

Zbigniew KRAWIECKI, Anna CYSEWSKA-SOBUSIAK

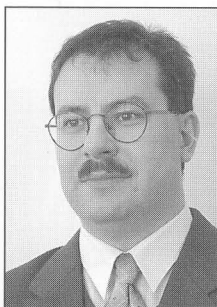
POLITECHNIKA POZNAŃSKA, INSTYTUT ELEKTRONIKI I TELEKOMUNIKACJI, ZAKŁAD METROLOGII

Zastosowanie środowiska LabVIEW do modelowania właściwości optycznych tkanek

Mgr inż. Zbigniew KRAWIECKI

Absolwent Wydziału Elektrycznego Politechniki Poznańskiej. Studia na kierunku elektrotechnika, specjalność elektroniczna aparatura i systemy pomiarowe, ukończył w roku 1996. Jest zatrudniony na stanowisku asystenta w Zakładzie Metrologii Instytutu Elektroniki i Telekomunikacji Politechniki Poznańskiej. Zainteresowania naukowe dotyczą modelowania, symulacji i przetwarzania sygnałów pomiarowych (w szczególności biooptycznych), aplikacji optoelektronicznych i elektronicznych czujników pomiarowych oraz konstrukcji oprogramowania. Jest autorem i współautorem siedemnastu publikacji. W roku 2005 ukończył pracę doktorską, której promotorem jest prof. dr hab. inż. Anna Cysewska-Sobusiak, i przygotowuje się do obrony.

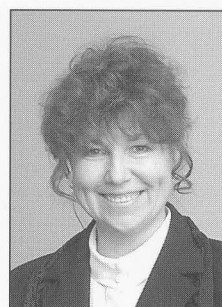
e-mail: krawieck@et.put.poznan.pl



Prof. dr hab. inż. Anna CYSEWSKA-SOBUSIAK

Absolwentka Wydziału Elektrycznego Politechniki Poznańskiej, specjalność: miernictwo elektryczne i przyrządy pomiarowe. Stopnie naukowe uzyskała w latach: doktora nauk technicznych - w 1978 r., doktora habilitowanego - w 1995 r. Tytuł naukowy profesora uzyskała w roku 2002. Od roku 1971 zatrudniona na Wydziale Elektrycznym Politechniki Poznańskiej, obecnie na stanowisku profesora zwyczajnego. Jej dorobek naukowy obejmuje ponad 140 publikacji, w tym książki, artykuły, patenty, wdrożenia. Dziedziny działalności naukowej: elektrotechnika, elektronika oraz biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Głównie zainteresowania dotyczą metrologii elektronicznej i biomedycznej oraz optoelektronicznej techniki sensorowej.

e-mail: Anna.Cysewska@put.poznan.pl



Streszczenie

W artykule zaprezentowano wykorzystanie środowiska LabVIEW do badania transmitancji obiektów biologicznych poddanych w celach pomiarowych transiluminacji promieniowaniem w zakresie VIS. Przyjęty do badań model obiektu ma strukturę warstwową. Obiekty złożone są z różnych jakościowo warstw tkanek, które mogą być zestawione w dowolnej kolejności i grubości. Każda warstwa o zadawanej grubości opisana jest współczynnikami optycznymi, charakteryzującymi absorpcję, rozpraszanie i anizotropię rozpraszania. Wyniki modelowania prezentowane są w formie graficznej na oscylogramie oraz w postaci ciągu liczb w tabeli. Dane mogą być zapisane do pliku tekstowego lub konwertowane do skoroszytu Microsoft Excel. Zastosowany algorytm pozwala na prowadzenie symulacji wpływu długości drogi optycznej na natężenie promieniowania przepuszczonego przez ośrodki optyczne. Za pomocą oscylogramu można przeprowadzić analizę charakterystycznych punktów i rozdzielić czynniki transmitancji dla optycznie cienkich i optycznie grubych składowych drogi optycznej. Zastosowanie w modelowaniu wspomaganego komputerowego przyspiesza proces obliczeń, jest także narzędziem wspomagającym pozyskiwanie danych, umożliwia tworzenie wirtualnych wariantów modelu i doskonalenie metod badania w warunkach rzeczywistych.

Abstract

In the paper the description of a program for modeling of optical tissues properties is presented. This program that utilizes LabVIEW environment has been written in the language G and can be used for investigation of biological objects transilluminated with VIS radiation. The investigated object model is of layered homogeneous structure. Each layer is described by its thickness and optical coefficients, which specify absorption, scattering and anisotropy of scattering. Tissue layers may be arranged into various sets, changing arrangement order and thickness of particular layers. The total optical transmittances of objects are collected in tables and illustrated with respective plots. Data to be obtained allow a program user to record them as text files or convert to MS Excel file. The applied algorithm makes it possible to perform simulation how the optical pathway influences the intensity of light transmitted through optical media. Oscillograms enable analysis of the characteristic points where a given component layer is either optically thin or thick. Modeling with computer aid increases the speed of calculations and data collection as well as makes possible creating virtual variants of a model and improving measurements of real objects.

Słowa kluczowe: modelowanie, symulacja, sygnały biooptyczne, transiluminacja

Keywords: modeling, simulation, biooptical signals, transillumination.

1. Wprowadzenie

Wynikiem matematycznego modelowania zjawisk biooptycznych winno być sformalizowanie efektów interakcji światło-tkanki i ujęcie ich w postaci schematów strukturalnych i zbiorów zależności matematycznych. Wobec braku teorii, która w sposób kompleksowy wyjaśniałaby jednoznacznie charakter zachodzących zjawisk [1-3], nie jest to łatwe zadanie. Konieczne jest przyjęcie

założeń dotyczących stopnia i sposobu odzwierciedlenia biofizyki badanego obiektu i stanów jego właściwości optycznych. Przedstawione problemy dotyczą realizacji symulacji komputerowej interakcji światło-tkanki dla przyjętego modelu obiektu biologicznego. Model posiada strukturę warstwową, a badaniu podlega odpowiedź obiektu na działanie światła o określonej długości fali, tzn. rozpatrywane są mierzalne efekty zjawisk towarzyszących transmisji światła przez kolejne warstwy.

Komputerowa analiza odpowiedzi transiluminowanego zbioru tkanek umożliwiła doskonalenie metod badania jego cech w warunkach rzeczywistych oraz realizację pomiarów wirtualnych z możliwością symulacji zachowań obiektu. Matematyczne modelowanie, które w wystarczającym stopniu uwzględni istotne cechy i naturę obiektu, pozwala na symulację zachodzących procesów, co może być w niektórych przypadkach alternatywą dla pracochłonnych i bardzo kosztownych modeli fizycznych. Dysponując możliwością komputerowego kreowania obiektów wirtualnych, można w sposób analityczny oszacować biooptyczną odpowiedź obiektu na zadane wymuszenie optyczne w sytuacjach, gdy wykonanie pomiarów porównawczych jest niemożliwe ze względów etycznych lub technicznych. Z tych między innymi przyczyn zauważalna jest obecnie tendencja do tworzenia wzorców wirtualnych, dostępnych dla określonego grona użytkowników.

Opracowanie aplikacji wspomagających proces modelowania transmisji promieniowania optycznego przez warstwy tkanek oparto na środowisku programowym firmy National Instruments znanym pod komercyjną nazwą LabVIEW [4-7]. W rozpatrywanym przypadku szczególnie istotne są takie jego zalety jak przejrzystość, łatwość edycji oraz możliwość poszukiwania i usuwania błędów. Utworzony z użyciem LabVIEW program imituje realizację transiluminacji rzeczywistego obiektu.

2. Założenia do modelowania

Program bazujący na zintegrowanym środowisku LabVIEW ma służyć pozyskiwaniu danych charakteryzujących zjawiska związane z propagacją promieniowania, której przejawami w rozpatrywanym przypadku są pochłanianie oraz transmisja części nie pochłoniętej. Nie rozpatruje się wpływu odbicia po stronie wejściowej obiektu, gdyż wielkością wymuszającą jest promieniowanie efektywnie wnikaące do obiektu od tej jego strony.

Program służy do zbierania danych związanych z propagacją promieniowania przez obiekt, który opisany jest parametrami rozpraszania, pochłaniania, anizotropii oraz zmieniającą się długością drogi optycznej. Obiekt traktowany jest jako medium optyczne stanowiące zawieszinę komórek w wodzie. Uzyskiwane wyniki transiluminacji tkanek dotyczą obiektu optycznie cienkiego i obiektu optycznie grubego z możliwością analizy właściwości w punkcie

granicznym tj. w punkcie przejścia z optycznie cienkiego w optycznie gruby. Każdą ze składowych warstw charakteryzuje zmieniająca się wartość drogi optycznej oraz zbiór współczynników optycznych: współczynnika absorpcji a [1/cm], współczynnika rozpraszania s [1/cm] i bezwymiarowego współczynnika anizotropii rozpraszania g . Długość drogi optycznej d podczas propagacji promieniowania w transiluminowanym obiekcie decyduje o jego selektywnej natężeniowej transmitancji T . Jeśli dla określonej długości fali $\lambda = \text{const}$ zachodzi zależność [3, 6]:

$$d \leq \frac{1}{a+s} \quad (1)$$

to transmitancję T obiektu określa zależność:

$$T = 10^{-a \cdot d} \cdot 10^{-s(1-g)d} \quad (2)$$

i obiekt traktowany jest jako optycznie cienki, a jego współczynnik anizotropii rozpraszania jest bliski 0. Natomiast kiedy droga optyczna ma wartość dużo większą od odwrotności sumy współczynników absorpcji i rozpraszania, czyli:

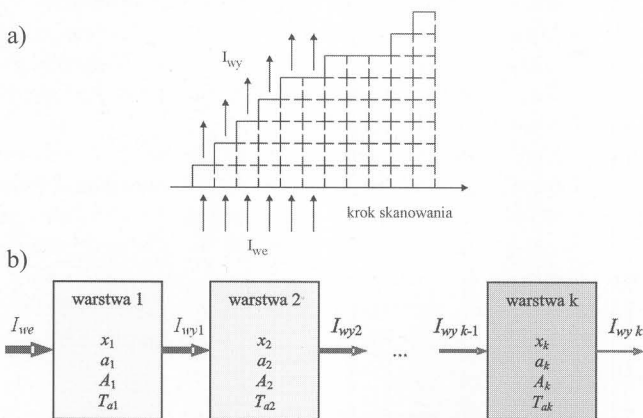
$$d \gg \frac{1}{a+s} \quad (3)$$

wówczas transmitancję T obiektu oblicza się z zależności:

$$T = 10^{-a \cdot d} \left[10^{-s \cdot d} + g \left(1 - 10^{-s \cdot d} \right) \right] \quad (4)$$

Obiekt traktuje się jako optycznie gruby, a jego współczynnik anizotropii rozpraszania g przybiera wartości z przedziału $0 < g < 1$.

Realizowane procedury pozwalają na dobór takich parametrów jak liczba warstw, długość drogi optycznej oraz współczynniki optyczne a , s , g . Istotna jest grubość optyczna złożonego obiektu, gdyż wpływa ona na efektywną transmisję, czyli na natężenie I_{wy} przepuszczonego promieniowania (rys. 1). Każda z wyróżnionych warstw jest reprezentantem określonego składnika w strukturze rzeczywistego obiektu. Odzworowaniem warstwy w układzie jednowymiarowym jest zbiór kwadratów (ścian sześcianów) poukładanych obok siebie według określonego schematu zastosowanego w procesie symulacji transmitancji układu. W kolejnych krokach transiluminacji ustalana jest transmitancja modelu warstwowego, bazującego na schodkowej zmianie jego grubości.



Rys. 1. Schemat schodkowego odwzorowania warstwowej struktury obiektu w procesie symulacji transmitancji (a) oraz transmisji promieniowania w obiekcie k -warstwowym, dla którego wypadkowa transmitancja natężeniowa T jest iloczynem efektywnych transmitancji poszczególnych warstw (b).

Modelowanie właściwości obiektu przewidziano dla różnych długości fali prześwietlającej, w związku z czym programy wyposażono w bazy parametrów, które w prosty sposób można edytować z poziomu pulpitu lub diagramu. W programach zdefiniowano typowe warstwy tkanek: skóra, kość, mięsień, krew tętnicza, krew żylna, naczynia krwionośne, tłuszcz i grupa określona jako tkanki pozostałe. Do bazy parametrów tkanek w prezentowanej wersji wprowadzono wartości dla przykładowej długości fali 660 nm, dla której krew i inne składniki żywych tkanek wykazują znaczną i różnicowaną przezierność.

Poszczególne składowe warstwy obiektu poddawane są skanującej transiluminacji z określonym minimalnym skokiem ustalonym przez operatora. Możliwa jest symulacja zmian jakościowych i ilościowych w strukturze poszczególnych warstw, np. przez wymuszanie frakcji wody F_w oraz frakcji komórek tkankowych $F_1 \dots F_n$. Każdy elementarny blok traktowany jest jako jednorodny obiekt opisany transmitancją T i współczynnikami optycznymi a , s , g .

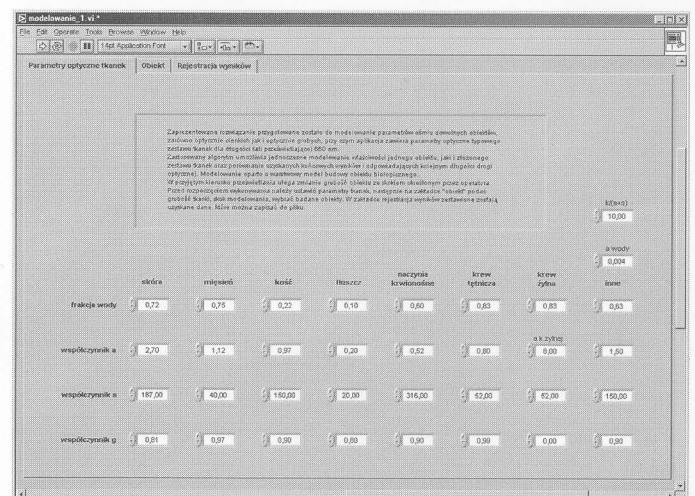
Parametry przyjęte przez operatora na etapie edycji danych mają znaczny wpływ na uzyskane wyniki modelowania szczególnie w pobliżu punktów granicznych. Duży krok skanowania może wywołać zbyt znaczące zmiany transmitancji obiektu i nieprawidłową interpretację uzyskanych wyników. Przyjęto, że najmniejszy element rozpatrywanego układu pochodzi od warstwy zawierającej krew tętnicza i ma wartość $1,7 \mu\text{m}$, co po powiększeniu o absorpcyjny składnik, którym jest woda, daje wartość $10,0 \mu\text{m}$. Jest to wymiar boku najmniejszego sześcianu w przestrzennej strukturze badanego modelu. Kolejny krok skanowania powoduje dołożenie do już istniejącej warstwy dodatkowej o tej samej grubości. Każda z warstw jest dzielona na n elementów: przez każdy z nich zostaje przepuszczone promieniowanie i zbadana reakcja wyjściowa. Analiza uzyskanych danych pozwala określić poziom wyjściowego sygnału promieniowania I_{wy} oraz wartość transmitancji dla zmieniającej się grubości warstwy. Symulacja pozwala zbadać przedziały, w których obiekt traktowany jest jako optycznie cienki lub optycznie gruby.

Utworzone praktyczne aplikacje oprogramowania dotyczą wyznaczania i wizualizacji efektywnej transmisji promieniowania przez obiekt jednorodny [8] i wieloskładnikowy obiekt [9, 10] oraz trójwymiarowego modelowania transmitancji. W rozdziale 3 przedstawiono wybrane fragmenty pierwszej aplikacji, która stanowi podstawę pozostałych.

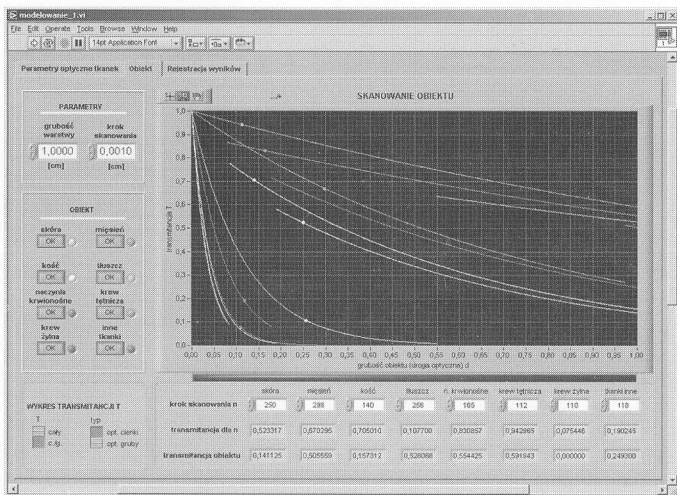
3. Opis programu do wyznaczania i wizualizacji efektywnej transmisji promieniowania przez jednorodny obiekt

Program przygotowany został w oparciu o wcześniejsze założenia tj.: łatwe wprowadzanie danych optycznych i ich zmiana, dowolna konfiguracja obiektu, wizualizacja wyników modelowania, rejestracja uzyskanych danych. Pulpit operatora zestawiono z trzech zakładek. Pierwsza to: *parametry optyczne tkanek*, a druga: *obiekt jednoimienny* dotyczą wprowadzania danych optycznych poszczególnych tkanek oraz wizualizacji wyników modelowania. W trzeciej zakładce: *rejestracja wyników* zostają zestawione uzyskane wyniki.

W zakładce pierwszej (rys. 2) umieszczono krótką charakterystykę programu, opis możliwości modyfikacji, wskazówki związane z obsługą oraz pole edycji parametrów optycznych tkanek. W pola te wprowadza się wartości współczynników a , s , g , które dotyczą poszczególnych tkanek, zawartości wody w każdej tkance, jej absorpcji oraz kryterium rozpatrywania charakteru badanego obiektu (cienki lub gruby optycznie). Łącznie operator ma możliwość



Rys. 2. Zakładka parametry optyczne tkanek pulpitu operatora.

Rys. 3. Zakładka *obiekty* pulpitu operatora.

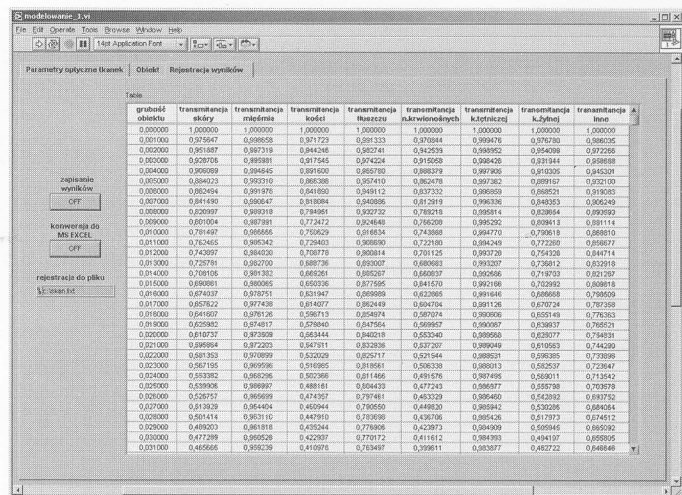
wprowadzenia 29 parametrów prześwietlanych warstw. Program po uruchomieniu pobiera dane potrzebne do wykonania symulacji i ich wartości pozostają niezmiennie w czasie transiluminacji z wyjątkiem długości drogi optycznej. Wartości parametrów mogą zostać zmodyfikowane po wykonaniu programu.

Zakładka *obiekty* zestawiona jest z czterech obszarów (rys. 3). W każdym z nich możliwa jest konfiguracja procesu prześwietlania oraz wizualizacja wyników. Przygotowanie procesu modelowania dotyczy wyboru prześwietlanych tkanek, ich grubości, wizualnej prezentacji transmitancji obiektu z uwzględnieniem jego kwalifikacji jako optycznie cienkiego lub grubego. Dla każdej tkanki włączenie przycisku umieszczonego przy jej nazwie powoduje dołożenie elementu do przygotowanego zestawu, co potwierdzone jest zaświeceniem kontrolki obok przycisku.

Każda wartość parametru w programie może być wprowadzona z klawiatury lub ustawiona z wykorzystaniem elementu regulacyjnego umieszczonego obok pola edycyjnego. W obszarze *parametry* należy wprowadzić grubość warstw i krok skanowania. Transmitancja poszczególnych obiektów wykreślona jest na oscylogramie jedną grubością linii w kolorach kontrolki umieszczonej obok przycisków. W obszarze *wykrzes transmitancji T* istnieje możliwość identyfikacji fragmentów przebiegów przez rozdzielanie na części optycznie cienkie i grube. Dla tych odcinków występuje w punkcie rozdzielania skokowa zmiana transmitancji tkanki. Obraz transmitancji T przedstawiony na wykresie jest wartością względną wyznaczoną według zależności 2 i 4, i przedstawioną w funkcji grubości obiektu. Pod ekranem z przebiegiem transmitancji znajduje się kontrolka sygnalizacji procesu skanowania, która zapala się na czas skanowania i gaśnie po jego zakończeniu. Poniżej umieszczone są pola wynikowe, za pomocą których możliwe jest ustalenie wartości odpowiedzi na wymuszenie świetlne dla n -tego kroku skanowania. Podana jest także dla danej tkanki wartość jej transmitancji wypadkowej. Wybrany krok skanowania na przebiegu jest oznaczony punktem. Wykorzystując umieszczone nad lewym narożnikiem wykresu ikony, operator ma możliwość wprowadzenia kursorów oraz powiększenia i przesuwania ekranu.

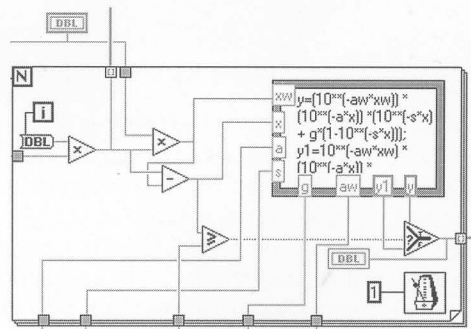
W zakładce *rejestracja wyników* przedstawionej na rys. 4, automatycznie po zakończonej transiluminacji, pojawia się tablica z zestawieniem wyników symulacji.

W kolumnach podawana jest wartość transmitancji natężeniowej dla przyrastającej długości drogi optycznej (grubości warstw). Wartości transmitancji tkanek zestawione są wierszami dla odpowiadających skanowaniu iloczynowi $n \cdot \Delta L$. W przypadku, gdy liczba danych jest znaczna, obok tablicy wyświetlone zostają paski do przewijania wypełnionego zakresu. Przyjęto format prezentowania danych z modelowania do „6 miejsca po przecinku”. Wyniki kalkulacji mogą zostać eksportowane do Microsoft Excel oraz zapisane do pliku w postaci zbioru tekstowego (*txt*). Takie rozwiązanie daje możliwość dalszej edycji uzyskanych z modelowania wartości parametrów. Do zapisanych w pliku danych dołączony zostaje krótki

Rys. 4. Zakładka *rejestracja wyników* pulpitu operatora.

komentarz zawierający informację o warunkach skanowania tj. grubości obiektów, kroku skanowania, długości fali świetlnej. Nazwa pliku i jego lokalizacja podana na rysunku 4 jest przykładowa i zapis ten można zmienić, pamiętając o typowej konwencji stosowania znaków przy pisaniu ścieżki lokalizacji pliku.

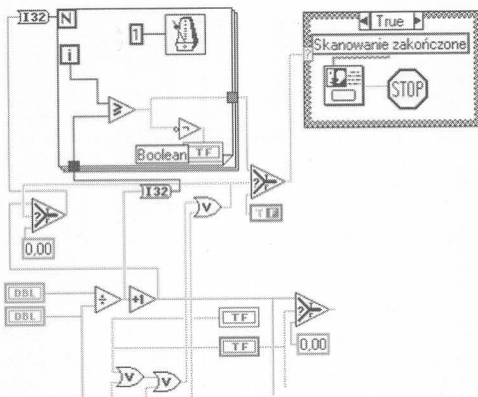
Dla korzystającego z programu operatora nie jest widoczny jego kod w języku *C*. W menu *Window (LabVIEW)* można natomiast zapoznać się z kodem graficznym. Jego wybrane fragmenty zostały przedstawione poniżej. Podstawowymi blokami tworzącymi diagram są układy: przygotowania parametrów optycznych, kalkulacji transmitancji obiektów optycznie cienkich i optycznie grubych, separacji wyników, przeszukiwania wyników, formatowania, prezentacji i zapisu do pliku. Blok obliczania transmitancji natężeniowej prześwietlanej warstwy przedstawiono na rys. 5.



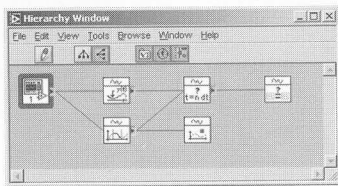
Rys. 5. Człon kalkulatoryjny diagramu.

Doprowadzone do pętli *For Loop (FL)* dane zostają po niewielkich modyfikacjach przekazane na wejścia struktury *Formuła Node (FN)* widocznej na schemacie jako prostokąt z szarym pogrubionym obramowaniem. Po jego bokach umieszczone są znaczniki-złącza, za pomocą których pobierane są dane lub wysyłane wyniki obliczeń. Wejścia mają obramowanie zaznaczone cieniem, natomiast wyjścia (y , $y1$) linią grubą. Wewnątrz *FN* zapisane są równania na transmitancję modelu obiektu biologicznego. Dla każdego kroku sprawdzany jest warunek bycia obiektem optycznie cienkim lub grubym. Na wyjściu y otrzymuje się transmitancję dla składowych optycznie grubych, a na wyjściu $y1$ – dla optycznie cienkich. Dane te są rozdzielane, a następnie segregowane dla danego typu tkanki. Zawartość pętli *FL* wykonuje się N razy, gdzie N jest liczbą całkowitą ustaloną przez grubość warstwy i krok zmiany wartości drogi optycznej, czyli do chwili, gdy wartość iloczynu $N \cdot \Delta L$ zrówna się z grubością warstwy. Część parametrów w trakcie prześwietlania obiektu pozostaje stała: dotyczy to np. współczynników absorpcji, anizotropii, rozpraszania, frakcji wody w tkance i współczynnika absorpcji a_w . Inne parametry, takie jak grubość warstwy tkanki czy warstwy wody, zmieniają się krokowo o przyrost Δd wyznaczony z wartości wprowadzonej przez operatora. Zestawione wartości transmitancji

tkanki, opatrzone odpowiednimi indeksami, wprowadza się do bloku przeszukiwania skanowań, który umożliwia ustalenie transmitancji w dowolnym wykonanym kroku skanowania, oraz do bloku wizualizacji przebiegu na oscylogramie. Blok ten umożliwia prezentację na oscylogramie całej wyznaczonej charakterystyki, a także fragmentu optycznie cienkiej i optycznie grubej składowej. Po wykonanym skanowaniu i wygaszeniu kontrolki procesu użytkownik zostaje powiadomiony dodatkowym komunikatem wygenerowanym dla warunku *TRUE* w pętli *CASE* bloku dialogu z operatorem. Podstawowy fragment diagramu tego bloku przedstawiono na rysunku 6.



Rys. 6. Diagram bloku dialogu z operatorem.



Rys. 7. Zestawienie zastosowanych podprogramów.

W czasie trwania programu głównego uruchamiane są także zawarte w nim podprogramy. Zaznaczone są one na schemacie jako kwadratowe ikony z naniesionym rysunkiem przybliżającym ich funkcje. Często stosuje się takie rozwiązania, np. gdy program główny staje się zbyt rozbudowany, edycja jest utrudniona ze względu na rozmiary kodu, na schemacie powtarzają się określone grupy elementów lub można zastosować gotowy kod dołączony do środowiska. Utworzony podprogram musi być widoczny przez program główny, gdyż przy uruchamianiu tworzony jest link, po którym odbywa się wymiana danych między nimi. Zarówno program główny, jak i dołączone podprogramy mają typowe rozszerzenia plików *LabVIEW* tj. „.vi”. Między programem głównym a podprogramami tworzy się hierarchia wynikająca ze strumienia przekazywanych danych. Na rys. 7 przedstawiony został schemat blokowy powiązań programu głównego i podprogramów.

4. Podsumowanie

Podjęto próbę opracowania pomiarowego modelu, który w wystarczającym stopniu uwzględni istotne cechy i naturę obiektu, umożliwiając wiarygodną symulację zachodzących procesów, co w praktyce może być alternatywą dla pracochłonnych i bardzo kosztownych modeli fizycznych. Przygotowany program sprawdza się w modelowaniu właściwości optycznych obiektów złożonych z różnego typu tkanek. Jego podstawowe zalety to łatwość i przejrzystość obsługi, dowolna konfiguracja łączonych tkanek, kolorowa wizualizacja przebiegu transmitancji przez poszczególne warstwy, możliwość przeszukiwania transmitancji w kolejnych krokach skanowania, zestawienie wyników w tabeli (zakładka rejestracji wyników) a także rejestracja do pliku tekstowego i konwersja do Microsoft Excel. Program jest przy-

kładem wykorzystania graficznego języka programowania jako narzędzia wspomagającego modelowanie właściwości optycznych zbioru tkanek. Ułatwia komputerową symulację interakcji światło-tkanki dla przyjętego modelu obiektu biologicznego, umożliwiając badanie efektywnej transmisji promieniowania przez obiekt o zmiennej długości drogi optycznej. Symulacja pozwala zbadać przedziały, w których obiekt traktowany jest jako optycznie cienki lub optycznie gruby. Zastosowanie odpowiedniego algorytmu pozwala na tworzenie wirtualnych wariantów modelu oraz umożliwia jego adaptację i modyfikację. Do opisu można wprowadzić dowolne składowe, odzwierciedlające wpływ zdecydowanie patologicznych lub mało znaczących zjawisk. Możliwe jest poszukiwanie efektów interakcji ekstremalnych i ocena efektywności realizacji pomiarów. Pozwala to na udoskonalenie metod badania cech obiektu w warunkach rzeczywistych oraz realizację pomiarów wirtualnych z możliwością symulacji zachowań obiektu.

Zastosowanie opracowanego programu do modelowania właściwości optycznych niejednorodnego zbioru tkanek pozwala na tworzenie wirtualnych wariantów modeli oraz umożliwia ich adaptację i modyfikację. W tym celu można wprowadzić do opisu dowolne składowe, odzwierciedlające wpływ zdecydowanie patologicznych lub mało znaczących zjawisk, poszukiwać efektów interakcji ekstremalnych dla obiektu i oceniać efektywność realizacji pomiarów.

5. Literatura

- [1] Cysewska-Sobusiak A.: One-dimensional representation of light-tissue interaction for application in noninvasive oximetry, *Optical Engineering*, 1997, Vol. 36, No 4, pp. 1225-1233.
- [2] Cheong W.F., Prael S.A., Welch A.J.: A review of the optical properties of biological tissues, *IEEE J. Q. Electron.*, 1990, 26, pp.2166-2185.
- [3] Cysewska-Sobusiak A.: Modelowanie i pomiary sygnałów biooptycznych, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2001.
- [4] Lesiak P., Świsulski D.: Komputerowa technika pomiarowa w przykładach, Agenda Wydawnicza PAK, Warszawa 2002.
- [5] Johnson G.W.: *LabVIEW Power Programming*, McGraw-Hill, Inc. 1998.
- [6] *LabVIEW User Manual*. National Instruments Corporation, Austin 2001.
- [7] Taczala W.: Środowisko LabVIEW w eksperymencie wspomaganym komputerowo, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 2002.
- [8] Cysewska-Sobusiak A., Krawiecki Z.: Application of computer simulation in modeling of biooptical properties of a slab of living tissues, *Proc. of the Second European Medical and Biological Engineering Conference EMBEC'02, Vienna, 2002, 2, pp. 1192-1193.*
- [9] Krawiecki Z.: Program do wyznaczania i wizualizacji efektywnej transmisji promieniowania przez złożony obiekt, *Mat. XIII Krajowej Konferencji Naukowej Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna KBIB'03, Gdańsk, 11-13 września 2003, s. 901-906.*
- [10] Krawiecki Z.: Prezentacja w środowisku LabVIEW właściwości optycznych jednorodnych obiektów, *Mat. Międzynarodowej Konferencji Zastosowanie Metod Matematycznych i Komputerów w Nauce i Technice, Kraków 2004, kwartalnik AGH Górnictwo i Geoinżynieria, 2004, 4(2).*

Title: Application of the LabVIEW environment for modeling of optical tissues properties.