

Łukasz DZIUDA, Mariusz KREJ, Jarosław LEWANDOWSKI,
Krzysztof RÓŻANOWSKI, Franciszek SKIBNIEWSKI

ŚWIATŁOWODOWY CZUJNIK CZYNNOŚCI ODDECHOWEJ I RYTMU SERCA*

FIBER-OPTIC SENSOR FOR MONITORING RESPIRATION AND CARDIAC ACTIVITIES*

Wojskowy Instytut Medycyny Lotniczej, Warszawa
Zakład Bioinżynierii Lotniczej

Military Institute of Aviation Medicine, Warsaw
Department of Aviation Bioengineering

STRESZCZENIE: Wstęp. W artykule zaprezentowano koncepcję, przykład wykonania oraz rezultaty badań laboratoryjnych światłowodowego czujnika podstawowych czynności życiowych. Idea czujnika została oparta na światłowodowych siatkach Bragga, znanych przede wszystkim jako tenzometri optyczne wykorzystywane do precyzyjnych pomiarów naprężeń występujących w strukturach skrzydeł samolotów lub masztów statków morskich – konstrukcjach szczególnie narażonych na oddziaływania sił zewnętrznych. **Metoda.** Zdolności pomiarowe światłowodowych siatek Bragga zaadaptowano w obszarze medycyny przez skonstruowanie urządzenia pozwalającego na monitorowanie drgań ciała powodowanych takimi czynnościami życiowymi, jak oddychanie oraz rytm serca. Urządzenie składa się z siatki Bragga wpisanej w światłowód jednomodowy i pracującej na centralnej długości fali o wartości ok. 1550 nm (III okno transmisyjne), wbudowanej wewnątrz pneumatycznej poduszki umieszczonej między oparciem fotela a plecami monitorowanej osoby. Odkształcenia poduszki, stąd również siatki Bragga, są proporcjonalne do drgań ciała osoby opartej o poduszkę. **Wyniki.** Badania laboratoryjne wykazały, iż odpowiednia obróbka i analiza sygnału pochodzącego z czujnika umożliwia ekstrakcję informacji o czynności oddechowej oraz czynności serca. Sensor pozwala na uzyska-

* Pracę wykonano w ramach projektu badawczego UDA-POIG 01.03.01-14-136/08 pn. „Opracowanie metod monitorowania aktywności psychofizjologicznej z funkcją automatycznego wykrywania zagrożeń”

Adres do korespondencji: dr inż. Łukasz Dziuda: Zakład Bioinżynierii Lotniczej WIML, 01-755 Warszawa, ul. Krasińskiego 54, e-mail: ldziuda@wiml.waw.pl

nie naprężeń na elemencie pomiarowym opartym na FBG rzędu 16,5-24,8 μ strain powodowanych oddychaniem oraz ok. 8,3 μ strain wywołanych rytmem serca. Takie wartości naprężeń są w pełni mierzalne przez współczesne systemy interogacji. **Wnioski.** Nieskomplikowana budowa czyni sensor łatwym w implementacji, np. w fotelach lotniczych i samochodowych dla celów monitorowania stanu fizjologicznego pilotów oraz kierowców **SŁOWA KLUCZOWE:** częstość oddechu, częstość skurczów serca, FBG, pomiar naprężeń, system interogacji, światłowodowe siatki Bragga

SUMMARY: Background. In this paper, we present an example of a fiber-based sensor design for monitoring vital signs and the results of laboratory tests carried out with its use. The idea of this kind of a sensor is based on fiber Bragg gratings (FBGs), mainly known as optical strain gauges. They are used for precise measurement of tensions occurring in aircraft wings or ship masts, because these elements are particularly exposed to the hazardous effects of external forces. **Method.** Measuring abilities demonstrated by FBGs have been already utilized within the field of medicine. The authors have developed a device allowing to monitor the vibrations of the human body evoked by such living activities as breathing and cardiac rhythm. The device consists of a Bragg grating inscribed into a single-mode optical fiber and operating on a wavelength of about 1550 nm (III transmission window). The FBG is mounted in a pneumatic bag to be placed between the backrest of the seat and the back of the monitored person. Deformations of the bag, involving deformations of the Bragg grating, are proportional to the vibrations of the body leaning on the bag. **Results.** Laboratory studies have shown that adequate processing and analysis of the signals coming from the sensor allow to extract information on breathing and cardiac rhythm. The sensor allows obtaining dynamic strains on the sensing FBG in the range of 16,5-24,8 μ strain caused by breathing and approx. 8,3 μ strain induced by heartbeat, which are fully measurable by the current interrogation systems. **Conclusions.** The sensor's simple design enables its easy fitting to pilot's and driver's seats for monitoring the physiological condition of pilots and drivers **KEYWORDS:** breathing rate, FBG, fiber Bragg gratings, heart rate, interrogation system, strain measurement

Wstęp

Monitorowanie podstawowych parametrów medycznych, takich jak ciśnienie tętnicze, częstość skurczów serca (HR – heart rate) oraz częstość oddechu (BR – breathing rate) coraz częściej odbywa się poza murami szpitali, klinik, bądź przychodni. Powszechna dostępność ciśnieniomierzy czy pulsometrów powoduje, że pomiary mogą być wykonywane w domach, a w przypadku otrzymania niepokojących wartości pacjent może udać się do placówki medycznej w celu konsultacji lekarskiej i wykonania dalszych badań. Pomiary przy użyciu powszechnie dostępnych urządzeń, pomimo dużego stopnia zautomatyzowania, obarczone są wada-

mi. Zwykle nie można ich dokonywać bez angażowania uwagi badanego, należy się do nich przygotować przez odpowiednie użycie danego aparatu, poświęcając temu określony czas. O ile taki sposób realizacji pomiarów może być zadowalający w warunkach domowych, to podczas np. wykonywania obowiązków służbowych, monitoring parametrów medycznych z wykorzystaniem typowych aparatów może być ograniczony lub nawet całkowicie niemożliwy.

Monitorowanie częstości skurczów serca, bądź czynności oddechowej u pilotów, kierowców, czy operatorów maszyn w trakcie ich normalnej pracy może dostarczyć cennych informacji o ich stanie fizjologicznym i w razie niepokojących objawów zaalarmować zarówno badanego, jak i centralę medyczną, do której dane mogłyby być automatycznie przekazywane. Wczesne wykrycie zaburzeń rytmu serca bądź oddechu stanowiłoby podstawę do skierowania pilota lub kierowcy na kompleksowe badania lekarskie. Od kondycji fizjologicznej pilota może zależeć nie tylko jego życie, ale także życie pasażerów samolotu, jakość wykonania misji lotniczej oraz stan techniczny samolotu po przebytych locie. Wykrycie niepokojących objawów u kierowców (zmęczenie, zasłabnięcie), pozwoliłoby na niezwłoczną reakcję w postaci np. wygenerowania sygnału o konieczności zatrzymania pojazdu.

Użycie zarówno specjalistycznej aparatury wykorzystywanej w warunkach szpitalnych, jak i powszechnie dostępnych urządzeń do zastosowań domowych wiąże się z koniecznością fizycznego połączenia monitorowanej osoby z danym aparatem, co w przypadku monitorowania parametrów medycznych u pilotów, w trakcie wykonywania lotu lub u kierowców podczas prowadzenia pojazdu byłoby niewygodne i zaburzałoby tryb normalnej pracy, co jest niedopuszczalne, szczególnie w lotnictwie. Realizacja jakichkolwiek pomiarów w warunkach lotu lub jazdy samochodem jest możliwa wyłącznie przy zachowaniu najdalej idących środków bezpieczeństwa. Rejestracje parametrów medycznych muszą odbywać się przy możliwie minimalnej ingerencji w pracę pilota bądź kierowcy. Najlepiej, gdyby uzyskano możliwość automatycznej rejestracji rytmu serca i oddechu pilota/kierowcy tuż po zajęciu miejsca w kabinie samolotu/samochodu, bez potrzeby przeprowadzania dodatkowych czynności, np. przyklejania elektrod lub umieszczania jakichkolwiek czujników na ciele badanego.

Wychodząc naprzeciw tak postawionym wymaganiom zbudowano sensor umożliwiający monitorowanie częstości oddechu oraz skurczów serca przez ubranie, bez konieczności kontaktu ze skórą badanego. Urządzenie oparte zostało na technologii światłowodowej, której czułość oraz właściwości dynamiczne w połączeniu z odpowiednią konstrukcją czujnika pozwalają na rejestrację drgań niskoamplitudowych, powodowanych m.in. mechaniczną pracą płuc oraz serca. Podstawą działania czujnika jest zatem mechanokardiografia (MKG) [1], której znaczenie zmniejszyło się wprawdzie po wprowadzeniu dokładniejszych metod badania mechaniki serca – ultrasonografii, tomografii komputerowej oraz wizualizacji wykorzystującej magnetyczny rezonans jądrowy, jednak proponowany sensor ma służyć nie diagnostyce, a jedynie monitorowaniu podstawowych parametrów fizjologicznych. Dzięki budowie o niskim stopniu komplikacji, sensor może być łatwo zaadaptowany dla potrzeb monitorowania podstawowych

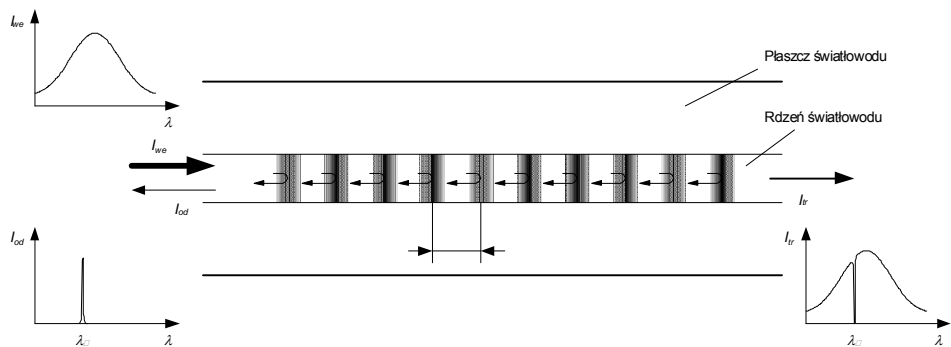
czynności życiowych pilotów, bądź kierowców, przez zamontowanie go w fotelach lotniczych lub samochodowych.

Światłowodowe siatki Bragga

Koncepcja sensora oparta została na światłowodowych siatkach Bragga (FBG – fiber Bragg grating), używanych w szerokim zakresie aplikacji – począwszy od telekomunikacji, przez metrologię, aż do spektrometrii optycznej [2]. FBG powstają przez wprowadzenie periodycznych zmian wartości współczynnika załamania światła na określonej długości szklanego rdzenia światłowodu. Modulacje współczynnika załamania światła sprawiają, że rdzeń przyjmuje postać serii warstw częściowo odbijających światło w regularnych odstępach, co zobrazowano na ryc. 1. Gdy wiązka światła I_{we} zostanie wprowadzona do światłowodu, każda z warstw odbije pewną część światła I_{od} , a poszczególne wiązki odbite interferują, gdy znajdują się ze sobą w fazie. W światłowodzie jednomodowym zjawisko to zachodzi tylko dla jednej długości fali, zwanej długością fali Bragga lub centralną długością fali, którą zapisuje się wzorem:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \tag{1}$$

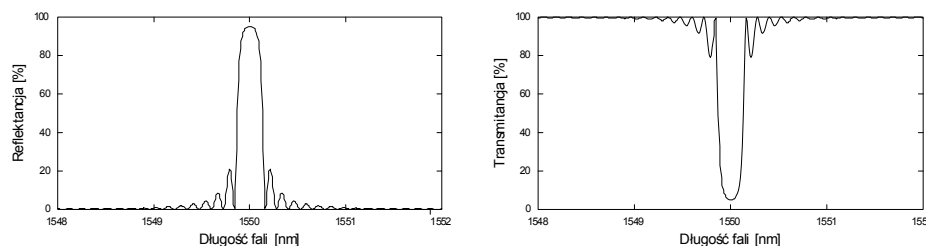
gdzie n_{eff} jest efektywnym współczynnikiem załamania światła [3], a Λ jest okresem siatki (ang. period). Siatka Bragga działa zatem jak optyczny filtr pasmowozaaporowy, który odbija światło I_{od} o długości fali Bragga (ryc. 1), a przepuszcza (transmituje) pozostałe wartości długości fal I_{tr} . W typowych FBG długość regionu o periodycznym ułożeniu warstw wynosi od 1 do 20 mm, a odbicie światła może dochodzić niemal do 100%.



Ryc. 1. Schemat działania FBG jako filtra pasmowozaaporowego.
Fig. 1. FBG acting as a stop-band filter.

Siatka Bragga wpisana w światłowód jednomodowy może być rozpatrywana na bazie teorii modów sprzężonych (coupled mode theory), w której energia optyczna jest skumulowana w dwóch modach propagowanych w przeciwnych kierunkach (counter propagating modes) [4]. Równania teorii modów sprzężonych mogą być wykorzystane do opisu interakcji zachodzących między tymi dwoma modami w rejonie periodycznych zmian współczynnika załamania światła (siatki) oraz modelowania FBG. Na ryc. 2 pokazano przykład sygnału odbitego od FBG oraz

transmitowanego przez FBG obliczonego metodą T-matrix [4]. Siatkę symulowano w programie Mathcad na długość fali Bragga $\lambda_B=1550$ nm, a liczbę periodycznych warstw określono na 12 000, co w przeliczeniu daje całkowitą długość siatki wynoszącą ok. 6 mm.



Ryc. 2. Reflektancja oraz transmitancja FBG wysymulowane przy użyciu metody T-matrix.
Fig. 2. Reflectance and transmittance of FBG simulated by the use of the T-matrix method.

Poddanie FBG oddziaływaniu naprężenia, a więc i odkształceniu siatki, powoduje przesunięcie długości fali Bragga wskutek zmiany przede wszystkim okresu siatki Λ , a w mniejszym stopniu również współczynnika załamania światła n . Zgodnie z warunkami Bragga, dla jednorodnej siatki, zależność między długością fali Bragga a wielkością mierzoną x może być zapisana jako [5]:

$$\frac{1}{\lambda_B} \frac{\partial \lambda_B}{\partial x} = \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial x} + \frac{1}{n} \frac{\partial n}{\partial x} \quad (2)$$

Na podstawie powyższego równania odpowiedź siatki na poddanie jej naprężeniu można zapisać następująco:

$$\frac{\Delta \lambda_B}{\lambda_B \Delta \epsilon} = 1 - \frac{n^2}{2} [(1 - \mu) p_{12} - \mu p_{11}] = 1 - p_e \quad (3)$$

gdzie $\Delta \epsilon$ jest zmianą naprężenia, μ jest współczynnikiem Poissona, p_{11} i p_{12} są współczynnikami fotoelastyczności, a p_e jest współczynnikiem naprężeniowo-optycznym.

Dla typowych FBG bazujących na światłowodzie z rdzeniem domieszkowanym germanem $\mu=0,17$, $p_{11}=0,121$, $p_{12}=0,270$, skutkiem czego powyższe równanie może zostać uproszczone do postaci:

$$\frac{\Delta \lambda_B}{\lambda_B} = 0,782 \times 10^{-6} \Delta \epsilon \quad (4)$$

gdzie $\Delta \epsilon$ jest wyrażone w mikrostrainach (μstrain).

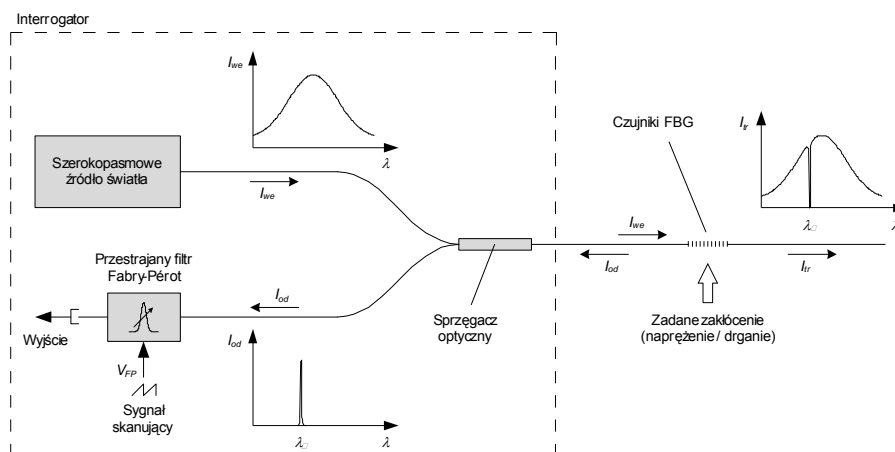
Zmianę naprężenia można obliczyć ze wzoru:

$$\Delta \epsilon = \frac{\Delta \lambda_B}{k_\epsilon} \quad (5)$$

gdzie k_ϵ jest czułością naprężeniową FBG. Dla długości fali 1550 nm $k_\epsilon=1,212$ pm/ $\mu\epsilon$.

Zmiana długość fali Bragga powodowana oddziaływaniem na siatkę naprężenia może być mierzona zarówno w trybie pracy odbiciowym jak i transmisyjnym [6]. W trybie pracy odbiciowym mierzona jest pozycja wartości maksymalnej widma odbitego, czyli tzw. piku (peak), natomiast w trybie transmisyjnym mierzona jest pozycja wartości minimalnej, tzw. wgłębienia (notch) widma transmitowanego, która odpowiada długości fali Bragga.

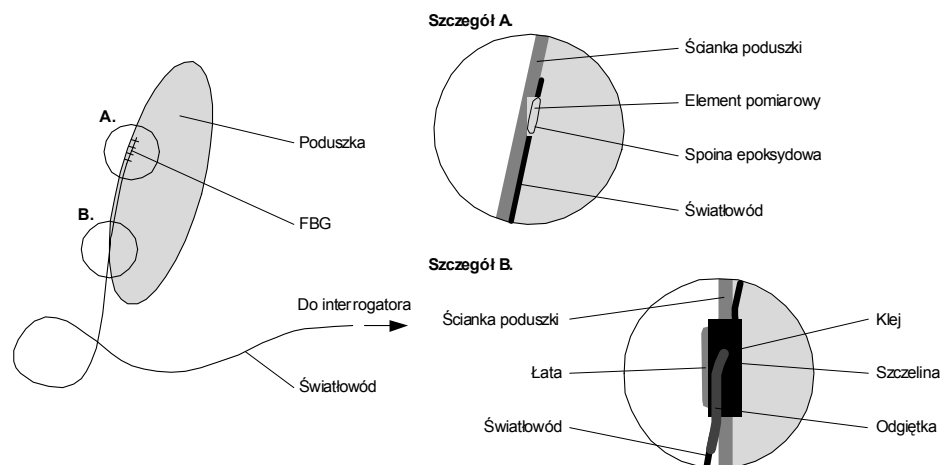
Jednym z popularniejszych układów służących do analizy widma sygnału odbitego od FBG jest system oparty na przestrajającym filtrze Fabry-Pérot (FP), pokazany na ryc. 3 [7]. Podstawową zasadą pomiaru jest umieszczenie długości fali Bragga, czyli piku pochodzącego z czujnika FBG, w wolnym zakresie widmowym (FSR, free spectral range) interferometru Fabry-Pérot i monitorowanie zmian długości fali piku FBG za pomocą spektralnie skanowanego filtra FP. Taka technika skanowania jest prostą metodą monitorowania jednej siatki Bragga, bądź macierzy kilku lub kilkudziesięciu FBG. Ze względu na dostępność komercyjnych układów nadawczo-odbiorczych, tzw. interrogatorów, taki sposób monitorowania światłowodowego czujnika czynności oddechowej oraz rytmu serca został wybrany przez autorów.



Ryc. 3. System monitorowania FBG oparty na przestrajającym filtrze Fabry-Pérot.
Fig. 3. FBG interrogation system based on a tunable filter.

Projekt i wykonanie czujnika

Wykorzystując wiedzę zdobytą w badaniach nad mechanokardiografią oraz możliwości pomiarowe czujników opartych na światłowodowych siatkach Bragga, podjęto się próby zbudowania laboratoryjnego stanowiska pomiarowego do monitorowania czynności oddechowej oraz serca. Część pomiarowa (czujnik) składa się z siatki Bragga wpisanej w światłowód jednomodowy, pracującej na jednej centralnej długości fali mieszczącej się w zakresie III okna transmisyjnego, wklejonej do wnętrza pneumatycznej poduszki za pomocą kleju epoksydowego, jak to zobrazowano na ryc. 4. Szczegół A przedstawia sposób mocowania FBG do wewnętrznej ścianki poduszki, a szczegół B ilustruje sposób przepuszczenia światłowodu przez ściankę poduszki.

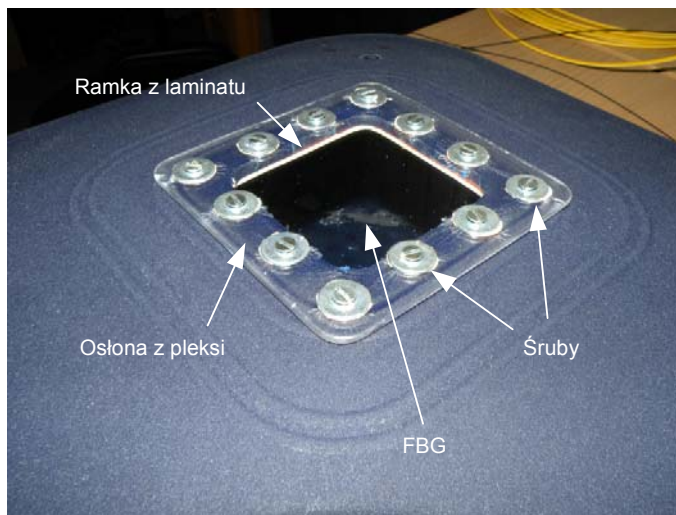


Ryc. 4. Schemat montażu FBG wewnątrz poduszki.
Fig. 4. Schematic assembly of FBG inside the cushion.

W projekcie czujnika wykorzystano pompowaną poduszkę rehabilitacyjną produkcji Togu typu Dynair Cardio Ball Cushion, w kształcie zbliżonym do kwadratu o zaokrąglonych rogach, przekątnej 36 cm i wysokości ok. 7 cm. W celu wklejenia światłowodowej siatki Bragga poduszkę specjalnie spreparowano. W spodniej jej części wycięto otwór montażowy umożliwiający wygodne rozmieszczenie i przyklejenie FBG do wewnętrznej ścianki poduszki. Siatka Bragga została przytwierdzona za pomocą kleju epoksydowego (zgodnie z zaleceniami producenta FBG), a obustronne wyprowadzenia światłowodowe zostały przepuszczone przez szczelinę wydrążoną w ścianie bocznej i zabezpieczone elastyczną odgiętką oraz naklejoną gumową łata, jak to pokazano w szczególe B na ryc. 4.

Otwór montażowy przysłonięto od zewnętrznej strony poduszki tworzywem przezroczystym typu pleksi, a wewnątrz użyto odpowiedniej ramki skonstruowanej z laminatu. Element wykonany z pleksi oraz ramkę skręcono za pomocą dwunastu śrub, uniemożliwiając wypływ powietrza z napompowanej poduszki pod wpływem nacisku wywołanego oparciem monitorowanej osoby o poduszkę. Na ryc. 5 przedstawiono fotografię poduszki z uwidocznioną konstrukcją osłony otworu montażowego oraz światłowodową siatką Bragga wklejoną wewnątrz poduszki.

Warunkiem poprawnej pracy tak skonstruowanego czujnika pracującego jako przetwornik drgań powodowanych czynnościami życiowymi jest umieszczenie poduszki między oparciem fotela, a plecami monitorowanej osoby. Pneumatyczna poduszka stanowi medium transmitujące drgania ciała do elementu pomiarowego jakim jest FBG. Odształcania poduszki, a zatem i wklejonej w nią światłowodowej siatki Bragga, są proporcjonalne do drgań ciała osoby opartej o poduszkę. Skutkiem doprowadzenia drgań (naprężeń) do FBG są proporcjonalne do nich zmiany chwilowej wartości długości fali Bragga, których detekcja za pomocą systemu interogacji o odpowiedniej rozdzielczości i właściwościach dynamicznych pozwala na uzyskanie informacji o czynności oddechowej oraz rytmie serca.



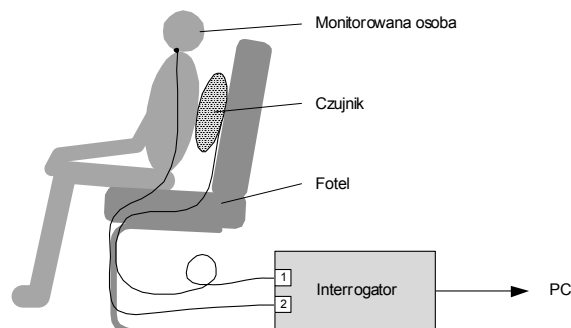
Ryc. 5. Widok konstrukcji osłony otworu montażowego oraz FBG wewnątrz poduszki.
Fig. 5. View of construction of an enclosure mounting hole and FBG inside the cushion.

Rezultaty badań eksperymentalnych

Stanowisko pomiarowe

W celu przeprowadzenia badań eksperymentalnych światłowodowego czujnika czynności oddechowej oraz serca zestawiono układ pomiarowy pokazany na ryc. 6. W układzie tym monitorowano osobę siedzącą na fotelu. W opisywanej wersji stanowiska pomiarowego rolę fotela spełniało krzesło biurowe o sztywnym oparciu. Między oparciem a plecami badanego umieszczano czujnik pomiarowy (poduszkę) na wysokości odpowiadającej okolicy serca. Jako systemu interogacji użyto komercyjnie dostępnego 4-kanalowego urządzenia sm130 w wersji 700 produkcji Micron Optics [8], wyposażonego we wbudowane szerokopasmowe źródło światła oraz przestrzajany filtr FP umożliwiający skanowanie pasma o zakresie 1510–1590 nm z częstotliwością 1 kHz. Międzyszczytowa (peak-to-peak) rozdzielczość interogatora wynosi 1 pm, co w przeliczeniu zgodnie ze wzorem (5) zapewnia dynamiczny pomiar naprężeń o wartościach rzędu 0,8 μ strain. Badania eksperymentalne miały na celu uzyskanie odpowiedzi, czy poziom naprężeń wywołanych przez pracujące płuca oraz serce i transmitowanych do czujnika FBG w sposób opisany powyżej, jest wystarczający do otrzymania informacji o czynności oddechowej i serca.

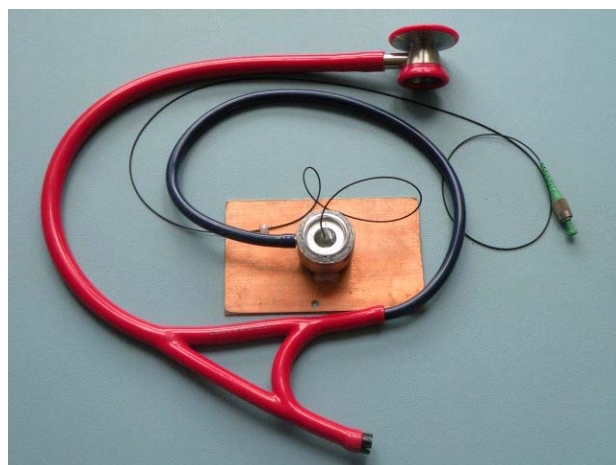
Do pierwszego toru pomiarowego systemu interogacji podłączono jedno z wyprowadzeń czujnika zakończone złączem światłowodowym typu FC/APC. Jako źródło sygnału referencyjnego wykorzystano specjalnie do tego celu zmodyfikowany stetoskop z wbudowaną światłowodową siatką Bragga (ryc. 7), umożliwiającą „nasłuchiwanie” drgań powodowanych pracą układu sercowo-naczyniowego np. w okolicy tętnicy szyjnej. Z typowego stetoskopu wymontowano przewody słu-



Ryc. 6. Schemat stanowiska pomiarowego.

Fig. 6. Experimental setup.

chawkowe, jeden z kanałów przewodu akustycznego zakończono zatyczką, a do drugiego przyłączono moduł pomiarowy zbudowany na bazie stalowego korpusu, przykręconej do niego membrany z tworzywa sztucznego oraz światłowodowej siatki Bragga. Jedno z wyprowadzeń FBG zostało ucięte tuż za elementem pomiarowym (siatka) i przyklejone za pomocą niewielkiej ilości kleju epoksydowego w środku wewnętrznej części stalowego korpusu. Drugie wyprowadzenie zostało przewleczone przez wykonany w centralnej części membrany otwór o średnicy nieco większej niż średnica światłowodu, przyklejone do membrany klejem epoksydowym i zakończone złączem FC/APC. W ten sposób jedna strona siatki Bragga została unieruchomiona, a druga uzależniona od drgań membrany powodowanych zmianami ciśnienia powietrza doprowadzanego do wnętrza stalowego korpusu za pomocą gumowego przewodu połączonego ze stetoskopem. Ruchy membrany wymuszały wydłużenia (naprężenia) FBG, a tym samym również zmiany długości fali Bragga, proporcjonalne do „nasłuchiwanej” przez stetoskop pracy układu sercowo-naczyniowego. Tak skonstruowany stetoskop światłowodowy podłączono do drugiego toru pomiarowego interrogatora.



Ryc. 7. Stetoskop z wbudowaną FBG jako źródło sygnału referencyjnego.

Fig. 7. Stethoscope with embedded FBG as a reference signal source.

Dane z obu torów pomiarowych przesyłane były za pośrednictwem interfejsu Ethernet do komputera (PC) w trybie online. Na ryc. 8 przedstawiono fotografię zestawionego stanowiska do badań eksperymentalnych.



Ryc. 8. Zdjęcie stanowiska pomiarowego.
Fig. 8. Photograph of the experimental setup.

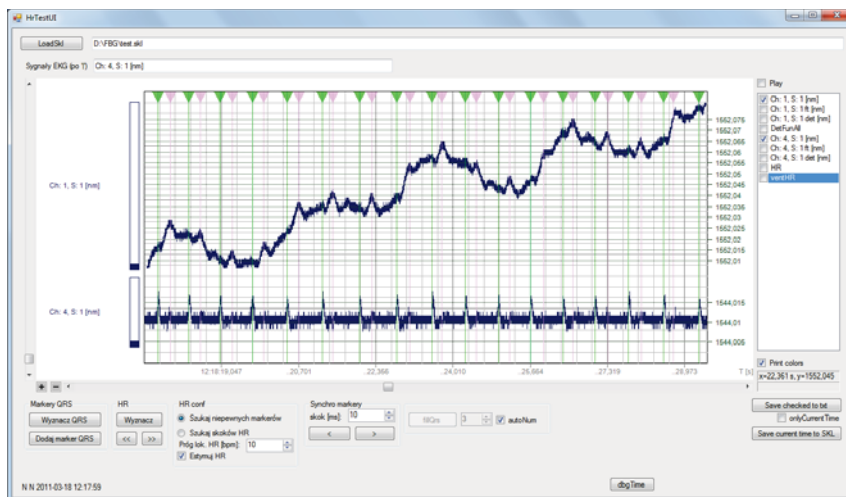
Aplikacja komputerowa

Dla potrzeb testowania układu pomiarowego opracowano aplikację komputerową umożliwiającą prezentację odbieranych sygnałów w trybie online, rejestrację sesji pomiarowych na dysku komputera oraz wizualizację, przetwarzanie i analizę danych w trybie offline. Oprogramowanie pracuje pod kontrolą platformy Microsoft .NET Framework w wersji 4.0, zostało przygotowane w języku C# w środowisku projektowym Visual Studio. Aplikację wyposażono w wykres pozwalający na prezentację przebiegu grupy sygnałów, posiadający bogate możliwości zarządzania układem sygnałów oraz zmiany zakresów przedstawianych wartości. Wyposażony jest także w opcje pomiaru kursorami graficznymi oraz prezentacji markerów pozycji uderzeń serca. Na ryc. 9 przedstawiono okno aplikacji prezentujące 10-sekundowe fragmenty przebiegów sygnałów pochodzących z czujnika (górny przebieg) oraz stetoskopu (dolny przebieg).

Wyniki pomiarów

Testy eksperymentalne przeprowadzono na siedmiu zdrowych osobach różnej płci, przedziale wiekowym od 26 do 39 lat, masie ciała 64-105 kg i wysokości ciała 176-190 cm. Nie stwierdzono istotnych różnic w jakości odbieranego sygnału w zależności od wieku, masy bądź wysokości.

Na górnym oknie ryc. 10 pokazano 1-minutową rejestrację sygnału pochodzącego z prezentowanego czujnika oraz zsynchronizowany z nią zapis sygnału referencyjnego pozyskanego ze stetoskopu. Dolne okno ryc. 10 przedstawia powiększenie 10-sekundowego fragmentu tych rejestracji. Oś odciętych reprezentuje czas

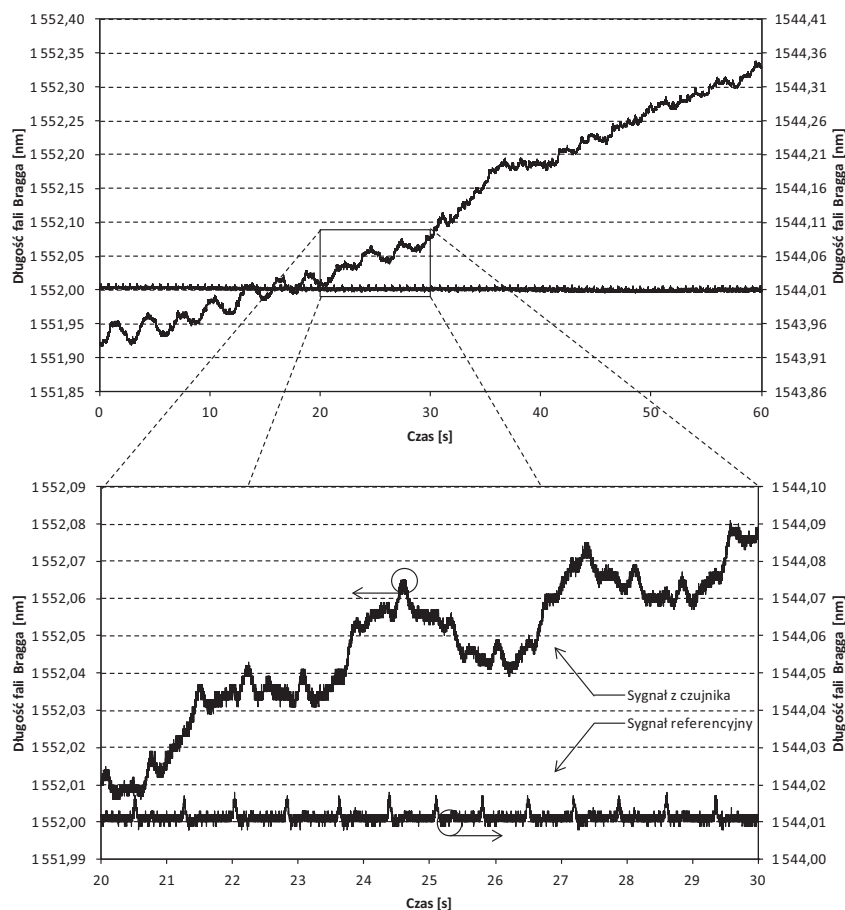


Ryc. 9. Główne okno aplikacji komputerowej.
Fig. 9. Main computer application window.

w sekundach, na lewej osi rzędnych przedstawiono długość fali Bragga w nanometrach dla sygnału z czujnika, a na prawej osi rzędnych zaprezentowano centralną długość fali w nanometrach dla sygnału referencyjnego.

Sygnał z czujnika niesie informacje zarówno o czynności oddechowej, jak i rytmie serca osoby opartej o poduszkę. Powolne „falowanie” sygnału odzwierciedla pracę płuc, natomiast cykliczne zaburzenia, w tym piki występujące na obwiedni sygnału reprezentują rytm serca. Łatwo zauważyć zbieżność sygnału pochodzącego z czujnika z sygnałem referencyjnym, który stanowi źródło informacji o czynności układu krążenia, stąd również o rytmie serca. Z uwagi na sposób (specjalnie skonstruowany stetoskop) oraz miejsce (okolice tętnicy szyjnej) pozyskiwania sygnału odniesienia, „falowanie” powodowane oddychaniem w tym przypadku nie występuje.

Z przebiegów zaprezentowanych na ryc. 10 można odczytać międzyszczytowe wartości długości fali, a następnie, zgodnie ze wzorem (5), obliczyć poziom naprężeń transmitowanych do czujnika, wywołanych czynnościami życiowymi. Amplituda „falowania” sygnału, czyli zmian centralnej długości fali wywołanych pracą płuc, zawiera się w granicach 20-30 pm, co w przeliczeniu daje wartości naprężenia w granicach od 16,5 do 24,8 μ strain. Rytm serca wywołuje drgania o amplitudzie ok. 10 pm, co odpowiada naprężeniom o wartości ok. 8,3 μ strain. Należy zauważyć, iż określone w ten sposób wartości naprężeń dotyczą prezentowanego czujnika oraz monitorowanych za jego pomocą osób, których okrycie tułowia stanowiła jedna warstwa odzieży – koszula lub koszulka typu T-shirt. Kolejne warstwy ubrania lub wielowarstwowa odzież wierzchnia (kurtki, płacze) mogą znacznie utrudniać lub całkowicie uniemożliwić transmisję drgań powodowanych oddychaniem oraz rytmem serca do elementu pomiarowego.



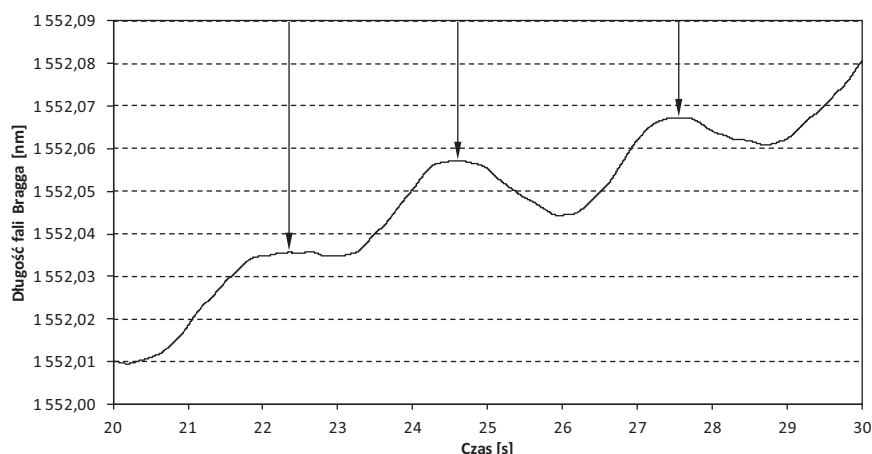
Ryc. 10. 1-minutowa rejestracja oraz 10-sekundowy powiększony fragment.
Fig. 10. A 1-minute recording and enlarged a 10-second fragment.

Analizując zapisy mechanokardiograficzne dostępne w piśmiennictwie oraz sygnały zarejestrowane za pomocą skonstruowanego czujnika można stwierdzić, iż sygnał mierzony jest pewnego rodzaju kinetokardiogramem [1], w którym rejestrowany jest ruch nie klatki piersiowej, a pleców względem nieruchomego oparcia krzesła. Z kolei sygnał referencyjny odnieść można do sfigmogramu tętnicy szyjnej, gdyż za pomocą stetoskopu o specjalnej konstrukcji rejestrowane są drgania powierzchni ciała w okolicy tej tętnicy.

Wyraźna tendencja wzrostowa sygnału z czujnika jest spowodowana stopniowym nagrzewaniem się FBG wywołanym ciepłem ciała osoby opartej o poduszkę. Wzrost temperatury nie zakłóca pomiaru drgań wywołanych oddychaniem oraz rytmem serca, gdyż wpływa jedynie na wartość średnią mierzonej długości fali (sygnału), a drgania powodują zmianę wartości chwilowej. Zatem umożliwiając pomiar zarówno wartości średniej, jak i chwilowej, odpowiednio skalibrowany czujnik może stanowić miernik drgań oraz przekazywać informacje o wzroście bądź spadku temperatury ciała.

Powyższy efekt nie jest widoczny na sygnale referencyjnym ze względu na umieszczenie FBG stetoskopu wewnątrz stalowej obudowy czujnika ciśnienia oraz oddalenie jej od ciała monitorowanej osoby. Jedynie zmiany temperatury otoczenia mogą wpływać na wahania wartości średniej sygnału referencyjnego.

Stosując filtrację polegającą na uśrednianiu sygnału pochodzącego z czujnika uzyskano możliwość ekstrakcji parametrów fizjologicznych – częstości oddechu oraz skurczów serca. Przy częstotliwości pracy (próbkowania) interrogatora wynoszącej 1 kHz, proces uśredniania z 1000 próbek pozwolił na wizualizację sygnału oddechu oraz wyznaczenie punktów charakterystycznych, niezbędnych do obliczenia częstości oddechu. Przetworzony sygnał z czujnika pokazany na ryc. 11 otrzymano przez wyznaczenie wartości średniej dla każdej następną próbki, zgodnie z zasadą: dla n -tej próbki sygnału obliczano wartość średnią z przedziału $\langle n-500; n+499 \rangle$. Jako punktów charakterystycznych do wyznaczenia częstości oddechu użyto miejsc czasowych, w których występowały maksima lokalne, zaznaczone na ryc. 11 strzałkami. W ten sposób dla 60-sekundowego przetworzonego sygnału z czujnika wyznaczono m maksimów lokalnych.

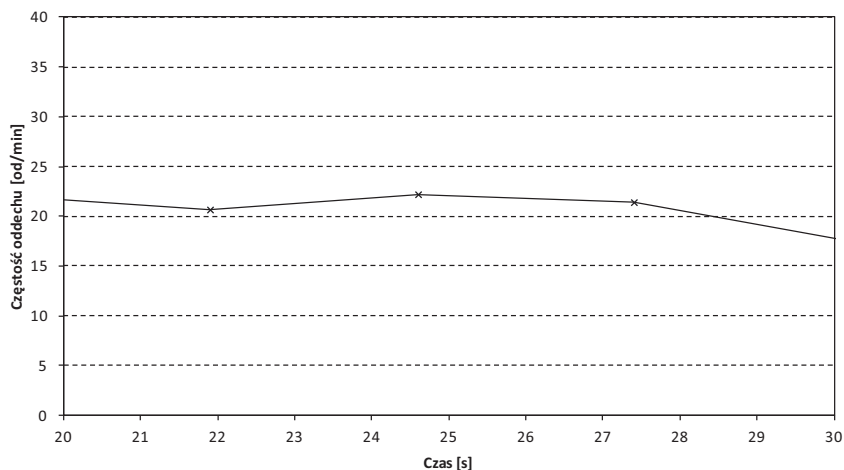


Ryc. 11. Sygnał przefiltrowany za pomocą uśredniania z 1000 próbek.
Fig. 11. Signal filtered through an averaging of 1000 samples.

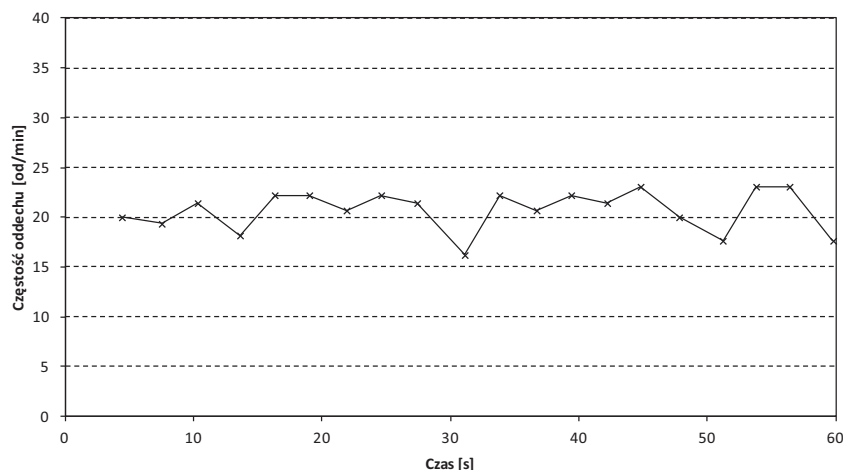
Wartość częstości oddechu w czasie t_m , w którym wystąpiło m -te maksimum lokalne wyznaczono zgodnie ze wzorem:

$$BR_m = \frac{60}{t_m - t_{m-1}} \quad (6)$$

Na ryc. 12 przedstawiono wykres częstości oddechu w ciągu 10-sekundowego fragmentu rejestracji. Dla lepszego zobrazowania zmian BR, poszczególne punkty połączono liniami ciągłymi. Z uwagi na brak istnienia momentu czasowego t_0 ($m=1$), obliczanie wartości częstości oddechu rozpoczęto od miejsca wystąpienia drugiego maksimum lokalnego ($m=2$), co uwidoczniło na ryc. 13, ilustrującej wykres częstości oddechu w czasie całej 1-minutowej rejestracji.



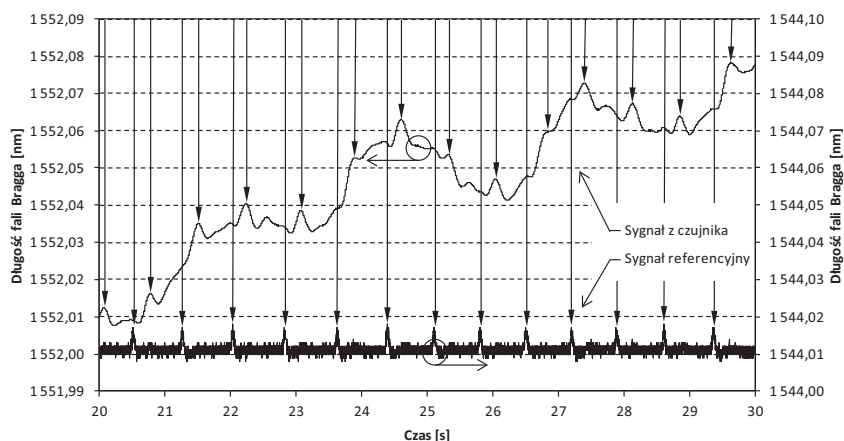
Ryc. 12. 10-sekundowy fragment zmian częstości oddechu.
Fig. 12. A 10-second fragment of changes in breathing rate.



Ryc. 13. Częstość oddechu podczas 1-minutowej rejestracji.
Fig. 13. Breathing rate during 1-minute recording.

Analogicznie jak w opisaney powyżej procedurze umożliwiającej prezentację częstości oddechu, przystąpiono do wyznaczenia częstości skurczów serca, z tą różnicą, że zastosowano uśrednianie bazujące na 100 próbkach. Sygnał z czujnika przefiltrowano przez wyznaczenie wartości średniej dla każdej następnej próbki, zgodnie z zasadą: dla n -tej próbki sygnału obliczano wartość średnią z przedziału $\langle n-50; n+49 \rangle$ i otrzymano sygnał przetworzony (górny przebieg) pokazany na ryc. 14. Jako punktów charakterystycznych do wyznaczenia częstości skurczów serca użyto czasów, w których występowały maksima lokalne, zaznaczone strzałkami. Tym sposobem dla 60-sekundowego przetworzonego sygnału z czujnika wyznaczono k maksimów lokalnych.

Poniżej przetworzonego sygnału z czujnika na ryc. 14 pokazano sygnał referencyjny, na którym zaznaczono strzałkami piki wywołane falą tętna, mierzonego w okolicy tętnicy szyjnej, które posłużyły do wyznaczenia referencyjnej częstości skurczów serca. W rezultacie dla 60-sekundowego sygnału referencyjnego otrzymano 1 maksimum lokalnych.



Ryc. 14. Sygnał przefiltrowany za pomocą uśredniania z 100 próbek (górny przebieg) oraz sygnał referencyjny (dolny przebieg).

Fig. 14. Signal filtered through an averaging of 100 samples (upper trace) and reference signal (bottom trace).

Wyraźnie widoczne są różnice między czasami występowania pików referencyjnych i odpowiadającym im czasami pojawiania się maksimum lokalnych w sygnale z czujnika. Wynika to z faktu różnych lokalizacji czujników oraz nieco innych źródeł drgań – FBG stetoskopu mierzy falę tętna, FBG czujnika – uderzenia serca.

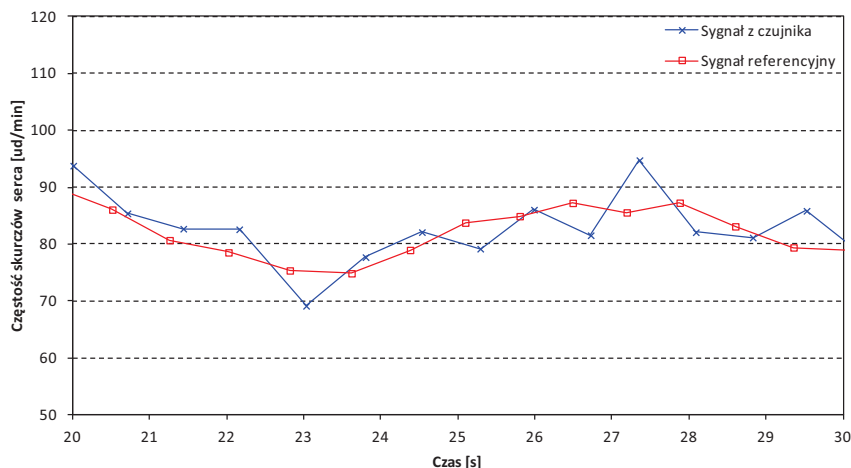
Wartość częstości skurczów serca w czasie t_k , w którym wystąpiło k -te maksimum lokalne w przetworzonym sygnale z czujnika wyznaczono wykorzystując wzór:

$$HR_k = \frac{60}{t_k - t_{k-1}} \quad (7)$$

Referencyjna wartość częstości skurczów serca w czasie t_p , w którym wystąpił l -ty pik w sygnale odniesienia wyznaczono na podstawie wzoru:

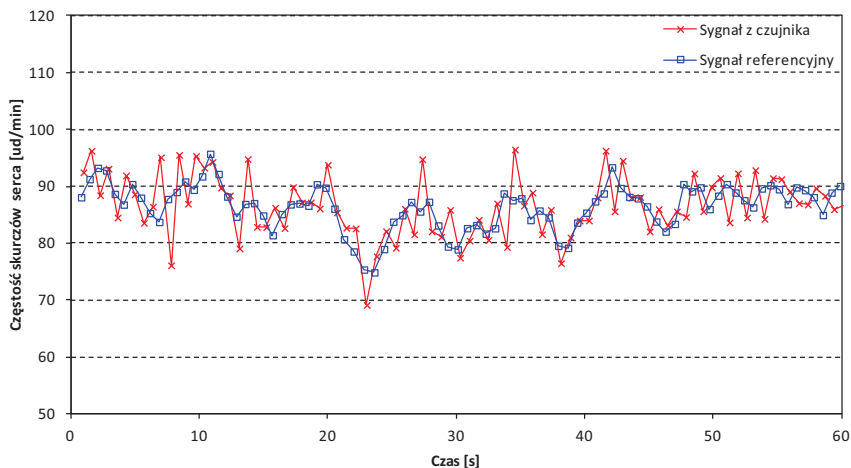
$$HR_l = \frac{60}{t_l - t_{l-1}} \quad (8)$$

Na ryc. 15 zaprezentowano 10-sekundowe fragmenty wykresów częstości skurczów serca zarejestrowane zarówno za pomocą czujnika (kolor czerwony), jak i stetoskopu (kolor niebieski). W celu lepszego zobrazowania zmian HR, poszczególne punkty połączono liniami ciągłymi. Z uwagi na brak istnienia chwili czasowej t_0 , ($k=1, l=1$, odpowiednio, dla czujnika oraz stetoskopu) wyznaczanie wartości częstości skurczów serca rozpoczęto od momentów wystąpienia drugiego maksimum lokalnego w przetworzonym sygnale z czujnika ($k=2$) oraz drugiego piku w sygnale odniesienia ($l=1$).



Ryc. 15. 10-sekundowy fragment zmian częstości skurczów serca.
Fig. 15. A 10-second fragment of changes in heart rate.

Finalnie, na ryc. 16, przedstawiono wykresy częstości skurczów serca zarejestrowane za pomocą prezentowanego czujnika (kolor czerwony) oraz źródła referencyjnego – stetoskopu (kolor niebieski) w czasie 1-minutowej rejestracji. Łatwo dostrzegalne podobieństwo kształtów obydwu przebiegów świadczy o działaniu prezentowanego czujnika zgodnym z oczekiwaniami.



Ryc. 16. Częstość skurczów serca podczas 1-minutowej rejestracji.
Fig. 16. Heart rate in a 1-minute recording.

Podsumowanie

W artykule zaprezentowano światłowodowy czujnik czynności życiowych, który pozwala na uzyskanie naprężeń na elemencie pomiarowym opartym na światłowodowej siatce Bragga rzędu 16,5-24,8 μ strain powodowanych oddychaniem

oraz ok. 8,3 μ strain wywołanych pracą serca. Takie wartości naprężeń są w pełni mierzalne przez zastosowany system interrogacji, co pozwoliło na wykonywanie rejestracji czynności oddechowej oraz rytmu serca. Zaprezentowano przykłady przetwarzania (filtracji) sygnałów prowadzące do otrzymania możliwości graficznej prezentacji zmian częstości oddechu oraz częstości skurczów serca w trakcie wykonywanej rejestracji.

Metody mechanokardiograficzne oparte na czujnikach światłowodowych mogą znaleźć zastosowanie jako relatywnie tanie źródło podstawowych informacji o stanie fizjologicznym monitorowanej osoby. Pomiary takimi metodami mogą spełnić wymagania dotyczące bezkontaktowości, rozumianej jako pozyskiwanie sygnałów fizjologicznych bez użycia fizycznego kontaktu ze skórą pacjenta, np. za pomocą żelowych lub suchych elektrod, czym szczególnie może być zainteresowane lotnictwo lub transport samochodowy.

Dalsze prace konstruktorów czujnika będą skoncentrowane na ograniczeniu wpływu ruchów ciała monitorowanej osoby na wartości mierzone. Ruchy te, niezwiązane z czynnością oddechową bądź rytmem serca, będą niwelowane za pomocą hardwareowych i/lub softwareowych modułów kompensująco-tłumiących. Ponadto, zostanie zautomatyzowany proces wykrywania momentów uderzeń serca oraz fali tętna.

Piśmiennictwo

1. Maniewski R.: Magnetyczne badania elektrycznej i mechanicznej czynności serca. Prace habilitacyjne, Polska Akademia Nauk, Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, Warszawa 1987.
2. Culshaw B.: Optical fiber sensor technologies: opportunities and - perhaps - pitfalls. *J. Lightwave Technol.* 2004, 22(1), 39-50.
3. Betts R.A., Tjugiarto T., Xue Y.L., Chu P.L.: Nonlinear refractive index in erbium doped optical fiber: theory and experiment. *IEEE J. Quantum Electronics* 1991, 27(4), 908-913.
4. Abdi A.M., Suzuki S., Schülzgen A., Kost A.R.: Modeling, design, fabrication, and testing of a fiber Bragg grating strain sensor array. *Appl. Optics* 2007, 46(14), 2563-2574.
5. Xu M.G.: The measurement of physical fields using optical fibres and fibre gratings. Rozprawa doktorska, University of Southampton, Department of Electronics and Computer Science, Southampton 1995.
6. Dankin J., Culshaw B.: *Optical Fibre Sensors. T.4: Applications, Analysis, and Future Trends.*, Artech House Inc., Boston-London, 1997.
7. Dziuda Ł.: Novel approaches to hybrid voltage and current sensing for condition monitoring of remotely operated electrical plant. Rozprawa doktorska, University of Strathclyde, Department of Electronic and Electrical Engineering, Strathclyde 2007.

Ł. Dziuda, M. Krej, J. Lewandowski, K. Rózanowski, F. Skibniewski – Światłowodowy...

8. Optical sensing interrogator sm130, informacja techniczna dostępna na stronie producenta: <http://www.micronoptics.com/>.

Nadesłano: 11.05.2011 r.

Zaakceptowano do publikacji: 8.07.2011 r.