

МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ АДРЕСНЫХ ВОЛОКОННЫХ БРЭГГОВСКИХ СТРУКТУР КАК СЕНСОРОВ «ФОТОННОЙ КОЖИ» ПРИ ИХ НЕОДНОРОДНОЙ ДЕФОРМАЦИИ

*Л.Н. Ибрагимова, Р.М. Муратов, И.И. Нуреев, А.Ж. Сахабутдинов,
Рус. Ш. Мисбахов, И.Р. Валиев, Н.Е. Орлов, И.М. Габдулхаков,
Д.В. Самигуллин, Р.А. Юсупов, Ш.Р. Юсупов*

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

Аннотация. Функционирование «фотонной кожи» спортсмена основано на использовании различных оптических явлений, возникающих при взаимодействии света с биологическими тканями. Световое излучение может поглощаться, рассеиваться, отражаться или изменять свои спектральные характеристики в зависимости от состояния кровотока, уровня оксигенации тканей, температуры, биомеханики мышц и других физиологических факторов, в том числе при использовании волоконно-оптических датчиков. Анализ данных изменений позволяет получать информацию о функциональном состоянии организма без необходимости применения инвазивных методов контроля. Задача данной статьи состоит в том, чтобы показать возможности нового типа чувствительного элемента брэгговского типа – адресной волоконной брэгговской структуры (АВБС) и определить возможные варианты его применения для различных носимых датчиков «фотонной кожи» для спортсменов с широким диапазоном нагрузок на мышечные ткани (бодибилдеры, штангисты и т.д.). В основу заложена идея использования необратимых изменений спектра ВБР (уширение пика, падение коэффициента отражения, гистерезис) в диапазоне 0,7–1% в качестве индикатора предельной нагрузки. Деформация в 1% для мышцы – это абсолютно нормальный, рабочий диапазон. Однако, такой датчик может стать отличным персональным дозиметром усталостных микротравм для бодибилдеров и штангистов. Он сигнализировал бы о том, что мышца получила достаточный объем микроразрывов для запуска гипертрофии, и дальнейшее «качение» веса не имеет смысла и ведет к перетренированности. Статья носит чисто математический характер и показывает изменения спектра отдельных элементов АВБС. Знание этих изменений будет заложено в основу обработки информации «фотонной кожи» как сигнальные признаки для принятия решений тренером или самим спортсменом. Для примера vybrana 3л-АВБС, представляющая собой ВБР с тремя фазовыми сдвигами.

Ключевые слова: спортивная инженерия, «фотонная кожа», сигнализатор перетренированности, волоконная брэгговская решетка, адресная волоконная брэгговская структура, неоднородная предельная нагрузка на сенсор, математическое моделирование.

Введение

Прежде чем разрабатывать «фотонную кожу» нужно четко понять, каким требованиям должна отвечать такая система. Эти требования рождаются из анализа современных оптических технологий, из того, как устроена физиология бодибилдинга, и из биомеханических факторов, которые влияют на регистрацию сигналов. Поскольку пользоваться «кожей» предполагается под интенсивной нагрузкой, ее конструкция должна не только точно измерять, но и быть устойчивой ко всем внешним воздействиям, типичным для тренировки [1-3].

Система обязана работать в реальном времени. Во время силовой тренировки состояние организма меняется на глазах – пульс, насыщение тканей кислородом, температура

мышц могут значительно изменяться за считанные минуты или даже секунды. Поэтому «фотонная кожа» должна записывать данные без пауз, не заставляя спортсмена останавливаться или делать что-то лишнее.

Чтобы получать правильную информацию, система должна устойчиво регистрировать сигналы, независимо от того, насколько интенсивно выполняются упражнения. Мышцы меняют форму, кожа растягивается, а датчики испытывают механическое давление. Конструкция «фотонной кожи» должна сводить к минимуму влияние этих факторов и обеспечивать стабильный оптический контакт с телом.

Специфика бодибилдинга требует отслеживать показатели не где-то вообще, а в конкретных местах. Во время упражнений разные мышечные группы могут находиться в совершенно разном функциональном состоянии. Например, при тренировке грудных мышц или квадрицепсов, именно эти зоны получают максимальную нагрузку, и кровоток с оксигенацией там меняется сильнее всего. Таким образом, хорошая система должна позволять ставить датчики прямо на интересующие участки, чтобы получать информацию о конкретных мышцах при линейных, в общем случае, неоднородных нагрузках, а не только об общих показателях организма и линейных однородных нагрузках.

Во время силовых упражнений мягкие ткани серьезно деформируются, геометрия кожи меняется, а ее поверхностные слои смещаются относительно мышц. Если использовать обычные жесткие сенсорные конструкции, качество замеров упадет и появятся артефакты движений. Значит, «фотонная кожа» должна быть достаточно гибкой и растяжимой, чтобы повторять движения тела, не теряя при этом работоспособности.

Во время упражнений ткани вибрируют, давление датчика на кожу меняется, сами сенсоры смещаются. Чтобы результаты были достоверными, система должна компенсировать эти воздействия – как за счет конструкции, так и за счет умной обработки сигналов. Или, наоборот, регистрировать их, получая дополнительную информацию, например, о синусоидальных неоднородных нагрузках.

Устройство не должно сковывать движения спортсмена, мешать технике или вызывать сильный дискомфорт при долгом использовании. «Фотонная кожа» должна быть как можно компактнее и легче, чтобы человек ее почти не замечал. Материал для ее изготовления должен быть устойчив к влаге и поту – на интенсивных тренировках механизмы терморегуляции работают на максимум.

Перспективная система должна отслеживать сразу несколько физиологических параметров: сердечно-сосудистые показатели, локальное кровообращение, температуру тканей и двигательную активность. А для этого необходимо, чтобы архитектура такой «фотонной кожи» объединила разные типы датчиков в одну измерительную платформу.

В условиях реальной тренировки физиологические сигналы подвержены различным помехам и уникальны для каждого человека. Чтобы повысить достоверность, системе нужны алгоритмы, которые автоматически фильтруют шумы, компенсируют артефакты движений и подстраиваются под индивидуальные особенности спортсмена. Это не только повысит точность, но и позволит глубже анализировать функциональное состояние.

Поскольку «фотонная кожа» рассчитана на непрерывную работу в течение всей тренировки, все её компоненты должны потреблять мало энергии и обеспечивать достаточно долгую автономную жизнь. Особенно это важно, если используется беспроводная передача данных и работает несколько сенсорных каналов.

Все эти требования лежат в основе того, как будет выглядеть концепция «фотонной кожи» и по каким принципам её строить, особенно для контроля мышечной активности.

После обсуждения основных концепций, внутренней архитектуры, конструкции, применений и доступности на рынке адресных волоконных брэгговских структур (АВБС) [4-6], авторы хотели бы обратить внимание на их математические модели, которые в последующем позволили бы определить пути формирования сигнализирующих событий с акцентом на возможной перетренированности мышц или начала стадии формирования микроразрывов мышечных тканей бодибилдеров или штангистов.

Задача статьи состоит в том, чтобы показать возможности нового типа чувствительного элемента брэгговского типа 3π -АВБС [5] и определить возможные варианты его применения для различных носимых датчиков «фотонной кожи» для спортсменов с широким диапазоном нагрузок на мышечные ткани. В основу заложена идея использования необратимых изменений спектра ВБР (уширение пика, падение коэффициента отражения, гистерезис) в диапазоне 0,7–1% в качестве индикатора предельной нагрузки. Деформация в 1% для мышцы — это абсолютно нормальный рабочий диапазон. Однако, такой датчик, предельный для волокна, может стать отличным персональным дозиметром усталостных микротравм для спортсменов.

Последний аспект является целевым для статьи. Поэтому, несмотря на то что, во введении рассматривалась биомеханика групп мышц, предмет статьи касается оптомеханики волокна, а сама статья носит чисто математический характер и показывает изменения спектра сопряженной с ними в качестве сенсора 3π -АВБС и ее отдельных элементов.

В первом разделе рассматриваются условия для математического моделирования 3π -АВБС на основе формализма матриц передачи и теории связанных мод под действием неоднородных нагрузок. Во втором разделе решается задача математического моделирования для линейных нагрузок различных диапазонов. В третьем разделе эта же задача реализуется для моделирования синусоидальных нагрузок. В заключение показано единство полученных результатов, особенности каждого из которых позволяют сигнализировать о том, что мышца получила достаточный объем микроразрывов для запуска гипертрофии, и дальнейшее «качание» веса не имеет смысла или ведет к перетренированности.

Следует напомнить, что задача математического моделирования общего спектра 3π -АВБС в состоянии покоя и при однородных нагрузках решена в [7].

1. Моделирование 3π -АВБС под действием неоднородных нагрузок

Построение спектральных характеристик 3π -АВБС структур под воздействием неоднородного напряжения имеет ряд нюансов, которые влияют на изменение подхода к моделированию решеток методом матриц передач.

1. Так как нагрузка, воздействующая на 3π -АВБС, неоднородна и изменчива, то и период сегментов S_1, S_2, S_3, S_4 [5] может быть изменчивым произвольно. Это противоречит самому понятию АВБС [8] и вариантам их применения [9].

2. Если периоды сегментов решетки S_1, S_2, S_3, S_4 соответственно равны $\Lambda_1, \Lambda_2, \Lambda_3$, и Λ_4 , значения этих периодов сильно отличаются друг от друга, и условия формирования трех фазовых сдвигов удовлетворяться не будут.

Для решения этих проблем, было принято условие разбить сегменты S_1, S_2, S_3, S_4 АВБС на сверхмалые равные участки. Это поможет удовлетворить выполнению условий для сенсора, имеющему вид АВБС, с некоторой малой погрешностью, т.к. период каждого участка будет иметь постоянный период. А за счет минимальной разницы периодов Λ со-

седних сегментов между фазовыми сдвигами, будет выполняться условие для их формирования. Суммарное количество участков I всех сегментов S_1, S_2, S_3, S_4 , равно количеству участков, на которые воздействует нагрузка Z .

С учетом вышеперечисленных факторов, произведем изменения в математической модели 3π-АВБС. Сегмент S_n запишем как произведение 250 малых участков:

$$S_n = \prod_{i=1}^{250} S\left(\lambda, \frac{h_1}{250}, n_{mod}, \Lambda + \Delta\Lambda \times i \times \Delta z, n_{eff}\right), \quad (1)$$

где $\Delta\Lambda = \Lambda \times \varepsilon'$ – изменение периода сегмента, $n=1, 2, 3, 4$.

Построение спектральных характеристик произведено для тех же нагрузок, что и в [7].

2. Линейная неоднородная нагрузка

Данный вид нагрузки воздействует на волокно согласно функции:

$$\Lambda'(i) = \Lambda + i \times \Delta\Lambda \times \Delta z. \quad (2)$$

Так как нагрузка линейна, то она равномерно увеличивает период на $\Delta\Lambda$ в каждом последующем участке.

$$\Delta\Lambda = \Lambda \times \varepsilon. \quad (3)$$

На первом участке она будет минимальна, на последнем максимальна. Δz описывается формулой:

$$\Delta z = \frac{H}{Z}. \quad (4)$$

На рис. 1 и рис. 2 показаны спектральные характеристики структуры в состоянии покоя и под действием нагрузки $\varepsilon=10^{-3}$ соответственно. Можно заметить, что произошло небольшое смещение центральной длины волны, ширина спектров сегмента незначительно увеличена, а также значение амплитуд в участках, где происходит фазовый сдвиг, уменьшилось. Это хорошо заметно в спектре решетки с сильной связью мод.

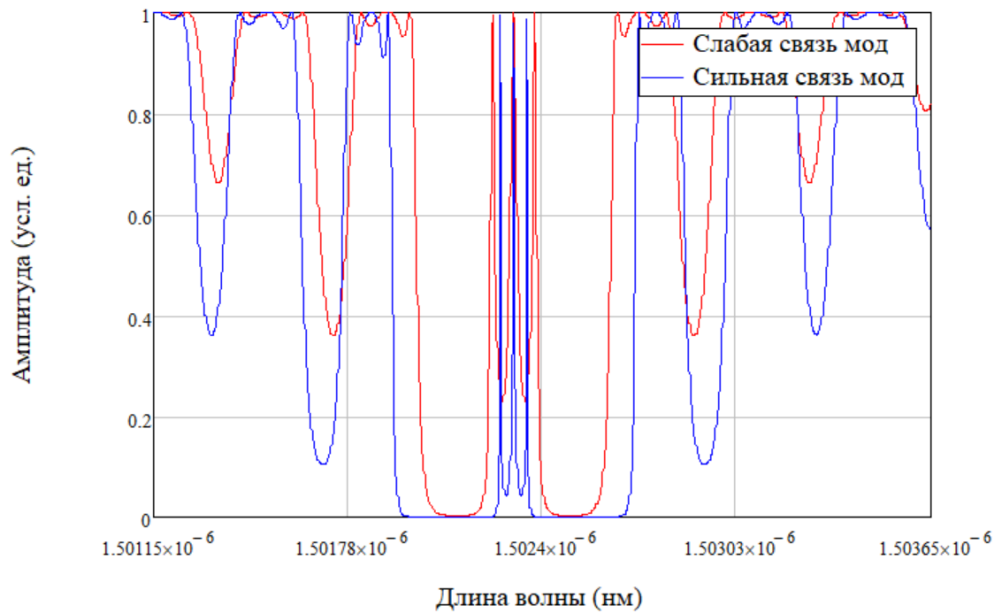


Рис. 1. Спектральная характеристика 3π-АВБС в состоянии покоя

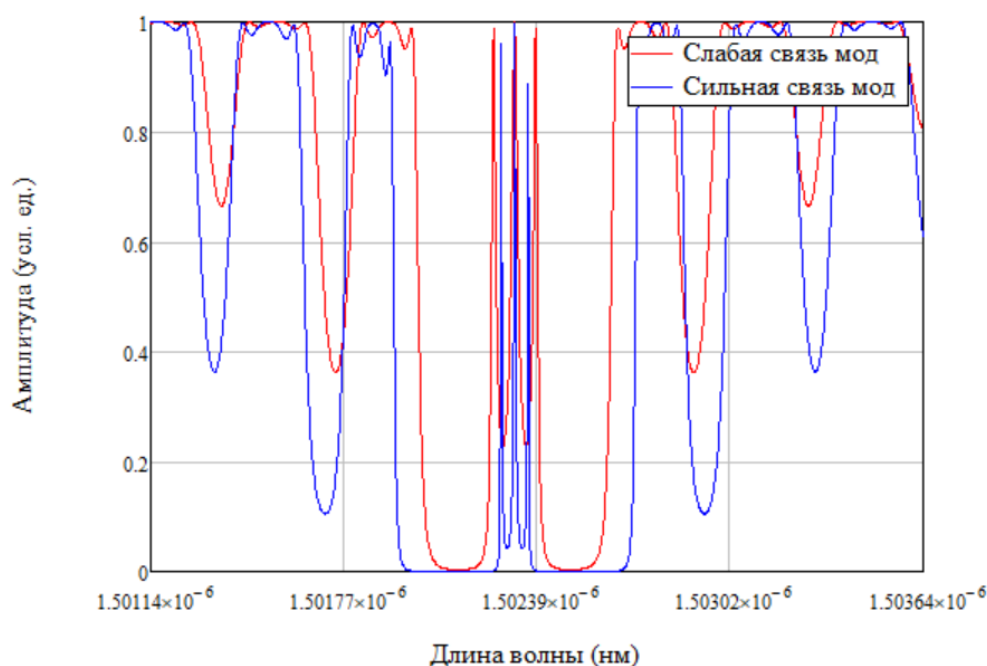


Рис. 2. Спектральная характеристика 3π-АВБС под воздействием линейной нагрузки $\epsilon=10^{-3}$

На рис. 3 и рис. 4 становится заметно, что при увеличении нагрузки ширина спектров сегментов расплывается по ширине. Так же можно заметить, что максимальная амплитуда двух соседних центральных сегментов уменьшилась, как и амплитуда в местах фазового сдвига. Значение центральной длины волны еще больше сместилось вправо и составило $\lambda_B=1502.4$ нм. При этом вектор нагрузки теперь не влияет на сторону смещения центральной длины волны.

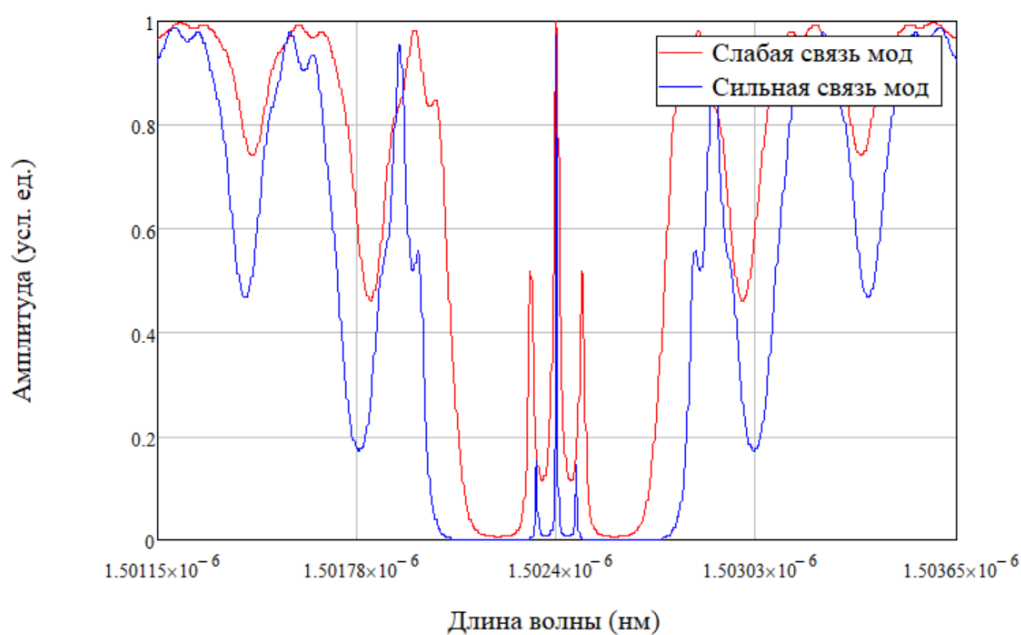


Рис. 3. Спектральная характеристика 3π-АВБС под воздействием линейной нагрузки $\epsilon=10^{-2}$

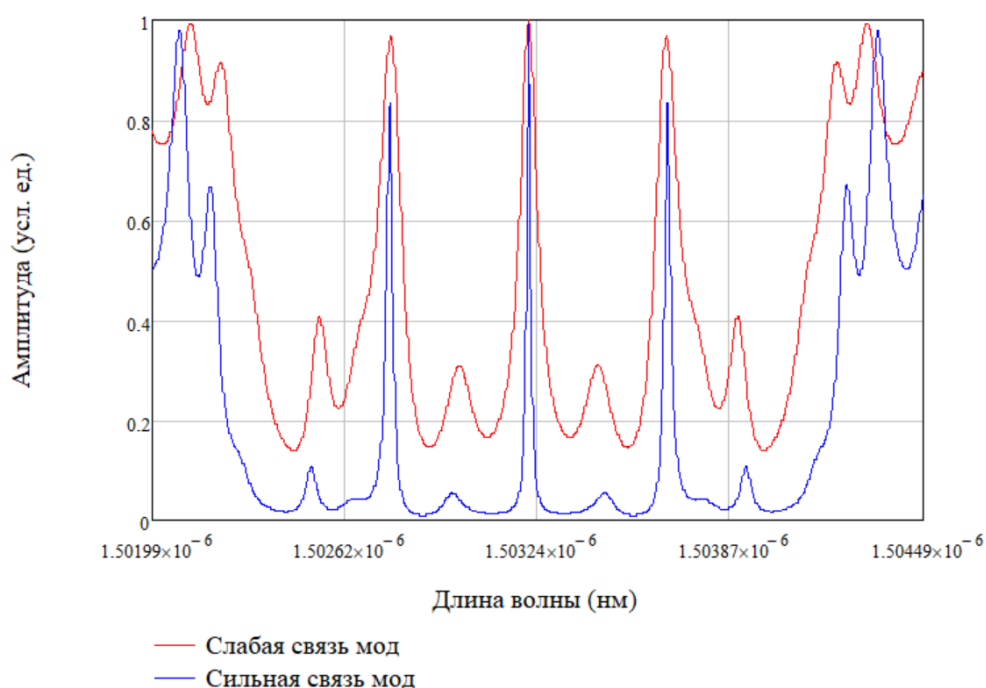


Рис. 4. Спектральная характеристика 3π-АВБС под воздействием линейной нагрузки $\epsilon=10^{-1}$

Если же нагрузка близка к максимально допустимой до разрыва волокна, то спектр сегментов растягивается на четыре равных участка. Внутри каждого участка появляются искажения, а центральная длина волны смещается вправо и равняется $\lambda_B = 1503.24$ нм

Зависимость ширины сегментов от прикладываемой к волокну механической нагрузки линейного типа показана на рис. 5.

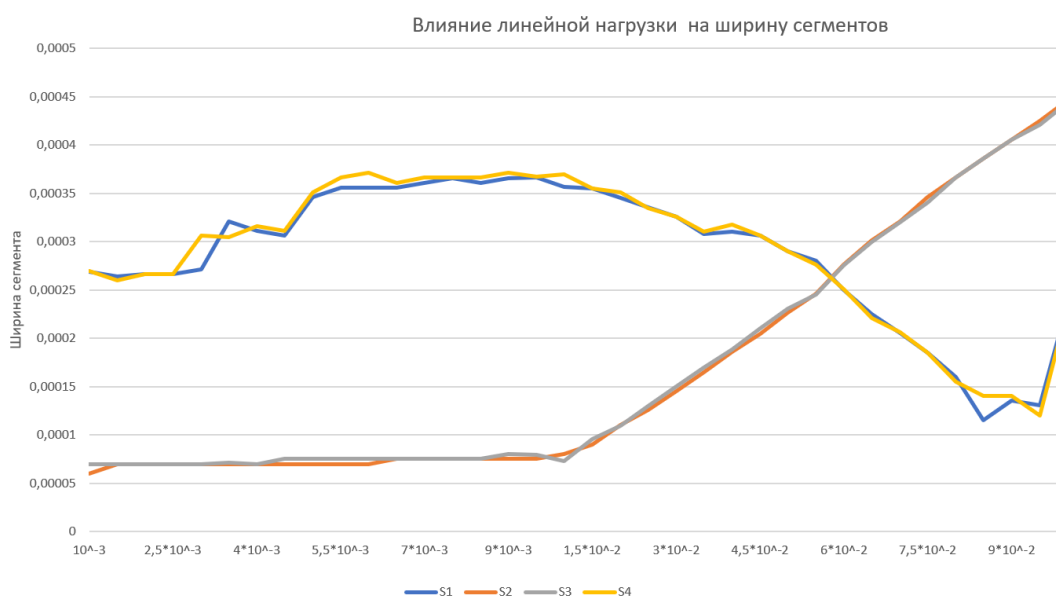


Рис. 5. Зависимость ширины сегментов от линейной нагрузки

Как мы видим на рис. 5, ширина сегментов S_1 и S_4 при увеличении нагрузки с 10^{-3} до 10^{-2} постепенно увеличивается, но при нагрузке более 10^{-2} начинает уменьшаться. Для центральных сегментов S_2 и S_3 значительное увеличение ширины происходит при нагрузках более 10^{-2} .

3. Синусоидальная неоднородная нагрузка

Если предположить, что напряжение носит синусоидальный характер и максимальное напряжение находится на середине исследуемой 3π -АВБС, то период такой функции в два раза больше, чем длина решетки.

$$\Lambda'(i) = \Lambda + \Delta\Lambda \sin(\omega \times i \times \Delta z), \quad (5)$$

где ω – частота синусоидальной нагрузки.

Чем меньше значение частоты, тем линейнее выглядит спектр сигнала, поэтому выберем условное значение $\omega = 7500$. На рис. 5-7 показаны спектральные характеристики 3π -АВБС под действием синусоидальной нагрузки.

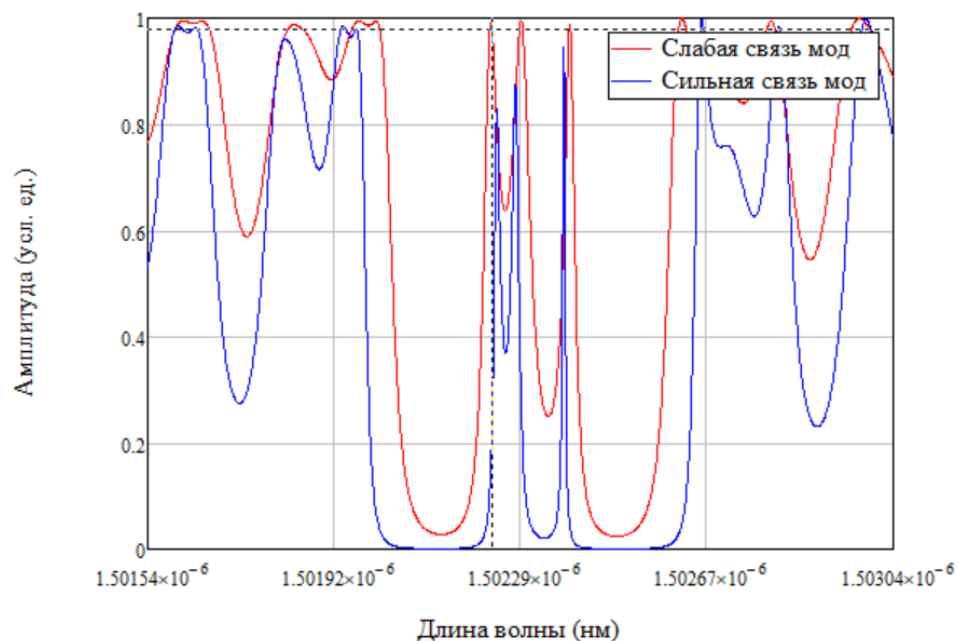


Рис. 5. Спектральная характеристика 3π -АВБС под воздействием синусоидальной нагрузки $\varepsilon_1=10^{-3}$

При малых нагрузках наблюдается изменение пиков сегментов. Пик сегмента S_2 значительно ниже, чем пик сегмента S_3 . При этом центральная длина волны практически не смещается.

В случае, если меняется вектор нагрузки, то спектральная характеристика решетки инвертируется. При этом центральная длина волны остается неизменной.

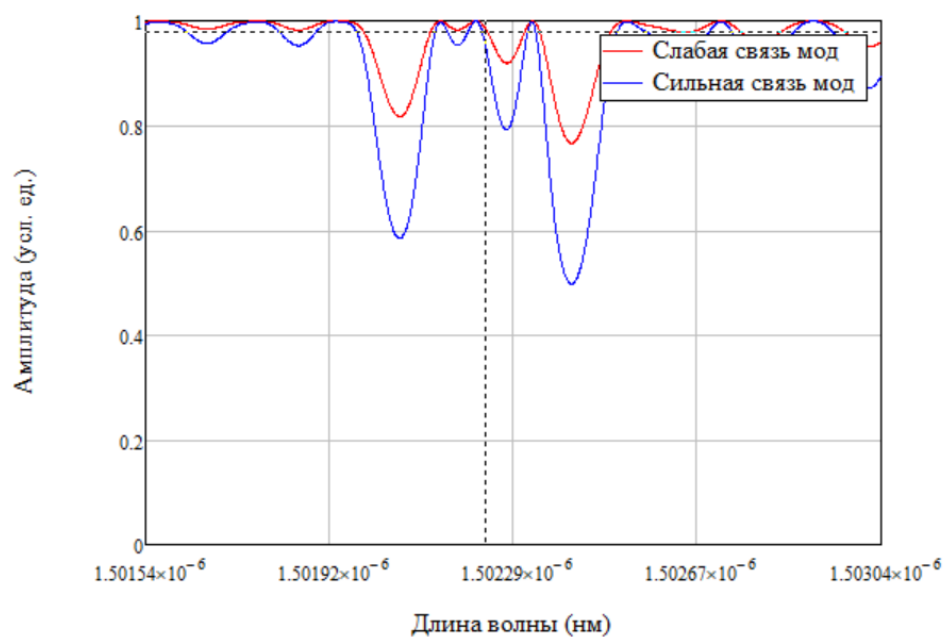


Рис. 6. Спектральная характеристика 3π-АВБС под воздействием синусоидальной нагрузки $\epsilon_1=10^{-2}$

При воздействии на решетку сверхвысокой нагрузки, спектр сигнала выравнивается в линию, центральная длина волны смещается влево.

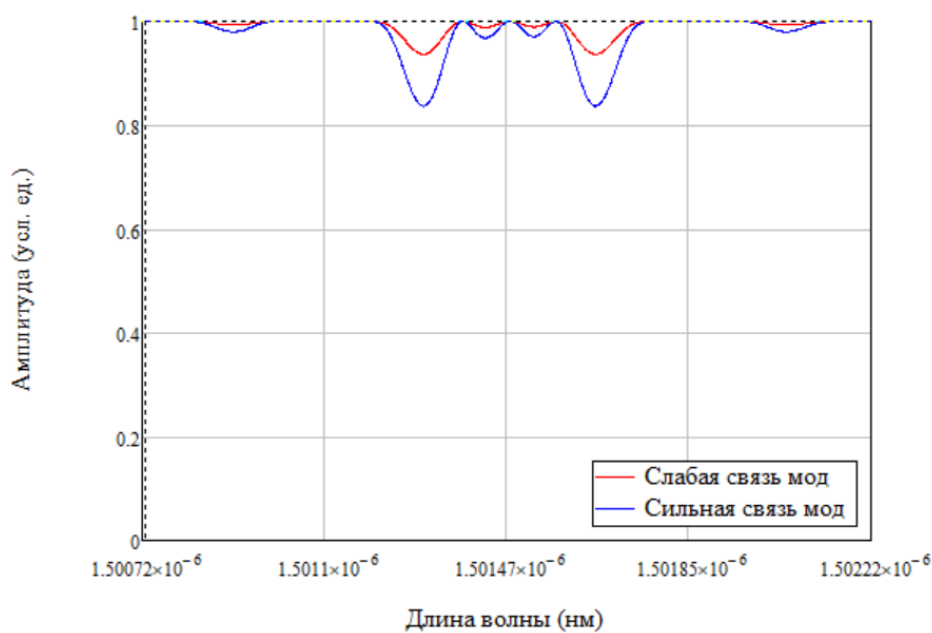


Рис. 7. Спектральная характеристика 3π-АВБС под воздействием синусоидальной нагрузки $\epsilon_1=10^{-1}$

Зависимость ширины сегментов от прикладываемой к волокну механической нагрузки синусоидального типа показана на рис. 8.

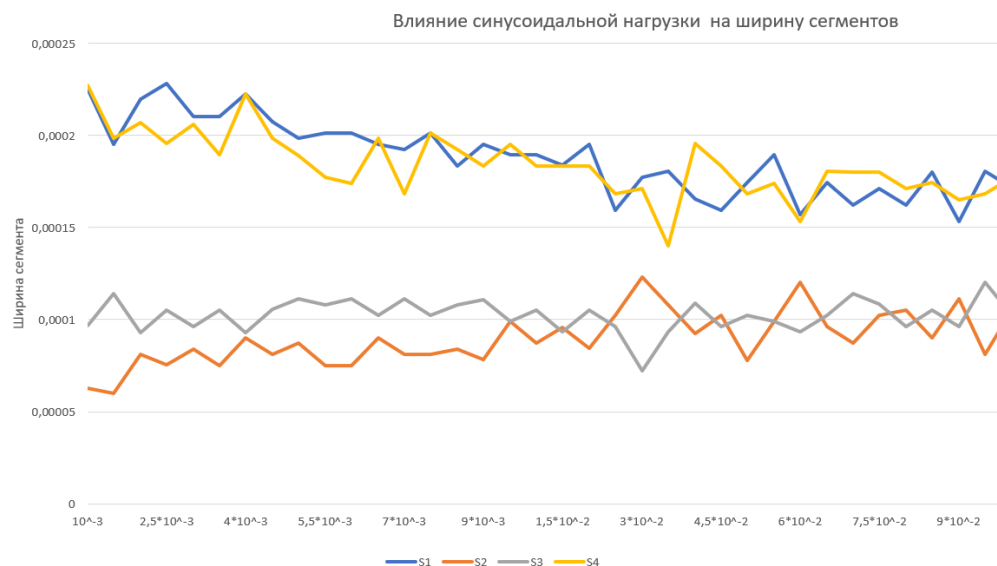


Рис. 8. Зависимость ширины сегментов от синусоидальной нагрузки

Заключение

Был разработан алгоритм программы для анализа спектральных характеристик 3π-АВБС при различных типах нагрузок (однородной, линейной и синусоидальной) и в состоянии покоя. Результаты исследования моделей в состоянии покоя и при однородных нагрузках представлены в [7]. При однородной нагрузке спектр сигнала не меняет свою форму, в нем лишь смещается центральная длина волны в зависимости от того, с какой силой осуществляется механическая нагрузка и в каком направлении (сужение или расширение).

Если нагрузка неоднородна, то помимо изменения центральной длины волны, меняется и форма спектра сигнала. Смещение центральной длины волны происходит в зависимости от закона неоднородного распределения в волокне. В случае линейной нагрузки, центральная длина волны смещается так же, как и при однородной нагрузке. При синусоидальной с приложением в центре 3π-АВБС – в противоположную сторону.

К практическим рекомендациям по созданию датчика на 3π-АВБС для «фотонной коже» можно отнести следующие положения.

1. Стандартные кварцевые волокна имеют гарантированный предел упругой деформации около 1%. Хотя само кварцевое волокно может физически растянуться на 2–5% до разрыва, при деформации свыше 1% начинает пластически деформироваться полимерное защитное покрытие волокна и клеевой слой, которым датчик крепится к объекту контроля – сухожилию, мышце. Это приводит к появлению сильного механического гистерезиса, необратимому искажению спектра и потере точности измерений. Придется использовать волокно в жестком полиимидном покрытии или вовсе без покрытия (с защитным лаковым слоем), интегрируя его непосредственно в фасцию мышцы или сухожилие, что требует инвазивного внедрения (как умные татуировки или импланты).

2. Человеческие сухожилия при пиковых физических нагрузках могут удлиняться на 4–8%. Чтобы измерить такую деформацию с помощью хрупкой кварцевой АВБС и не превысить её предел в 1%, применяют специальные конструктивные решения. Например, в работах по созданию «умных сухожилий» их встраивают не напрямую в объект, а помещают внутрь толстой металлической жилы. Металлическая оболочка берет на себя избыточную механическую нагрузку, физически не позволяя стеклянной решетке внутри растянуться более чем на безопасный 1%.

3. Если задача стоит именно в прямом измерении высоких деформаций мышечных или сухожильных тканей без металлических защитных оболочек, исследователи отказываются от кварца и используют полимерные оптические волокна (POF) с брэгговскими решетками. В профильной литературе прямо указывается, что полимерные ВБР имеют гораздо более высокий предел растяжения – порядка 2.5–4% и выше. Однако даже в работах с полимерными ВБР авторы отмечают, что при растяжении свыше 1% чувствительность датчика падает (кривая настройки насыщается), а упругий гистерезис становится значительным.

4. Несмотря на это, идея использования необратимых изменений спектра ВБР (уширение пика, падение коэффициента отражения, гистерезис) в диапазоне 0,7–1% в качестве «механического предохранителя» или индикатора предельной нагрузки имеет право на дальнейшие исследования. Если цель – предотвратить разрыв мышцы или сухожилия, порог в 1% слишком низок. Сухожилия начинают рваться при деформации ~8-10%, а мышечные волокна – при ~15-20%. Таким образом, такой датчик не спасет от разрыва, но может стать отличным «дозиметром микротравм» (индикатором объема нагрузки, вызывающего микронадрывы).

5. Считывать уширение или сдвиг спектра с помощью дорогого оптического интеррогатора в спортзале бессмысленно. Идею можно реализовать через оптический граничный фильтр. При деформации до 0,7% спектр сенсора полностью перекрывается узкополосным оптическим фильтром (свет не проходит). При растяжении >0,7-1% спектр сенсора необратимо «плывет» и уширяется. Часть света начинает проходить сквозь фильтр и попадает на простой фотодетектор. Загорается светодиод (или срабатывает вибромотор). Спортсмен видит: «Лимит сегодняшней тренировки на эту мышцу достигнут, дальше идет разрушение, а не рост». Однако, такие приемники хорошо известны и нестабильны. Другой вариант основан на применении двухчастотного зондирующего излучения, полученного с помощью метода Ильина-Морозова [10-12]. Сигнализация в случае его применения будет основана либо на неравенстве коэффициента модуляции биений единице, либо появлению гармоник высшего порядка. Сложность метода заключается в необходимости перестройки несущей, что существенно удорожает установку [13-16]. Применение АВБС и радиофотонного адресного интеррогатора [5, 6, 8, 9], адаптированного к ним, будет наиболее реальным решением для сбора информации. Данный вопрос требует дополнительного изучения с учетом результатов математического моделирования, полученных в данной работе.

Таким образом, предложенное решение применения АВБС и результаты моделирования создают основу для создания персонального дозиметра усталостных микротравм для бодибилдеров и штангистов. Оно позволяет сигнализировать о том, что мышца получила достаточный объем микроразрывов для запуска гипертрофии, и дальнейшее «качание» веса не имеет смысла и ведет к перетренированности.

Работа выполнена в рамках государственного задания FZSU-2026-0009, рег. номер НИОКТР 126020516512-7.

Список литературы

1. Yi H. Ultra-adaptable and wearable photonic skin based on a shape-memory, responsive cellulose derivative / H. Yi, S.-H. Lee, H. Ko et al.// Advanced Functional Materials. – 2019. – Т.29. – P. 1902720, DOI: <https://doi.org/10.1002/adfm.201902720>.
2. Sun Y. Biomimetic chromotropic photonic-ionic skin with robust resilience, adhesion, and stability / Y. Sun, Y. Wang, Y. Liu et al. // Advanced Functional Materials. – 2022. – Т. 32 (33). – P.2204467, DOI: <https://doi.org/10.1002/adfm.202204467>.

3. Li M. Bioinspired colloidal photonic composites: fabrications and emerging applications / M. Li, Q. Lyu, B. Peng, X. Chen, L. Zhang, J. Zhu // *Advanced Materials*. – 2022. – 34 (52). – P.2110488, DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.202110488>.
4. Alhussein A.N.D. Fiber Bragg Grating Sensors: Design, Applications, and Comparison with Other Sensing Technologies / A.N.D. Alhussein, M.R.T.M. Qaid, T. Agliullin et al. // *Sensors*. – 2025. Т. 25(7). – P.2289. DOI: <https://doi.org/10.3390/s25072289>.
5. Morozov O. Multi-Addressed Fiber Bragg Structures for Microwave-Photonic Sensor Systems/ O. Morozov, A. Sakhabutdinov, A. Kuznetsov et al.// *Sensors*. – 2020. – Т. 20(9). – P.2693.– DOI: <https://doi.org/10.3390/s20092693>.
6. Agliullin T. Overview of Addressed Fiber Bragg Structures' Development / T. Agliullin, G. Il'in, R. Misbakhov et al.// *Photonics*. – 2023. – Т.10 (2). – P.175. DOI: <https://doi.org/10.3390/photonics10020175>.
7. Иванов А.А. Математические модели адресных волоконных брэгговских структур как сенсоров для носимых и стационарных датчиков систем спортивной инженерии / А.А. Иванов, Р. Мангутов, Е. Петрова // *Электроника, фотоника и киберфизические системы*. – 2026. – Т.6. – №2. – P.78-92. DOI: <https://doi.org/10.65912/2782-5507.2026.21.2.006>.
8. Морозов О.Г. Адресные волоконные брэгговские структуры в квазираспределенных радиофотонных сенсорных системах / О.Г. Морозов, А.Ж. Сахабутдинов // *Компьютерная оптика*. – 2019. – Т. 43. – № 4. – С. 535-543. DOI: <https://doi.org/10.18287/2412-6179-2019-43-4-535-543>.
9. Agliullin T. Addressed Fiber Bragg Structures in Load-Sensing Wheel Hub Bearings /T. Agliullin, R. Gubaidullin, A. Sakhabutdinov et al. // *Sensors*. – 2020. – Т. 20. – № 21. – С. 1-14. DOI: <https://doi.org/10.3390/s20216191>
10. Айбатов Д.Л. Преобразование спектра оптического излучения в двухканальном модуляторе Маха-Цендера и ROF-фильтр на его основе / Д.Л. Айбатов, О.Г. Морозов, Т.С. Садеев // *Нелинейный мир*. – 2010. – Т. 8. – № 5. – С. 302-309.
11. Талипов А.А. Метод формирования двухчастотного излучения для синтеза солитонов и применения спектрально-эффективной модуляции RZ и CSRZ форматов в оптических сетях доступа / А.А. Талипов, О.Г. Морозов, Г.И. Ильин и др. // *Вестник Поволжского государственного технологического университета. Серия: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы*. – 2012. – № 2 (16). – С.3-12.
12. Sadeev T.S. Investigation and analysis of Electro-optical Devices in Implementation of Microwave Photonic Filters / T.S. Sadeev, O.G. Morozov et al.// *Proceedings of SPIE*. – 2012. – V. 8410. – P. 841007. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.923121>
13. Куприянов В.Г. Волоконно-оптические технологии в распределенных системах экологического мониторинга / В.Г. Куприянов, О.А. Степущенко, В.В. Куревин и др. // *Известия Самарского научного центра Российской академии наук*. – 2011. – Т. 13. – № 4-4. – С. 1087-1091.
14. Natanson O.G. Development Problems of Frequency Reflectometry for Monitoring systems of Optical Fiber Structures / O.G. Natanson, O.G.Morozov, R.A. Akhtiamov, V.F. Gusev // *Proceedings of SPIE*. – 2005. – V. 5854, P. 215-223. <https://doi.org/10.1117/12.634644>
15. Морозов О.Г. Определение характеристик спектра усиления Манделъштама–Бриллюэна с помощью двухчастотного зондирующего излучения / О.Г. Морозов, Г.А. Морозов, А.А. Талипов, В.Г. Куприянов // *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. – 2012. – Т. 15. – № 3. – С. 95-100.
16. Morozov O.G. Optical Vector Network Analyzer Based on Amplitude-Phase Modulation / O.G. Morozov, G.A. Morozov, I.I. Nureev, D.I. Kasimova // *Proceedings of SPIE*. – 2016. – V. 9807. – P. 980717. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2232993>

MATHEMATICAL MODELS ADDRESSABLE FIBER BRAGG STRUCTURES HOW TO SENSOR “PHOTON SKIN” IN THEIR HETEROMOGENEOUS DEFORMATION

*L.N. Ibragimova, R.M. Muratov, I.I. Nureev, A.Zh. Sakhabutdinov,
Rus. Sh. Misbakhov, I.R. Valiev, N.E. Orlov, I.M. Gabdulkhakov,
D.V. Samigullin, R.A. Yusupov, Sh. R. Yusupov*

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

Annotation. The functioning of an athlete's "photonic skin" is based on the use of various optical phenomena arising from the interaction of light with biological tissue. Light radiation can be absorbed, scattered, reflected, or change its spectral characteristics depending on blood flow, tissue oxygenation, temperature, muscle biomechanics, and other physiological factors, including the use of fiber-optic sensors. Analysis of these changes allows for obtaining information about the functional state of the body without the need for invasive monitoring methods. The objective of this article is to demonstrate the capabilities of a new type of Bragg-type sensing element – the addressable fiber Bragg structure (AFBS) – and to identify possible applications for various wearable "photonic skin" sensors for athletes with a wide range of muscle tissue loads (bodybuilders, weightlifters, etc.). The idea behind this study is to use irreversible changes in the FBG spectrum (peak broadening, drop in reflectance, hysteresis) in the range of 0.7–1% as an indicator of ultimate load. A 1% strain for muscle is a completely normal, working range. However, such a sensor could become an excellent personal dosimeter for fatigue microtraumas for bodybuilders and weightlifters. It would signal that the muscle has sustained a sufficient volume of microtears to trigger hypertrophy, and further "lifting" the weight is pointless and leads to overtraining. The article is purely mathematical in nature and demonstrates changes in the spectrum of individual AFBS elements. Knowledge of these changes will form the basis for processing "photonic skin" information as signaling features for decision-making by a coach or the athlete. For this example, a 3π -AFBS is chosen, representing a FBG with three phase shifts.

Keywords: sports engineering, photonic skin, overtraining indicator, fiber Bragg grating, addressable fiber Bragg structure, non-uniform sensor load limit, mathematical modeling.

Статья представлена в редакцию 16 июля 2026 г.