/R) \sin(\theta + 2\pi/3), \end{cases} \quad (1)$$

где R – радиус кривизны, d – максимально допустимое расстояние до нейтральной линии, а θ – угол плоскости изгиба, который для удобства определяется относительно ВБР с λ_2 (рис. 2). Если защитная трубка обеспечивает достаточную изоляцию от осевой деформации, то при воздействии на датчик изгиба или изменения температуры будут наблюдаться изменения резонансных длин волн, определяемые формулами:

$$\begin{cases} \Delta\lambda_1 = \lambda_{1'} - \lambda_1 = K_\varepsilon (d/R) \sin(\theta - 2\pi/3) + K_T \Delta T; \\ \Delta\lambda_2 = \lambda_{2'} - \lambda_2 = K_\varepsilon (d/R) \sin(\theta) + K_T \Delta T; \\ \Delta\lambda_3 = \lambda_{3'} - \lambda_3 = K_\varepsilon (d/R) \sin(\theta + 2\pi/3) + K_T \Delta T, \end{cases} \quad (2)$$

где K_ε – чувствительность ВБР к деформации, а K_T – общая тепловая чувствительность ПВБС, определяемая, по существу, термооптическим коэффициентом оптических волокон и коэффициентом теплового расширения композитной трубки.

При получении (2) введено предположение, что заданный радиус кривизны постоянен вдоль длины зоны ВБР и что все ВБР имеют общую температуру. Это допущение возможно поскольку как продольные, так и поперечные размеры датчика можно считать малыми. Влияние изменения температуры соответствует одинаковому сдвигу длин волн трех ВБР.

Аналитически определить радиус кривизны, угол плоскости изгиба и изменение температуры можно как

$$\begin{cases} (1/R) = 2(\Delta\lambda_1^2 + \Delta\lambda_2^2 + \Delta\lambda_3^2 - \Delta\lambda_1\Delta\lambda_2 - \Delta\lambda_2\Delta\lambda_3 - \Delta\lambda_1\Delta\lambda_3)^{1/2} / 3K_\varepsilon d; \\ \theta = \arctan \left[2\Delta\lambda_2 - \Delta\lambda_3 - \Delta\lambda_1 / \sqrt{3(\Delta\lambda_3 - \Delta\lambda_1)} \right]; \\ \Delta T = (\Delta\lambda_1 + \Delta\lambda_2 + \Delta\lambda_3) / 3K_T, \end{cases} \quad (3)$$

где $\Delta\lambda_1$, $\Delta\lambda_2$ и $\Delta\lambda_3$ — сдвиги длин волн Брэгга ВБР, которые можно измерить экспериментально.

3. Радиофотонный интеррогатор

Для снижения стоимости ПВБС ВБР заменим на волновые двухкомпонентные адресные волоконные брэгговские структуры (АВБС) [21-25], работающие на отражение, что позволит нам использовать вместо оптико-электронного радиофотонный интеррогатор [26-31]. Основная идея заключается в создании массива АВБС с одинаковой центральной длиной волны и различными адресами – разностями частот между частотными компонентами АВБС. Иллюстративная функциональная радиофотонная схема опроса массива АВБС – радиофотонного интеррогатора (РФИ) – приведена на рис. 3.

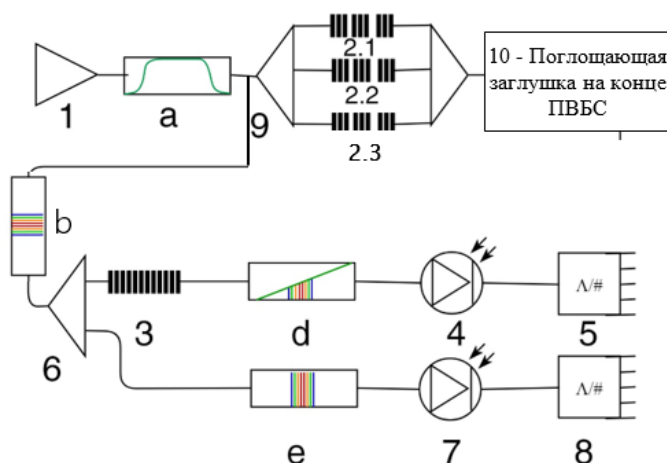


Рис. 3. Иллюстративная схема РФИ для опроса массива АВБС в ПВБС

На рис. 3 использованы обозначения: 1 – лазерный источник; 2.1–2.3 – массив АВБС; 3 – линейный наклонный фильтр; 4,7 – фотоприемники измерительного и опорного каналов; 5, 8 – аналого-цифровые преобразователи измерительного и опорного каналов; 6 – оптоволоконный делитель мощности; 9 – оптоволоконный разветвитель 2×3, 10 – поглощающая заглушка на конце ПВБС с оптоволоконным соединителем. Буквами обозначены амплитудно-частотные характеристики сигнала на выделенных участках схемы а, b, d, e.

На массив АВБС с источника лазерного излучения – 1 подается непрерывное широкополосное излучение (диаграмма а) с шириной спектра соответствующей максимальному хождению длин волн АВБС, вызванных изгибом и температурой (около 0,5 нм). Исходное излучение через делитель мощности светового потока – 9 поступает на массив АВБС 2.1–2.3 (условно показаны в параллельной плоскости). После чего, излучение, полученное в результате отражения его от массива АВБС (диаграмма b), разделяется в делителе мощности б на измерительный и опорный каналы. Посредством оптоволоконного сумматора, установленного на конце волокон для их объединения, частично прошедшая мощность поступает на поглощающую заглушку (10), чтобы предотвратить отражение от отдельных сколов волокон.

Сигнал в измерительном канале проходит через линейный наклонный фильтр – 3 и поступает на измерительный фотоприемник – 4, после чего оцифровывается на АЦП – 5. Сигнал в опорном канале без изменения направляется на измерительный фотоприемник – 7, и оцифровывается на АЦП – 8. Микроконтроллер, предназначенный для обработки сигнала, на рис. 3 не приведен. Для исключения влияния колебаний мощности светового потока на измерительном фотоприемнике, все вычисления ведутся с отношением мощностей в опорном и измерительном канале.

На рис. 4,а упрощенно приведен спектральный отклик трех АВБС в невозмущенном состоянии ПВБС для первой (сплошная линия), второй (штрих-пунктирная линия) и третьей (пунктирная), при этом их центральные длины волн равны $\omega_{Б1} = \omega_{Б2} = \omega_{Б3} = \omega_{Ц}$, а адресные частоты отличны $\Delta\omega_{А1} \neq \Delta\omega_{А2} \neq \Delta\omega_{А3}$. На рис. 4,б приведен спектральный отклик этих же трех АВБС при возникновении изгиба. Это объясняется физикой работы ПВБС, описанной (1) и (2).

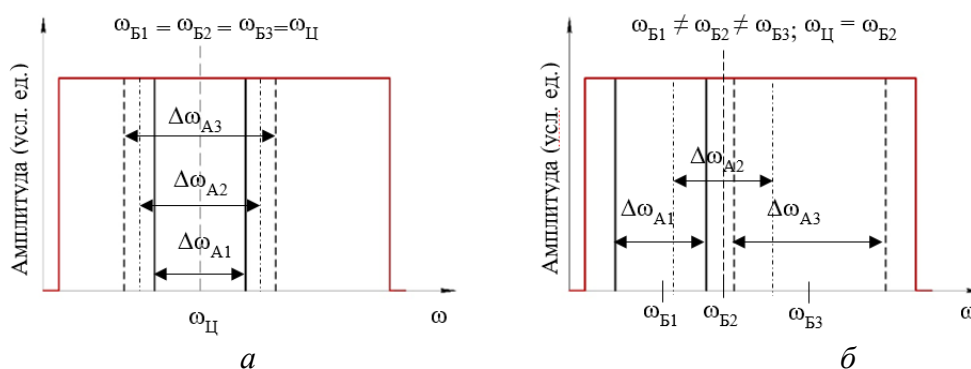


Рис. 4. Упрощенная спектральная характеристика отклика трех АВБС без изгиба (а) и при радиусе кривизны 10 м (б)

В случае такого расположения АВБС в полосе излучения лазера (на рис. 4 показано красными границами) отражение от их компонент на входе ФД можно описать как:

$$\begin{aligned}
 S(t) = & T_{R1,2} \sin\left[\left(\omega_{B1} - \Delta\omega_{A1} / 2\right)t + \phi_{B1-A11}\right] + T_{R1,2} \sin\left[\left(\omega_{B1} + \Delta\omega_{A1} / 2\right)t + \phi_{B+A12}\right] + \\
 & + T_{R3,4} \sin\left[\left(\omega_{B2} - \Delta\omega_{A2} / 2\right)t + \phi_{B2-A23}\right] + T_{R3,4} \sin\left[\left(\omega_{B2} + \Delta\omega_{A2} / 2\right)t + \phi_{B2+A24}\right] + \\
 & + T_{R5,6} \sin\left[\left(\omega_{B3} - \Delta\omega_{A3} / 2\right)t + \phi_{B3-A35}\right] + T_{R5,6} \sin\left[\left(\omega_{B3} + \Delta\omega_{A3} / 2\right)t + \phi_{B3+A36}\right],
 \end{aligned} \quad (4)$$

где $T_{R1,2} = T_{R3,4} = T_{R5,6}$ – амплитуды составляющих, попарно формирующих адресные компоненты трех АВБС в режиме отражения, при этом в общем случае они могут быть не равны; ϕ_i – соответствующие им фазы.

Для реализации радиофотонного опроса указанные составляющие должны пройти линейный наклонный фильтр 3 с характеристикой:

$$L(\omega) = q\omega + b, \quad (5)$$

где параметры угла наклона q фильтра и смещения его центральной частоты b , выбираются, исходя из параметров измерительной системы, и считаются известными.

Изменение спектральных характеристик откликов трех АВБС, прошедших через линейный наклонный фильтр 3, приведены на рис. 5.

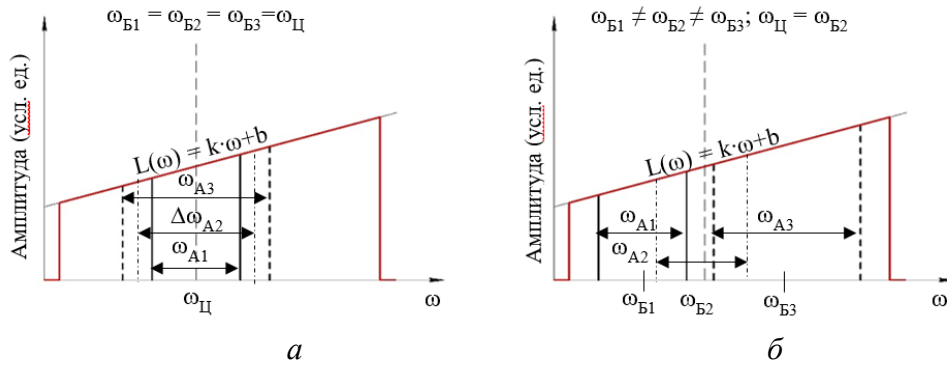


Рис. 5. Упрощенная спектральная характеристика отклика трех АВБС без изгиба (а) и при радиусе кривизны 10 м (б) после линейного наклонного фильтра

Таким образом, амплитуды $T_{R1,2}$, $T_{R3,4}$, $T_{R5,6}$ адресных компонент изменятся в соответствии с их смещением по оси частот и при этом $T'_{R1,2-} \neq T'_{R1,2+} \neq T'_{R3,4-} \neq T'_{R3,4+} \neq T'_{R5,6-} \neq T'_{R5,6+}$. На выходе фотоприемника оцифруем огибающую биений полученных сигналов по показаниям трех программных фильтров на адресных частотах биений $\Delta\omega_{A1}$, $\Delta\omega_{A2}$ и $\Delta\omega_{A3}$, и определим положение $\omega_{B1} \neq \omega_{B2} \neq \omega_{B3}$.

Для этого введем коэффициент модуляции для огибающей биений адресных составляющих в виде [21]:

$$M'_{B1} = \frac{2T_{R1,2-} - T_{R1,2+}}{T_{R1,2-} + T_{R1,2+}}, M'_{B2} = \frac{2T_{R3,4-} - T_{R3,4+}}{T_{R3,4-} + T_{R3,4+}}, M'_{B3} = \frac{2T_{R5,6-} - T_{R5,6+}}{T_{R5,6-} + T_{R5,6+}} \quad (6)$$

Получим выражение для коэффициента модуляции, связывающее брэгговскую и разностную частоту АВБС и параметры линейного наклонного фильтра q и b :

$$M'_{Bi}(\omega_{Bi}) = \frac{(q\omega_{Bk,l} + b)^2 - q^2\Omega_{Ak,l}^2}{(q\omega_{Bk,l} + b)^2 + q^2\Omega_{Ak,l}^2}, \quad (7)$$

Величины брэгговских частот ω_{Bi} меняются как результат приложения изгиба к ПВБС и его направления в диапазоне $(\omega_{Bmin}, \omega_{Bmax})$, которые определяются параметрами системы. При этом монотонность коэффициентов модуляции (7), позволяет однозначно связать изменение брэгговских частот с величиной изгиба и его направления по (1)-(2).

Отметим, что величины коэффициентов модуляции (7) содержат полную информацию, необходимую для определения брэгговских частот ω_{Bi} .

Тогда, исходя из (3), получим все параметры изгиба по сдвигу центральных длин волн трех АВБС ω_{Bi} , полученных из (7).

Заключение

Представлены результаты разработки плечевого волоконного брэгговского сенсора, состоящего из трех волокон без защитного покрытия, расположенных в вершинах наименьшего равностороннего треугольника, который может быть определен поперечными сечениями волокон. Волокна залиты специальным клеем, чтобы не терять гибкость триады и помещены в композитную трубку. При этом свойства материалов клея и трубки позволяют преобразовывать движения плеча только в изгибные трехмерные деформации, имея малое тепловое расширение и устойчивость к осевым деформациям. На некотором расстоянии от конца волокон, в их сердцевине записаны три адресных волоконных брэгговских структуры, позволившие построить систему опроса сенсора на основе радиофотонного интеррогатора, простой и дешевой конструкции, что позволит применять разрабатываемый сенсор не только в медицинских и клинично-диагностических центрах, но и в ходе тренировок, соревнований и в бытовых условиях, т.е. собирать данные о работе плечевого сустава спортсмена непрерывно, объективно и неинвазивно.

Как направление дальнейших исследований, следует детально изучить проблему температурных воздействий на сенсор, поскольку в ходе настоящей работы было принято допущение о ее постоянстве во всем объеме набора волокон. Реальная ситуация свидетельствует о том, что при установке сенсора на кожу спортсмена в переднелатеральной области плеча, непосредственно под ключицей и близко к акромиальному концу, температура окружающей среды для разных его сторон будет различной: с одной стороны – температура тела спортсмена, с других – температура воздуха, что может привести к существенной погрешности измерений траектории движения плечевого сустава.

Список литературы

1. Dimo A. 3D-printed wearable sensors for the identification of shoulder movement planes / A.Dimo, U.G. Longo, P. D’Hooghe et al. // *Sensors*. – 2025. – 25. – P. 5853.
2. Mukhopadhyay, S.C. Wearable sensors for human activity monitoring: A review // *IEEE Sens. J.* – 2015. – 15. – P. 1321–1330.
3. Di Palma P. Force sensor based on FBG embedded in silicone rubber / P. Di Palma, E. De Vita, A. Iadicicco et al. // *IEEE Sens. J.* – 2023. – 23. – P.1172–1178.
4. Presti D.L. The effect of infill pattern and density on the response of 3-D-printed sensors based on FBG technology / D.L. Presti, C. Leitao, A. Nocco et al. // *IEEE Sens. J.* – 2022. – 22. – P.19357–19365.
5. *Smart Structures and Materials* / Ed. B. Culshaw, (Artech House, Boston, Mass., 1996). – Chap. 6. – P. 157-184.
6. *Fibre Optic Smart Structures* / Ed. E. Udd, (Wiley, New York, 1995). – Chap. 12. – P. 319-360.
7. Li X. Review of Wearable Optical Fiber Sensors for Rehabilitation Monitoring / X. Li, Y. Li, H. Wei et al. // *Sensors*. – 2024. – 24. – 3602.
8. Butov O.V. All-fiber highly sensitive Bragg grating bend sensor / O.V. Butov, A.P. Bazakutsa, Y.K. Chamorovskiy et al. // *Sensors*. – 2019. – 19. – 4228.

9. Dong X. Simultaneous displacement and temperature measurement with cantilever-based fiber Bragg grating sensor / X. Dong, Y. Liu, Z. Liu, X. Dong // *Opt. Commun.* – 2001. – 192. – P. 213–217.
10. Xu M.G. Discrimination between strain and temperature effects using dual-wavelength fibre grating sensors / M.G. Xu, J.L. Archambault, L. Reekie, J.P. Dakin // *Electr. Lett.* – 1994. – 30. – P. 1085–1087.
11. Flockhart G.M.H. Two-axis bend measurement with Bragg gratings in multicore optical fiber / G.M.H. Flockhart, W.N. MacPherson, J.S. Barton et al. // *Opt. Lett.* – 2003. – 28. – P.387–389.
12. Blanchard P.M. Two-dimensional bend sensing with a single, multi-core optical fibre / P.M. Blanchard, J.G. Burnett, G.R.G. Erry et al.// *Smart Mater. Struct.* – 2000. – 9. – P.132–140.
13. Gander M.J. Two-axis bend measurement using multicore optical fibre/ M.J. Gander, D.Macrae, E.A.C. Galliot et al. // *Opt. Commun.* – 2000. – 182. – P. 115–121.
14. Barrera D. Multipoint two-dimensional curvature optical fiber sensor based on a nontwisted homogeneous four-core fiber / D. Barrera, I. Gasulla, S. Sales // *J. Lightwave Technol.* – 2014. – 33. – P. 2445–2450.
15. MacPherson W.N. Tunnel monitoring using multicore fibre displacement sensor / W.N. MacPherson, M. Silva-Lopez, J.S. Barton et al. // *Meas. Sci. Technol.* – 2006. – 17. – P. 1180–1185.
16. Moore J.P. Shape sensing using multi-core fiber optic cable and parametric curve solutions / J.P. Moore, M.D. Rogge // *Opt. Express.* – 2012. – 20. – P. 2967–2973.
17. Cranch G.A. Ultra-high-sensitivity two-dimensional bend sensor / G.A. Cranch, G.M.H. Flockhart, W.N. MacPherson et al. // *Electron. Lett.* – 2006. – 42. – P. 520–522.
18. Yang K. Femtosecond laser inscription of fiber Bragg grating in twin-core few-mode fiber for directional bend sensing / K. Yang, J. He, C. Liao et al. // *J. Lightwave Technol.* – 2017. – 35. – P. 4670–4676.
19. Liu T. Measurement of soft tissue deformation to improve the accuracy of a body-mounted motion / T. Liu, Y. Inoue, K. Shibata // *Sensor. J. Med. Devices Trans., ASME* 2009. – 3. – 035001.
20. Carnevale A. Strain analysis of the scapular region and wearables design / A. Carnevale, E. Schena, D. Formica et al. // *Sensors.* – 2021. – 21. – 5761.
21. Morozov O.G. Addressed fiber bragg structures in quasi-distributed microwave-photonic sensor systems / O.G. Morozov, A.J. Sakhabutdinov // *Comput. Opt.* – 2019. – 43. – P. 535–543.
22. Morozov O.G. Multi-addressed fiber Bragg structures for microwave-photonic sensor systems /O.G. Morozov, A.J. Sakhabutdinov, V. Anfinogentov et al // *Sensors.* – 2020. – 20. – 2693.
23. Morozov O.G. Modelling and record technologies of address fiber Bragg structures based on gratings with two symmetrical pi-phase shifts / O.G. Morozov, A.Z. Sakhabutdinov, I.I. Nureev, R.S. Misbakhov // *J. Phys. Conf. Ser.* – 2019. – 1368. – 022048.
24. Gubaidullin R.R. Application of gaussian function for modeling two-frequency radiation from addressed FBG / R.R.Gubaidullin, T.A. Agliullin, I.I. Nureev et al. // *In Proceedings of the 2020 Systems of Signals Generating and Processing in the Field of on Board Communications, Moscow, Russia, 19–20 March 2020; IEEE: New York, USA, 2020.* – P. 1-4.
25. Sakhabutdinov A.Z. Radiophotonic sensor system based on multi-addressed fiber Bragg structures / A.Z. Sakhabutdinov, O.G. Morozov, T.A. Agliullin et al. // *In Proceedings of the Optical Technologies for Telecommunications 2021; SPIE: Bellingham, WA, USA, 2022.* – Vol. 12295. – P. 32–37.
26. Agliullin T. Addressed fiber Bragg structures in load-sensing wheel hub bearings / T. Agliullin, R.Gubaidullin, A. Sakhabutdinov et al. // *Sensors.* – 2020. – 20. – 6191.
27. Agliullin T. Multi-sensory strain measurement using addressed fiber Bragg structures in load sensing bearings / Agliullin T., Gubaidullin R., Sakhabutdinov A. // *In Proceedings of the 2021 Systems of Signals Generating and Processing in the Field of on Board Communications, Moscow, Russia, 16–18 March 2021; IEEE: NY, USA. – 2021.* – P. 1-5.

28. Agliullin T.A. Tire strain measurement system based on addressed FBG-structures / T.A. Agliullin, R.R. Gubaidullin, O.G. Morozov et al. // In Proceedings of the 2019 Systems of Signals Generating and Processing in the Field of on Board Communications, Moscow, Russia, 20–21 March 2019; IEEE: New York, NY, USA, 2019. – P. 1–5.
29. Sahabutdinov A.Z. Calibration of combined pressure and temperature sensors / A.Z. Sahabutdinov, A.Z. Kuznetsov, I.I. Nureev et al. // Int. J. Appl. Eng. Res., 2015, 10, 44948–44957.
30. Morozov O. Addressed combined fiber-optic sensors as key element of multisensor greenhouse gas monitoring systems / O. Morozov, Y. Tunakova, S.M.R.H. Hussein et al. // Sensors. – 2022. – 22. – 4827.
31. Misbakhov R.S. Address fiber optical sensor for relative humidity measuring in a switchgear / R.S.Misbakhov, A.N. Vasev, A.Z. Sakhabutdinov et al. // In Proceedings of the Optical Technologies for Telecommunications 2019, Kazan, Russia, 18–22 November 2019; SPIE: Bellingham, WA, USA. – 2020. – Vol.11516. – P. 1151612.

A SHOULDER FIBER BRAGG SENSOR FOR 3D MOTION MONITORING

L.N. Ibragimova, Sh.R. Yusupov, T.R. Khasanov, A.N. Khidiyatullin, A.A. Silanteva

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

Annotation. This article addresses the problem of creating a prototype sensor based on fiber optic technologies that measures shoulder joint motion in three dimensions. To address this problem, existing similar developments are analyzed and the best 3D bending sensors are selected based on the quality-cost criterion. Based on their modernization, the general operating principles of a new sensor are examined. The sensor consists of three fibers arranged at the vertices of a uniform triangle, each encoded with addressable fiber Bragg structures with the same central frequency and different difference frequencies. The use of these structures eliminates the need for expensive optoelectronic interrogators and allows for the use of high-speed, precision microwave photonic interrogators. This allows the sensor under development to be used not only in medical and clinical diagnostic centers, but also during training, competitions, and in everyday settings, allowing for continuous, objective, and non-invasive collection of data on athletes' shoulder joint function.

Keywords: sports engineering, shoulder joint, fiber Bragg sensor, three-dimensional motion, radius of curvature, bending direction, temperature, microwave photonic interrogator.

Статья представлена в редакцию 13 марта 2026 г.