

# TRANSILUMINACYJNA DIAGNOSTYKA ZAPALENIA ZATOK

## TRANSILLUMINATION DIAGNOSTICS OF SINUSITIS

**Szymon Piasek\***

Politechnika Wrocławska, Wydział Podstawowych Problemów Techniki,  
Katedra Inżynierii Biomedycznej, 50-370 Wrocław, Wybrzeże Wyspiańskiego 27

\*e-mail: piasek.szymon@gmail.com

### STRESZCZENIE

W niniejszej pracy zaprezentowany został projekt urządzenia do optycznej diagnostyki zatok opartej na zjawisku transiluminacji. Głównymi założeniami prac badawczych było wykonanie urządzenia, które będzie nieinwazyjne, niejonizujące oraz stosunkowo tanie. W tym celu wykonano oświetlacz wykorzystujący tanie źródła światła z zakresu bliskiej podczerwieni oraz fantom ludzkich zatok przynosowych. Rejestracji obrazów dokonano za pomocą smartfonu. Analizę zarejestrowanych obrazów transiluminacyjnych przeprowadzono za pomocą dostępnych aplikacji służących do obróbki obrazów. Wszystkie te elementy mają na celu zapewnienie niskiego kosztu diagnozowania zapalenia zatok.

**Słowa kluczowe:** bliska podczerwień, zapalenie zatok przynosowych, NIR, smartfon

### ABSTRACT

This paper presents a design of a device for optical diagnostics of sinuses based on the transillumination. The main assumption of the research was to make a non-invasive, non-ionizing, and relatively cheap diagnostic device. For this purpose, the phantom of the human paranasal sinuses was illuminated with constructed infrared light sources and appropriate images were registered with a smartphone and CCD camera. The analysis of obtained images was performed using available image processing applications, such as ImageJ. All these elements enable providing a low cost for diagnosing sinusitis.

**Keywords:** near-infrared, sinusitis, NIR, smartphone

### 1. Wstęp

Zapalenie zatok przynosowych (ZZP) to schorzenie, które dotyka coraz większą część populacji. Według danych statystycznych opracowanych na podstawie kart pacjentów wynika, iż ZZP występuje częściej od zapalenia stawów czy nadciśnienia tętniczego [1]. Błędna diagnoza generuje niepotrzebne koszty leczenia. ZZP jest chorobą o licznych objawach, a przypadłości z nią związane znacząco zmniejszają komfort życia codziennego. Duża liczba objawów wpływa negatywnie na celność diagnozy stawianej przez lekarzy pierwszego kontaktu. Dla laryngologów rozpoznanie ZZP stanowi również niemały problem. Prawidłowa diagnoza wymaga skorzystania z czasochłonnych, kosztownych, a przede wszystkim inwazyjnych metod diagnostycznych. Sformułowanie „zapalenie zatok przynosowych”

można rozumieć jako opis procesu zapalenia błony śluzowej zatok przynosowych, co jest następstwem zakłóceń ich drenażu, a także wentylacji. Zakłócenia takie mogą być spowodowane patologią w budowie anatomicznej jamy nosowej, jak również występowaniem zakażenia lub alergii. W literaturze przedmiotu można spotkać się ze stwierdzeniem, iż nie ma tylko jednego czynnika, który pozwoliłby opisać oraz wyjaśnić poznane dotychczas objawy patologiczne, jak i wielorakość obrazu klinicznego tej choroby [2].

Na podstawie danych statystycznych opublikowanych przez Center for Disease Control and Prevention (USA) w 2012 roku liczba osób, które leczyły się w związku z tą przypadłością wyniosła 28,5 miliona osób. Z niniejszych danych wynika, że na ZZP cierpią najczęściej osoby z przedziału wiekowego 45–65 lat (44% ogółu) oraz że częściej chorują kobiety (64% chorych). Z punktu widzenia niniejszej pracy najistotniejsze wydaje się, iż tylko u 11,7 miliona osób (co stanowi 41% wszystkich chorych) zapalenie zatok zostało wykryte podczas wizyty u lekarza pierwszego kontaktu, co bardzo dobrze obrazuje wagę tego problemu [3].

Diagnozowanie zapalenia zatok przez lekarzy pierwszego kontaktu opiera się przede wszystkim na badaniu podmiotowym polegającym na palpacji głowy i szyi [4]. Kolejnym krokiem jest sprawdzenie, czy występują takie objawy jak bóle głowy, obecność wydzieliny w jamach nosa, spływanie wydzieliny po tylnej ścianie gardła, zaburzenia węchu [2]. Precyzyjna diagnoza umożliwiająca zaplanowanie i przeprowadzenie skutecznej terapii wymaga obrazowania zatok przynosowych. Do najczęściej stosowanych metod ich obrazowania zalicza się: RTG, TK, MRI oraz USG [4, 5, 6, 7, 8, 9]. Wszystkie te metody są nieinwazyjne, lecz jedynie pierwsze dwie wykazują rzetelną wartość diagnostyczną, a kolejne dwie mają jedynie charakter mocno poglądowy. Niestety RTG i TK są rodzajem diagnostyki radiologicznej, przez co nie mogą być zastosowane w przypadku kobiet w ciąży. Ważnym aspektem diagnostyki obrazowej jest prawidłowa interpretacja uzyskanych obrazów, co jest zależne od kompetencji personelu. Należy również pamiętać, że żaden z wymienionych rodzajów diagnostyki nie pozwala na określenie typu oraz genetyki zapalenia. W tym celu przeprowadza się inwazyjne badania diagnostyczne, jak wziernikowanie nosa (rynoskopia) czy badanie endoskopowe [10]. Badania takie są wykonywane przez laryngologów, którzy na ich podstawie potrafią precyzyjnie ocenić przyczyny zapalenia zatok i podjąć właściwe dla danego pacjenta leczenie.

W świetle powyższych informacji, istotną sprawą jest skonstruowanie urządzenia do diagnostyki zapalenia zatok przynosowych, które byłoby nieinwazyjne oraz niejonizujące, aby zapobiec nie potrzebnej ingerencji w organizm człowieka. Urządzenie powinno być również niskobudżetowe, dzięki czemu byłoby łatwo dostępne. Spełniając postawione powyżej warunki, można założyć, że zwiększyłyby się trafność stawianych diagnoz, a dzięki temu wydatki przeznaczane na leczenie tej przypadłości znacząco by się zmniejszyły.

W niniejszej pracy przedstawiono wyniki uzyskane przy pomocy zaprojektowanego i zmontowanego oświetlacza, którym oświetlano wykonany fantom zatok. Do rejestracji zdjęć zastosowano smartfon, ponieważ spełnia on warunek dotyczący minimalizacji kosztu badania. Z tego również względu analizę zarejestrowanych zdjęć wykonano za pomocą ogólnodostępnego i darmowego oprogramowania *ImageJ* [11].

## 2. Charakterystyka bliskiej podczerwieni (NIR) w kontekście obrazowania zatok

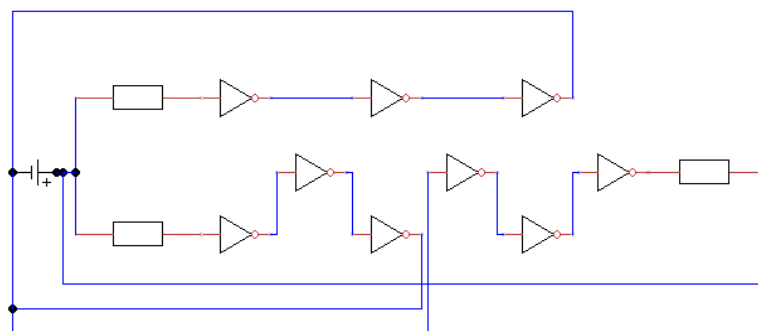
Wybór promieniowania z zakresu bliskiej podczerwieni spowodowany jest faktem, iż promieniowanie z tego zakresu jest słabo pochłaniane przez wodę oraz hemoglobinę, które są głównymi składnikami tkanek [12]. Promieniowanie z tego zakresu, dzięki opisanym powyżej właściwościom, charakteryzuje się bardzo dobrą transmisją przez skórę [13]. Głównym założeniem zaprojektowanego systemu jest prześwietlanie tkanek światłem o długości fali z zakresu bliskiej podczerwieni i ocena jego rozproszenia [14, 15, 16, 17]. W przypadku zdrowych zatok światło propaguje przez tkanki ze zdecydowanie większą intensywnością niż w przypadku zatok ze stanem zapalnym, wypełnionych płynem, który pochłania promieniowanie. Poprawność tych założeń wynika z budowy anatomicznej zatok, jak i właściwości promieniowania bliskiej podczerwieni.

### 3. Materiały

Skonstruowany zestaw testowy do wykrywania zapalenia zatok składa się z trzech elementów: oświetlacza emitującego promieniowanie z zakresu bliskiej podczerwieni, próbki imitującej zatoki oraz detektora, którym jest smartfon. Pierwsze dwa elementy zostały wykonane od podstaw na potrzeby przedstawionych badań.

#### 3.1. Oświetlacz

Oświetlacz jest głównym elementem całego zestawu, ponieważ ma najważniejsze zadanie – prześwietlanie struktur biologicznych. Do skonstruowania oświetlacza wykorzystano płytke stykową, diody LED THT, rezystory oraz baterię, która stanowi źródło zasilania. Na płytce stykowej umieszczono 9 diod tego samego rodzaju oraz 3 rezystory o parametrach dostosowanych do danego modelu diody i źródła zasilania. Rezystory dobrano zgodnie z prawem Ohma. Ze względu na rozkład ścieżek na płytce stykowej diody łączono szeregowo po 3 sztuki, do których również szeregowo dołączano odpowiedni rezystor. Schemat połączeń tych elementów zaprezentowano na rysunku 1.



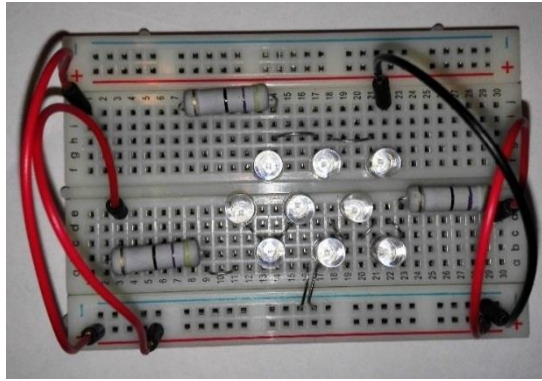
Rys. 1. Schemat połączeń poszczególnych elementów w oświetlaczu

Najważniejszym elementem skonstruowanego oświetlacza były zastosowane diody, które zostały dobrane przede wszystkim ze względu na emitowaną długość fali. Na podstawie analizy literatury dotyczącej transmisji promieniowania przez skórę długość fali powinna wynosić 850 nm [14, 15, 16, 17]. Innymi kryteriami były takie cechy jak: kąt świecenia, moc oraz wydzielana podczas pracy temperatura. W celu potwierdzenia danych podawanych przez producentów wykonano pomiar spektrum promieniowania w kontekście rzeczywistej emitowanej długości fali. W tabeli 1 zaprezentowano parametry zastosowanych diod oraz uzyskane wyniki pomiarów spektrofotometrycznych.

Tabela 1. Parametry zastosowanych diod do budowy oświetlacza  $\lambda_{\text{prod}}$  – długość fali podana przez producenta,  $\lambda_{\text{zmie}}$  – zmierzona długość fali,  $\Phi$  – kąt świecenia

Dioda:	$\lambda_{\text{prod}}$ [nm]	$\lambda_{\text{zmie}}$ [nm]	$\Phi$ [°]	Rezystor [ $\Omega$ ]
OSRAM SFH 4550	850	857	3	25
HARVATEK 120 AC	850	842	20	47
HARVATEK 220 AC	850	837	20	47
HARVATEK 240 AC	850	848	20	47
LIREL 5C 850	850	838	20	120
LIREL 5B 880	850	879	20	120

Analizując uzyskane wyniki można zauważyć, iż zmierzona wartość maksimum długości emitowanej fali w przypadku ostatniego z zaprezentowanych modeli znacząco odbiega od danych zamieszczonych w specyfikacji. Na rysunku 2 przedstawiono złożony oświetlacz.



Rys. 2. Skonstruowany oświetlacz diodowy emitujący promieniowanie z zakresu bliskiej podczerwieni

### 3.2. Fantom zatok

Próbka, która miała za zadanie symulację ludzkich zatok została wykonana z kości indyczej pochodzącej z mostka. Kość przecięto na pół i nadano im regularny kształt. Obie części sklejono ze sobą za pomocą sylikonu, nakładając go z trzech stron na obrzeża powierzchni płaskich. Pomiedzy kośćmi zachowano 10 mm odstępu, co pozwoliło na uzyskanie sześcianu otwartego z jednej strony. Wybrano kość z mostka indyka ze względu na jej dużą powierzchnię, co pozwoliło na wykonanie wielościanu oraz ze względu na podobną grubość do kości tworzących zatoki u człowieka. Rysunek 3 przedstawia wykonaną próbkę.



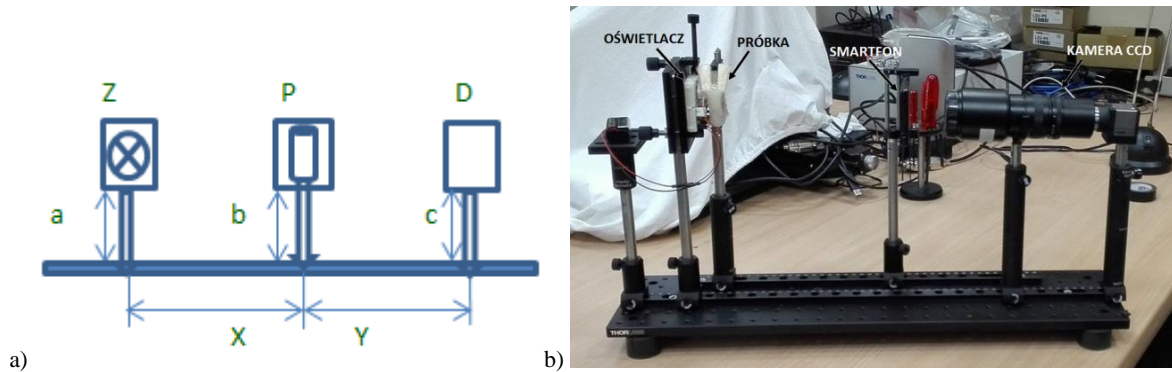
Rys. 3. Fantom wykonany do przeprowadzenia symulacji

### 3.3. Detektor

Jako detektor w przeprowadzonych badaniach zastosowano smartfon LG E610 Swift L5. Wybrany telefon posiada aparat fotograficzny o matrycy 5 Mpx i rozdzielczości 2592×1944 px. Jako detektor wykorzystano także profesjonalną kamerę CCD (Digital Camera USB 2.0, ThorLabs, DCU224M-GL) z obiektywem (ZOOM 7000, Navitar TV). Wykonanie zdjęć za pomocą kamery CCD miało na celu porównanie wartości diagnostycznej zdjęć wykonanych smartfonem.

### 3.4. Stanowisko pomiarowe

Stanowisko pomiarowe składało się z trzech głównych elementów: oświetlacza NIR, próbki oraz detektora umieszczonych na ławie optycznej za pomocą uchwytów. Ława optyczna zapewniła precyzyjną regulację odległości pomiędzy tymi elementami w płaszczyźnie poziomej z dokładnością 0,1 mm. Zastosowane uchwyty umożliwiały regulację pionową zamontowanych elementów, co pozwoliło na ustawienie ich w jednej osi. Na rysunku 4a przedstawiono schemat układu pomiarowego, a na rysunku 4b zdjęcie zmontowanego układu.



Rys. 4. Skonstruowany układ pomiarowy, a) schemat, Z – Źródło światła, P – Próbką, D – Detektor, a, b, c – regulacja położenia pionowa, X, Y – regulacja położenia pozioma; b) zdjęcie zmontowanego układu

### 3.5. Roztwór symulujący wydzielinę

W celu zasymulowania wydzieliny powstałej podczas zapalenia zatok wykorzystano mleko o zawartości 3,2% tłuszczu. Sporządzono również jego cztery rozcieńczenia (80%, 60%, 40%, 20%) wykorzystując do tego wodę, zgodnie ze wzorem na stężenie procentowe. Stężenie równe 100% oznacza próbkę wypełnioną nierozcieńczonym mlekiem, a 0% pustą próbkę.

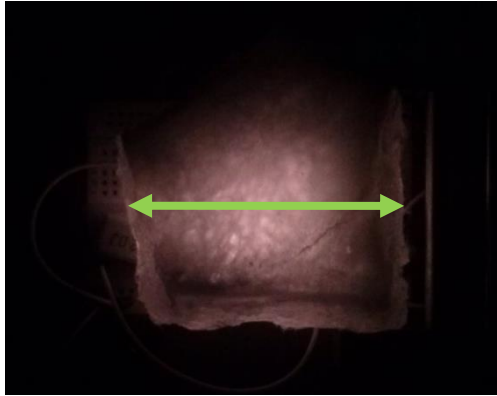
## 4. Metodologia pomiarów

Pomiary polegały na umieszczeniu w układzie w ustalonych odległościach: oświetlacza, fantomu oraz detektora i wykonaniu zdjęcia. Zdjęcia wykonywano w ciemnym pomieszczeniu, w celu usunięcia zakłóceń, jakie może spowodować obecność innych źródeł promieniowania. Dodatkowo światło zewnętrzne (spoza oświetlacza) mogłoby powodować wysycenie detektora. Oświetlacz usytuowano w odległości 5 mm od próbki (w jej centralnej części), ponieważ w badaniu docelowym pacjent będzie umieszczał go w jamie ustnej i przykładał do podniebienia. Detektor ustawiono w odległości 200 mm od próbki, co zapewniło skadrowanie całej jej powierzchni. Przy wyborze odległości detektora od próbki sugerowano się również badaniem docelowym – taka odległość zapewnia skadrowanie całej twarzy badanego pacjenta.

Pierwsza seria pomiarowa miała na celu wybranie najlepszego modelu diod. W tym celu zarejestrowano obrazy próbki pustej oraz wypełnionej 100% roztworem mleka, prześwietlanej każdym z sześciu modeli diod za pomocą smartfonu oraz kamery CCD. Celem drugiego eksperymentu było zbadanie czułości zastosowanego detektora w zależności od stężenia procentowego roztworu mleka (100%, 80%, 60%, 40%, 20%, 0%). Do jego przeprowadzenia zastosowano jeden model diod (wybrany na podstawie wcześniejszych pomiarów), a rejestracji dokonano również za pomocą smartfonu i kamery CCD.

### 4.1. Analiza zarejestrowanych obrazów

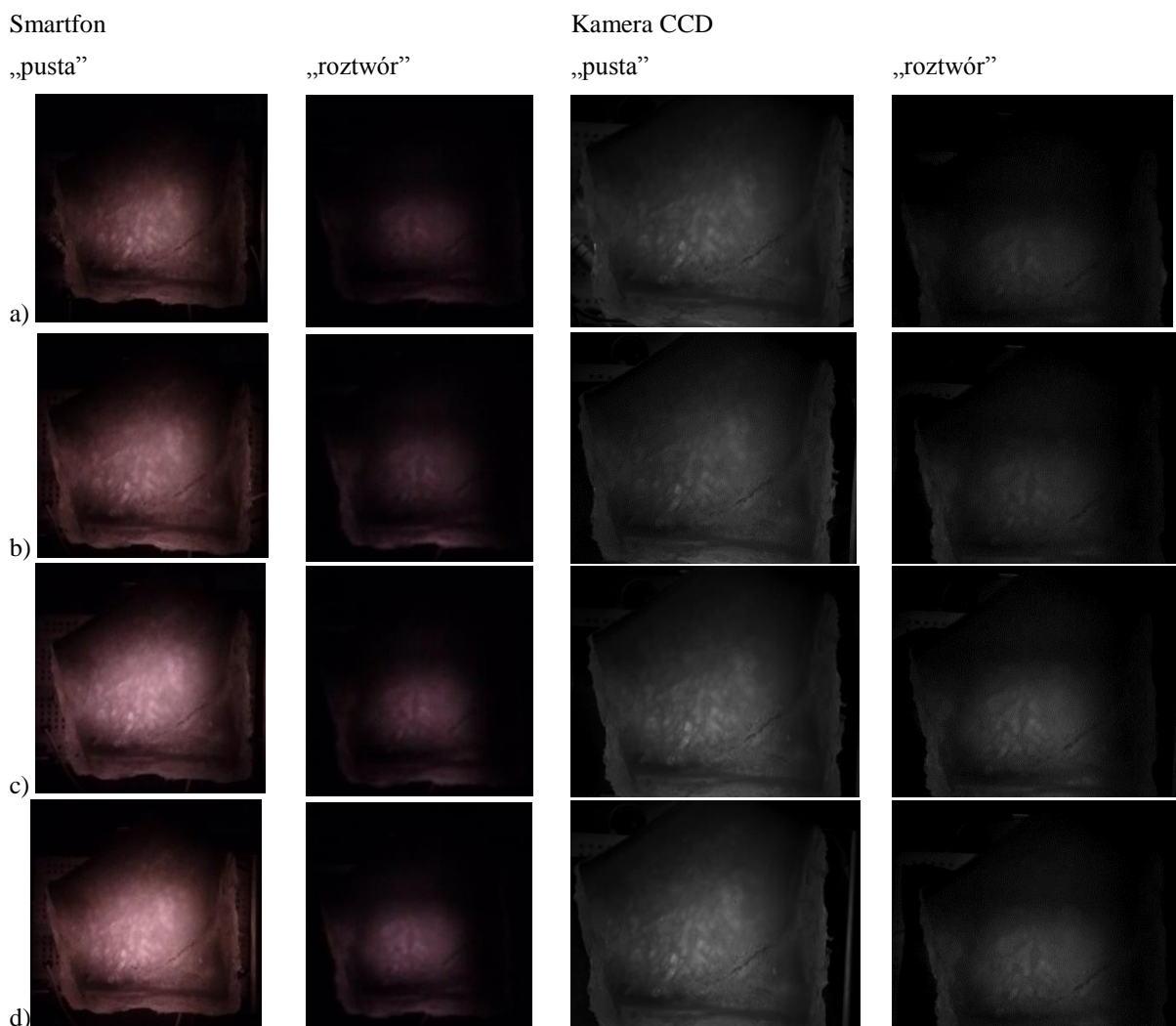
Zarejestrowane zdjęcia poddano analizie w programie *ImageJ*. Oprogramowanie to umożliwia generację wykresu rozkładu natężenia pikseli w skali szarości. Analiza wykresu pozwoliła na określenie stopnia przenikania zastosowanego światła przez fantom. Dzięki temu możliwe było określenie czy zaprojektowany układ spełnia postawione mu zadanie – prześwietlenie zatok i zarejestrowanie obrazu za pomocą smartfonu. Wykres był generowany na podstawie zaznaczonej w programie linii, która była przeprowadzana przez środek geometryczny badanego fantomu (zawsze w tym samym miejscu). Na rysunku 5 zaprezentowano przykładowy zarejestrowany obraz z zaznaczoną linią osi, na podstawie której oprogramowanie generowało wykres rozkładu natężenia pikseli w skali szarości.



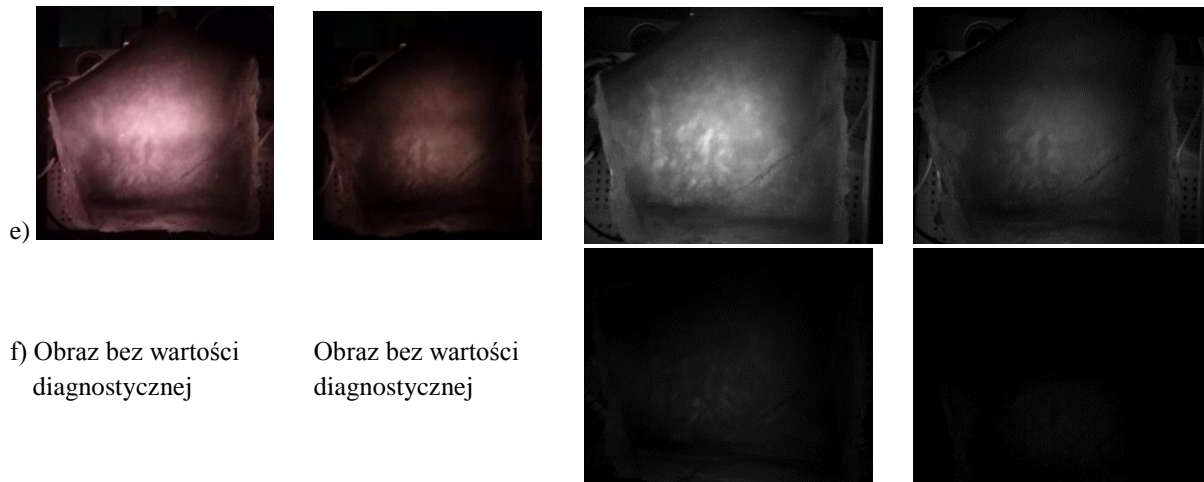
Rys. 5. Zdjęcie wykonane smartfonem LG E610 Swift L5, prześwietlonej diodami OSRAM SFH 4550 próbki (pustej) z zaznaczoną osią, wzdłuż której program wykonywał wykres odcieni szarości

## 5. Wyniki

Poniżej przedstawiono i omówiono uzyskane wyniki dla zaprojektowanego i skonstruowanego układu do detekcji zapalenia zatok. Na rysunku 6 przedstawiono zarejestrowane obrazy dla próbki pustej i wypełnionej 100% roztworem dla każdego modelu diod.





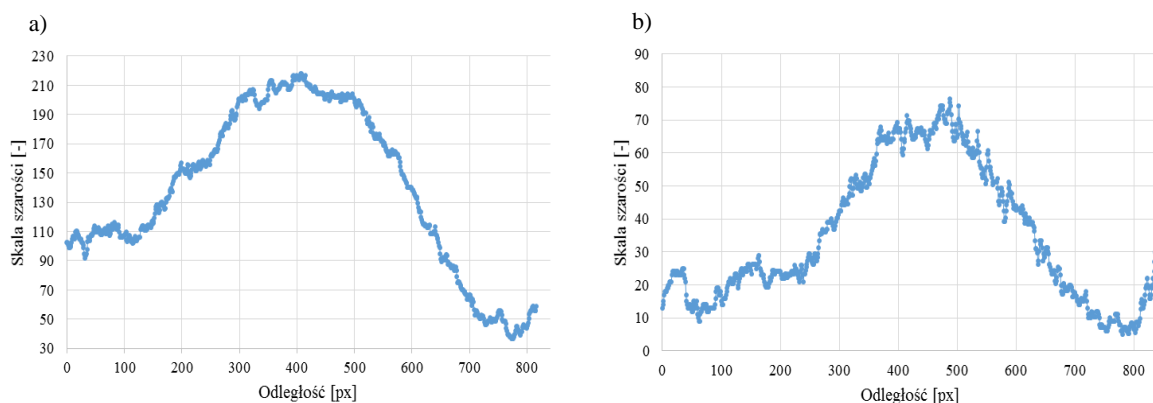


Rys. 6. Zarejestrowane obrazy dla każdego z analizowanych modeli diod: a) LIRED 5C, b) HARVATEK 120 AC, c) HARVATEK 220 AC, d) HARVATEK 240 AC, e) OSRAM SFH 4550, f) LIRED 5B.

Od lewej: pierwsze dwa zdjęcia wykonane smartfonem LG E610 Swift L5 – próbka pusta i wypełniona, kolejne dwa za pomocą kamery CCD – próbka pusta i wypełniona.

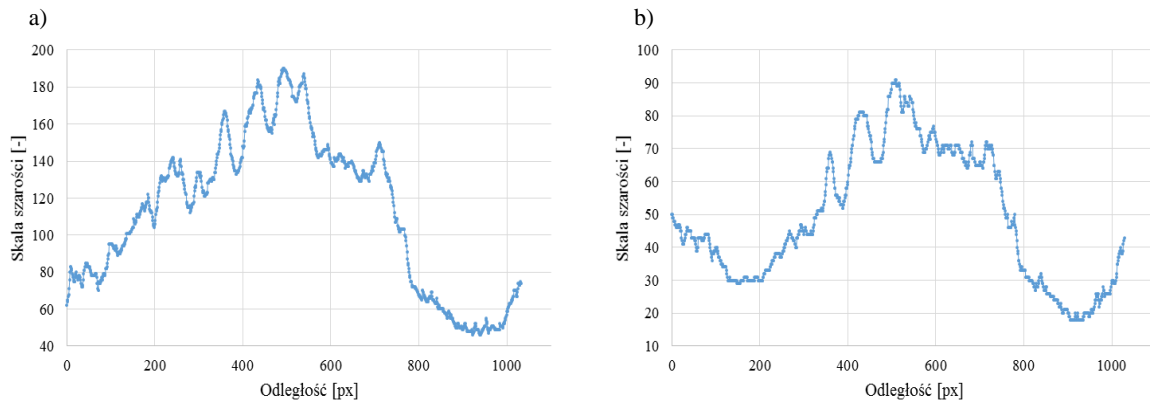
Analizując obrazy można zauważyć, iż próbka pusta charakteryzuje się zdecydowanie wyższą transparentnością, dla obu wykorzystywanych detektorów niż próbka wypełniona. Jest to potwierdzenie głównego założenia – promieniowanie z zakresu bliskiej podczerwieni pozwala na detekcję zapalenia zatok. Można również stwierdzić, że najlepsze prześwietlenie fantomu uzyskano dla diod OSRAM SFH 4550. Jest ono najbardziej równomierne na całej powierzchni badanej próbki. Natomiast najgorsze dla diod LIRED 5B, gdzie w przypadku smartfonu uzyskane obrazy nie miały żadnej wartości diagnostycznej. Potwierdza to dane zawarte w literaturze dotyczące długości fali promieniowania transmitowanego przez zatoki (850 nm) – dla tego modelu diody, LIRED 5B, zmierzone maksimum spektrum wynosiło 879 nm. Widać również, że oświetlacz znajdował się w centralnej części fantomu, ponieważ ten obszar jest wyraźnie jaśniejszy od pozostałej powierzchni, niezależnie od tego czy próbka była pusta czy wypełniona.

Potwierdzeniem dla przedstawionych powyżej wniosków, wynikających z analizy jakościowej, jest przeprowadzona analiza ilościowa w programie *ImageJ*. Dla wszystkich zarejestrowanych zdjęć prześwietlanej próbki wykonano wykresy rozkładu natężenia pikseli w skali szarości. Wykresy uzyskane dla każdego modelu diody mają bardzo podobny przebieg, w którym można wyróżnić jedno lokalne ekstremum. Po przeprowadzeniu ich analizy, również stwierdzono, iż najwyższa wartość diagnostyczna otrzymywana jest w przypadku diod OSRAM SFH 4550. Z tego względu otrzymane rozkłady natężenia pikseli zaprezentowano właśnie dla tego modelu diody, we wszystkich czterech wariantach.



Rys. 7. Rozkład natężenia pikseli w skali szarości wzdłuż osi skanowania dla zdjęcia próbki wykonanego smartfonem a) pustej, b) wypełnionej, prześwietlanej diodami OSRAM SFH 4550

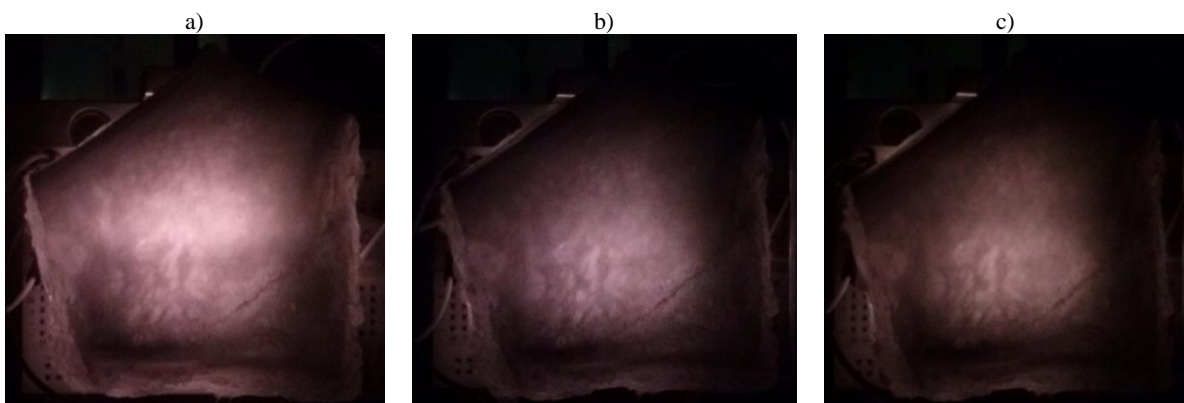
Analizując zamieszczone wykresy na rysunku 7 można stwierdzić, że pomimo zbliżonego przebiegu, zdecydowanie różnią się one maksymalną wartością stopnia szarości. W przypadku próbki pustej wartość ta wynosi 218, natomiast dla wypełnionej 100% roztworem mleka – 76. Różnica wartości maksymalnych dla obu przypadków fantomu, dla danego modelu, jest najwyższa spośród wszystkich zastosowanych rodzajów diod. Wynika z tego, iż omawiany model oświetlenia będzie umożliwiał prawidłowe rozpoznanie stanu zatok.



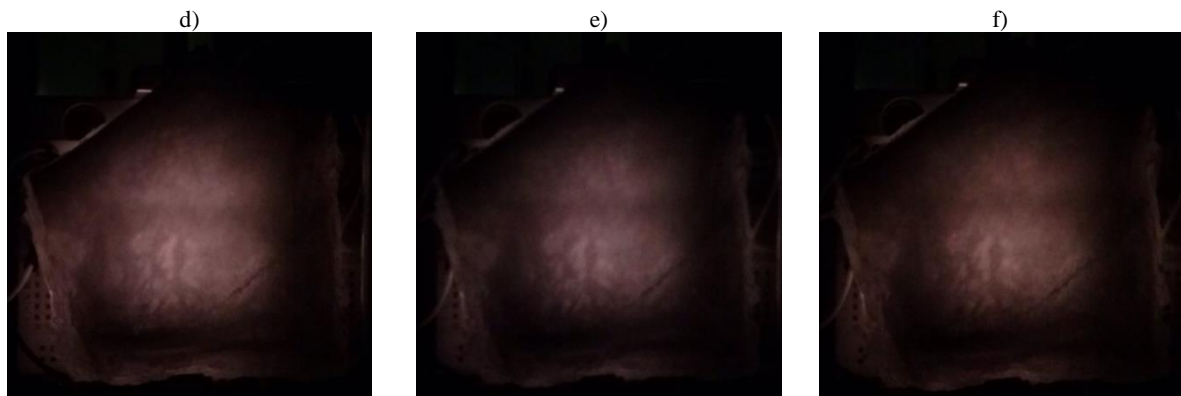
Rys. 8. Rozkład natężenia pikseli w skali szarości wzdłuż osi skanowania dla zdjęcia próbki wykonanego kamerą CCD  
a) pustej, b) wypełnionej, prześwietlanej diodami OSRAM SFH 4550

Potwierdzeniem dla przedstawionych wcześniej wniosków są zamieszczone na rysunku 8 wygenerowane wykresy rozkładu natężenia pikseli w skali szarości dla tego samego modelu diod, ale zarejestrowane za pomocą kamery CCD. Można z nich odczytać wartości maksymalne, które istotnie się różnią – dla próbki pustej wartość ta wynosi 188, a wypełnionej 100% roztworem mleka 91. Różnica tych wartości potwierdza założenie niniejszej pracy.

Ze względu na przedstawione powyżej wnioski do drugiej części badania (sprawdzanie czułości detektora) zastosowano w oświetlaczu model diod OSRAM SFH 4550. Kluczowym czynnikiem selekcji była właśnie różnica maksymalnych wartości skali szarości pomiędzy próbką pustą a wypełnioną, która w przypadku rejestracji za pomocą smartfonu wynosiła 142, natomiast 97, gdy detektorem była kamera CCD. Jak już zostało to przedstawione we wcześniejszej części pracy do zbadania czułości detektorów (smartfonu i kamery CCD) zastosowano 6 roztworów mleka o różnych stężeniach procentowych z zakresu od 0% do 100%. Na rysunku 9 zamieszczono zarejestrowane zdjęcia dla każdego z rozcieńczeń. Poddając je analizie można bezsprzecznie stwierdzić, że każde ze zdjęć różni się jasnością, co świadczy o tym, iż detektor rozróżnia stężenie zastosowanego roztworu. Na tej podstawie można wnioskować o wysokiej czułości użytego detektora.

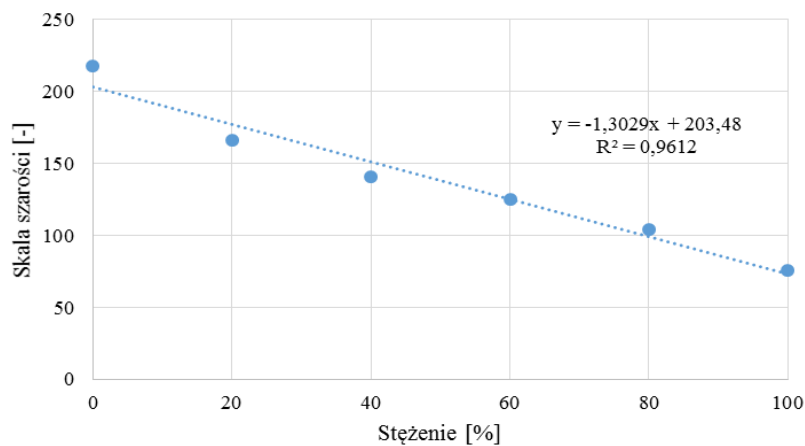






Rys. 9. Zdjęcie wykonane LG E610 Swift L5 prześwietlonej diodami OSRAM SFH 4550 próbki wypełnionej roztworem mleka o stężeniu: a) 0%, b) 20%, c) 40%, d) 60%, e) 80%, f) 100%

Dla tych obrazów wykonano również wykresy rozkładu natężenia pikseli w skali szarości, z których odczytano wartości ich ekstremów. Maksymalne, począwszy od najmniejszego stężenia roztworu miały następujące wartości: 188, 166, 141, 125, 104, 91. Na ich podstawie sporządzono wykres zależności natężenia pikseli w skali szarości od zastosowanego stężenia, dzięki któremu możliwe było określenie relacji, jaka pomiędzy nimi zachodzi. Wygenerowany wykres zamieszczono na rysunku 10.



Rys. 10. Wykres zależności maksymalnych wartości natężenia pikseli w skali szarości od stężenia mleka

Analiza powyższego wykresu pozwala stwierdzić, że jego przebieg ma charakter zbliżony do liniowego, co potwierdza przeprowadzona linia trendu i uzyskany współczynnik korelacji bliski 1 ( $R^2=0,9612$ ). Wykres potwierdza założenie mówiące o tym, że im większe stężenie roztworu mleka tym mniejsza wartość natężenia pikseli. Przeprowadzone badanie ukazuje też wysoką czułość detektora. Analogiczną analizę przeprowadzono również dla zdjęć zarejestrowanych za pomocą kamery CCD, która jest potwierdzeniem przedstawionych powyżej wniosków.

## 6. Podsumowanie

Zaprezentowane w niniejszej pracy wyniki diagnostyki zapalenia zatok, bazującej na wykorzystaniu właściwości transiluminacyjnych fantomu, są potwierdzeniem jej wysokiej wartości diagnostycznej. Na podstawie zarejestrowanych zdjęć można zauważyć, iż próbka pusta jest na nich dużo jaśniejsza od próbki wypełnionej. Pozwala to na stwierdzenie, że skonstruowane urządzenie spełnia założony cel pracy – za pomocą bliskiej podczerwieni i smartfonu można zdiagnozować zapalenie zatok przynosowych. Z zarejestrowanych zdjęć wygenerowano wykresy rozkładu natężenia pikseli w skali szarości

wzdłuż osi skanowania w programie *ImageJ*. Dzięki temu, że program ten jest bezpłatny, nie poniesiono kosztów analizy zarejestrowanych zdjęć, co spełnia główne założenie koncepcji. Wykresy, niezależnie czy dla zdjęć próbki pełnej czy pustej, zarejestrowanych smartfonem czy też kamerą CCD mają podobny kształt z jednym lokalnym ekstremum, które przypada na połowę odległości osi skanowania. Wartość maksymalna stopni szarości jest zdecydowanie wyższa dla próbki pustej niż wypełnionej roztworem. Na podstawie zarejestrowanych zdjęć i wykresów, można zauważyć, że największa intensywność promieniowania znajduje się w centralnej części próbki, gdzie był umieszczony oświetlacz. Niemniej jednak, można również zauważyć, że promieniowanie rozchodzi się na jej dalsze obszary. Wykonano także zdjęcia próbki wypełnionej roztworem mleka o różnym stężeniu. Wygenerowane na ich podstawie wykresy rozkładu natężenia pikseli w skali szarości pozwalają na stwierdzenie, że wraz ze wzrostem stężenia, próbka jest ciemniejsza, a wartość maksymalnego natężenia piksela spada liniowo. Przeprowadzone badanie ukazuje też wysoką czułość detektora (smartfonu i kamery CCD), co pozwala zakładać, że za pomocą tej metody można określić stadium zapalenia zatok.

## Podziękowania

Niniejszy artykuł powstał na podstawie inżynierskiej pracy dyplomowej zatytułowanej: „Zaprojektowanie urządzenia do optycznej nieinwazyjnej diagnostyki zatok”, której promotorem była Pani Prof. n. tech. dr hab. n. fiz. inż. lek. med. Halina Podbielska. Badania do pracy dyplomowej przeprowadzono w laboratorium grupy Bio-Optyki, Katedry Inżynierii Biomedycznej, Wydziału Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej w roku akademickim 2015/2016.

## LITERATURA

- [1] A. Krzeski, P. Szwedowicz: *Zapalenie zatok przynosowych: klasyfikacja i definicje*, Magazyn Otorynolaryngologiczny, suplement IX, 2006, s. 6–10.
- [2] A. Krzeski, I. Gromek: *Zapalenie zatok przynosowych*, ViaMedica, Gdańsk 2008.
- [3] D.L. Blackwell, J.W. Lucas, T.C. Clarke: *Summary Health Statistics for U.S. Adults: National Health Interview Survey, 2012*, Vital and Health Statistics, seria 10, numer 260, 2012.
- [4] G. Wójcik, J. Piskorz: *Image methods of diagnosis rhinosinusitis in adults*, Zdrowie i dobrostan, NeuroCentrum, Lublin, 2014.
- [5] <http://www.webmd.com/a-to-z-guides/sinus-x-ray-for-sinusitis>
- [6] J. Walecki, A. Lewszuk: *Diagnostyka obrazowa, rozdział Tomografia komputerowa*, PZWL, Warszawa 2010.
- [7] A. Aramani, S. Kumar: *A Study of Anatomical Variations of Osteomeatal Complex in Chronic Rhinosinusitis Patients-CT Findings*, Journal of Clinical and Diagnostic Research, vol. 8(10), 2014, KC01–KC04.
- [8] M. Mossa-Basha: *The many faces of fungal disease of the paranasal sinuses: CT and MRI findings*, Diagnostic and Interventional Radiology, vol. 19(3), 2013, s. 195–200.
- [9] P. Andruszkiewicz, D. Sobczyk: *Ultrasonografia w intensywnej terapii*, Anestezjologia Intensywna Terapija, vol. 45(3), 2013, s. 187–192.
- [10] G. Janczewski, K. Kosiek, B. Latkowski: *Algorytmy diagnostyki i postępowania w otorynolaryngologii*, Termedia, Poznań 2010.
- [11] <http://imagej.nih.gov/ij/>
- [12] U. Mahmood, A. Cerussi, Q. Nguyen, T. Kelley, B. Tromberg: *Near-infrared imaging of the sinuses: preliminary evaluation of a new technology for diagnosing maxillary sinusitis*, Journal of Biomedical Optics, vol. 15(3), 2010.
- [13] [http://www.iwantsilkyskin.com/documents/ipl\\_and\\_laser.htm](http://www.iwantsilkyskin.com/documents/ipl_and_laser.htm)
- [14] J. You, A. Cerussi, B. Wong: *Near-infrared imaging for diagnosis of sinusitis*, The Regents Of The University Of California, 2014.
- [15] A. Maryamsadat: *Analysis of Near-Infrared Image to Diagnose Maxillary Sinusitis*, Praca doktorska, University Of California, 2014.
- [16] *Near infrared (NIR) imaging system and method for detection of maxillary sinus infection*, University of California, Irvine Office of Technology Alliances.
- [17] M. Hopf: *Near Infrared Transillumination in Acute Maxillary Sinusitis: Theoretical Background – Clinical Application – Diagnostic Potential – Limitations*, Medical Laser Application, vol. 18, 2003, s. 217–231.

otrzymano / submitted: 22.05.2017  
poprawiono/revised: 29.05.2017  
zaakceptowano / accepted: 30.05.2017