Dr inż. Wioletta Nowak

Wrocław, r.ak. 2010-2011

Instytut Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej
Politechnika Wrocławska

Automatyka i robotyka_Laboratorium IB. Konspekt do ćwiczenia laboratoryjnego.

DYNAMIKA OBIEKTÓW, IDENTYFIKACJA ICH WŁAŚCIWOŚCI DLA POTRZEB UKŁADÓW AUTOMATYKI

UKŁAD REGULACJI ODRUCHU ŹRENICZNEGO NA ŚWIATŁO

Obiektem badań jest układ regulacji fizjologicznego odruchu źrenicznego na światło (Pupil Light Reflex – PLR). PLR to odpowiedź tęczówki na zmiany intensywności światła padającego na siatkówkę. Wzrost lub spadek poziomu oświetlenia aktywuje mięśnie tęczówki do zmiany rozmiaru źrenicy w celu utrzymania stałego poziomu oświetlenia. Ten dwu elementowy system otrzymuje światło jako sygnał wejściowy i odpowiada zmianami (ruchem) mięśni tęczówki, które zmieniają rozmiar źrenicy czyli aperturę w układzie optycznym oka.

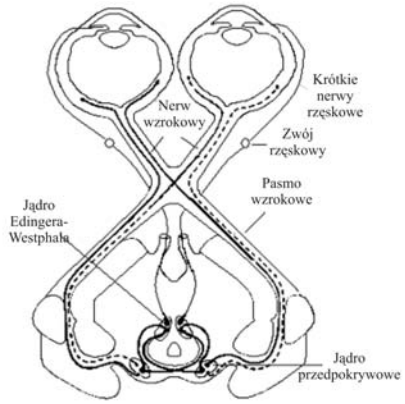
1. Opis obiektu badań

Rozmiar źrenicy oka ludzkiego (średnica lub powierzchnia źrenicy) jest determinowany przez antagonistycznie działające mięśnie tęczówki, zwieracz i rozwieracz źrenicy, które są unerwione odpowiednio przez nerwy przywspółczulne i współczulne. Zwieracz źrenicy składa się z włókien gładkich i ma postać płaskiego pierścienia o szerokości 1 mm leżącego w tylnej części zrębu tęczówki, blisko brzegu źrenicy. Rozwieracz źrenicy składa się z promieniście ułożonych włókien mięśniowych, które rozciągają się od obwodu tęczówki ku środkowi źrenicy. Schematyczny mechanizm działania tych mięśni przedstawia Rys.1.

Rys.1. Schematyczny mechanizm działania mięśni tęczówki.

Rozmiar źrenicy oka ludzkiego zależy między innymi od wartości natężenia oświetlenia siatkówki, stanu akomodacji oka oraz różnych czynników sensorycznych i emocjonalnych. Zależność rozmiaru źrenicy od wartości natężenia oświetlenia siatkówki określana jest mianem odruchu źrenicznego na światło (tzw. Pupil Light Reflex- PLR). Odruch PLR jest najpopularniejszym i jednocześnie najczęściej wykorzystywanym w praktyce medycznej odruchem źrenicznym. Odruch PLR jest systemem pętli zamkniętej nerwowego sprzężenia zwrotnego. Zadaniem odruchu jest regulacja

(poprzez zmianę rozmiaru źrenicy) ilości światła padającego na siatkówkę. Schemat łuku odruchowego PLR przedstawiono na Rys.2.

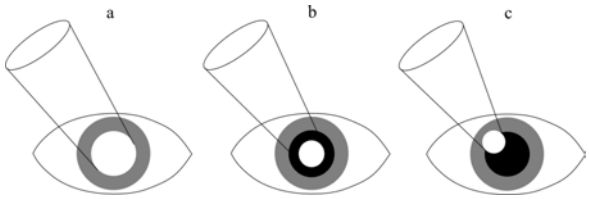


Rys. 2. Schemat łuku odruchowego reakcji źrenicy na światło.

Nerwową drogę odruchu PLR można podzielić na drogę dośrodkową i odśrodkową. Droga dośrodkowa rozpoczyna się na poziomie siatkówki, dalej biegnie nerwem wzrokowym do skrzyżowania nerwowego, gdzie częściowemu skrzyżowaniu ulegają drogi źreniczne z oka lewego i prawego. Dalej wzdłuż pasm wzrokowych kieruje się w stronę ciała kolankowatego bocznego, przed którym odłącza się od drogi wzrokowej, podążając do pola przedpokrywowego okolicy przedczworaczej śródmózgowia, gdzie następuje połączenie międzyneuronowe. Następnie włókna krzyżują się i biegną przez spoidło tylne do przeciwległego jądra dodatkowego nerwu okoruchowego (jądra Edingera-Westphala). Efekt krzyżowania włókien nerwowych z lewego i prawego oka odpowiada za konsensulaność odruchu PLR. Efekt ten polega na synchronicznej reakcji źrenicy oka nieoświetlonego, gdy oświetla się drugie oko. Przebieg drogi odśrodkowej zależy od typu unerwienia (przywspółczulne unerwienie zwieracza lub współczulne unerwienie rozwieracza).

Charakterystyka czasowa odruchu PLR zależy od stanu układów anatomicznych związanych z drogą odruchu, od reakcji siatkówki, procesów przewodzenia układu nerwowego oraz własności mięśni tęczówki. Ponadto odruch PLR zależy od rodzaju i parametrów pobudzenia świetlnego. Analiza odruchu PLR jest stosowana jako metoda diagnostyczna między innymi w: neurologii do badania schorzeń neurologicznych (udary, choroba Parkinson'a, choroba Alzheimer'a, epilepsja i inne uszkodzenia autonomicznego układu nerwowego); farmakologii klinicznej (badanie wpływu leków i substancji psychotropowych); neuro-okulistykce (badanie stanu czynnościowego układu nerwowego i drogi wzrokowej); psychiatrii (badanie schizofrenii i ocena odruchów psychosensorycznych) oraz kryminalistyce (wykrywanie narkotyków w organizmie człowieka oraz ocena stanów emocjonalnych).

Dostępne komercyjnie urządzenia do badania reaktywności źrenicy (tzw. Pupillometry) wykorzystują głównie wizyjne metody rejestracji. Tor akwizycji informacji w takich układach składa się najczęściej z elementu detekcyjnego, układu optycznego do rzutowania obrazu źrenicy na ten element, systemu pobudzającego oraz układu pamiętająco-analizującego. Rodzaj elementu detekcyjnego stosowanego w takich urządzeniach uzależniony jest od wykorzystywanej zasady pomiarowej. Najnowsze rozwiązania używają systemów detekcyjnych rejestrujących promieniowanie IR odbite od tęczówki, co pozwala na rejestrację obrazu źrenicy w ciemności. Zaletą zastosowania do oświetlenia oka promieniowaniem IR jest brak wpływu tego promieniowania na rozmiar źrenicy (tzn. nie wywołuje ono reakcji źrenicy). Istniejące urządzenia umożliwiają rejestrację odruchu PLR wywołanego przez rzutowanie pobudzenia świetlnego w trzech różnych konfiguracjach (Rys.3).

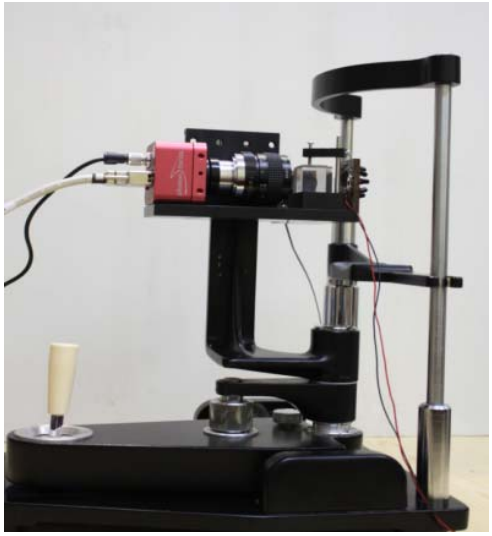


Rys. 3. Typy rzutowania pobudzenia.

Na rycinie 3.a. przedstawiono oświetlenie źrenicy w warunkach normalnych, kiedy światło rzutowane jest na całą źrenicę (tzw. pętla normalna zamknięta). Ilość światła padająca na siatkówkę zależy w takim przypadku od powierzchni źrenicy, co może wprowadzać błędy związane z brakiem kontroli nad ilością tego światła. Rycina 3.b. przedstawia oświetlenie źrenicy w warunkach pętli otwartej, kiedy średnica wiązki światła pobudzającego jest mniejsza od minimalnej średnicy źrenicy (tzw. rzutowanie Maxwelliana). Rozmiar źrenicy nie wpływa więc na oświetlenie siatkówki, co pozwala na łatwą kontrolę ilości padającego nań światła pobudzającego. Istnieje jeszcze trzeci typ rzutowania pobudzenia tzw. krawędziowe oświetlenie źrenicy, kiedy światło rzutowane jest na krawędź tęczówka– źrenica [rycina 3.c]. Niestety ten typ rzutowania również wprowadza błędy poprzez trudność kontroli ilości światła padającego na siatkówkę**.** Parametry zastosowanego pobudzenia mogą być regulowane zarówno w zakresie kształtu [np. błysk, skok, seria błysków] jak i amplitudy [różne natężenia światła].

Istniejące rozwiązania aparaturowe oferują również różne techniki analizy, np. wyznaczanie parametrów charakterystycznych bezpośrednio ze zmierzonych charakterystyk czasowych poprzez analizę w dziedzinie czasu lub częstotliwości.

W Instytucie Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej badania pupillometryczne wykonywane są na własnym, oryginalnym pupillometrze POLWRO (zdjęcie układu na Rys.4.).

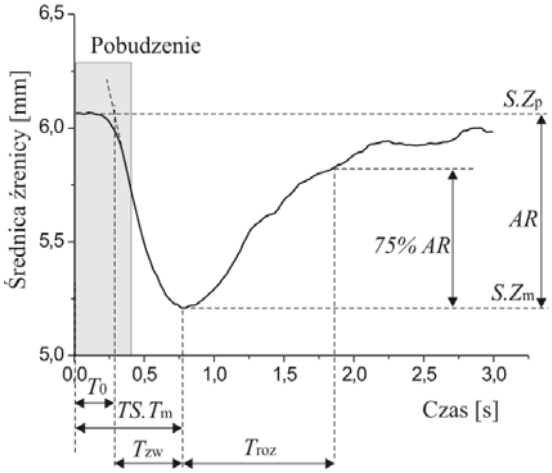


Rys.4. Zdjęcie pupillometru POLWRO.

Pomiary przeprowadzane są po adaptacji pacjenta do ciemności i kalibracji układu do cech anatomicznych badanego pacjenta. Podczas pomiaru, pacjent powinien unikać mrugania, poruszania głową oraz powinien prawidłowo fiksować wzrok.

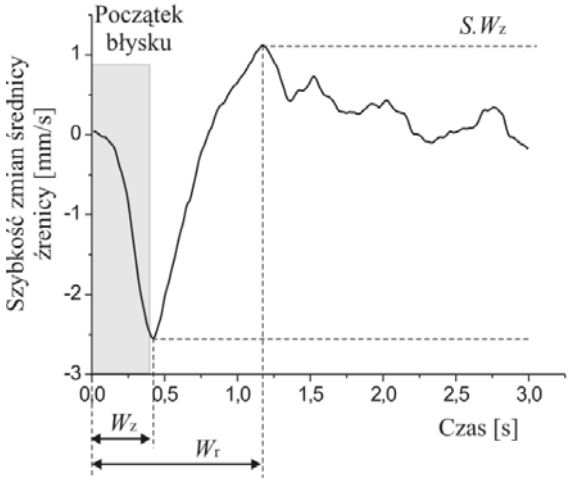
W zależności od typu zastosowanego bodźca świetlnego można obserwować różne kształty odpowiedzi czasowej odruchu PLR [Rys.5.]. Zaprezentowane charakterystyki przedstawiają zmiany średnicy źrenicy w funkcji czasu oraz szybkość tych zmian. Dodatkowo na wykresach zaznaczono parametry opisujące te zależności.

Odpowiedź PLR na pojedynczy błysk światła



a) Zmiany średnicy źrenicy w funkcji czasu

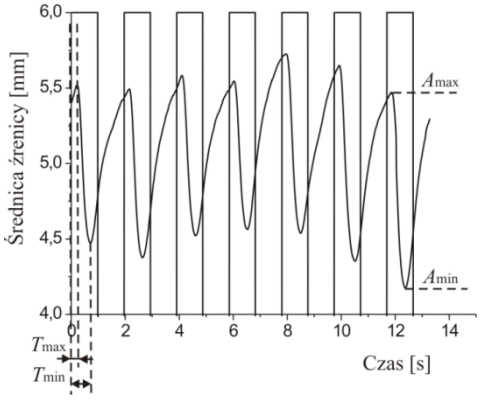
*T*0 - czas opóźnienia zwężenia.
*S.Z*m - średnica źrenicy w maks. zwężeniu.
AR - amplituda reakcji.
*TS.T*m - czas osiągnięcia maks. zwężenia.
*T*zw – czas zwężania
*T*roz – czas rozszerzania



a) szybkość zmian średnicy źrenicy w funkcji czasu

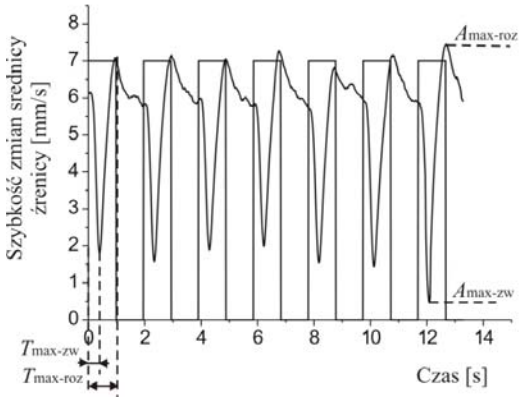
*W*z - czas osiągnięcia maks. szybkości zwężania.
*W*r - czas osiągnięcia maks. szybkości rozszerzania.
*S.W*z – wartość maks. szybkości zwężania.
*S.W*r – wartość maks. szybkości rozszerzania.

Odpowiedź PLR na serię błysków światła



c) zmiany średnicy źrenicy w funkcji czasu

*T*max - Czas osiągnięcia maks. średnicy.
*T*min - Czas osiągnięcia min. średnicy.
*A*max - Maks. średnica źrenicy średnicy.
*A*min - Min. średnica źrenicy średnicy.



d) szybkość zmian średnicy źrenicy w funkcji czasu

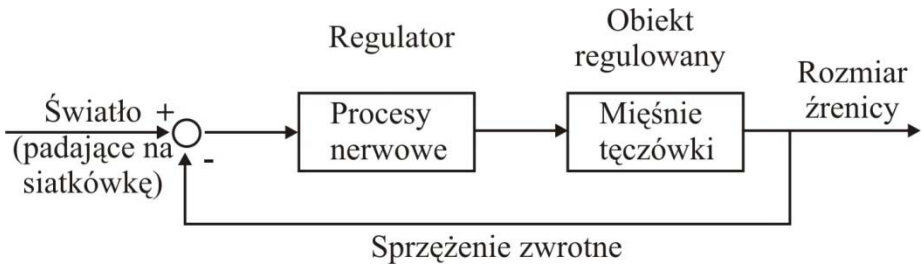
*A*max-zw - Maks. szybkość zwężania.
*A*max-roz - Maks. szybkość rozszerzania
*T*max-zw - Czas osiągnięcia maks. szybkości zwężania.
*T*max-roz -Czas osiągnięcia maks. szybkości rozszerzania.

Rys. 5. Kształty charakterystyk czasowych odruchu PLR oraz opisujące je parametry.

2. Schemat funkcjonalny odruchu PLR

Modelowanie odpowiedzi odruchu źrenicznego na pojedynczy błysk światła

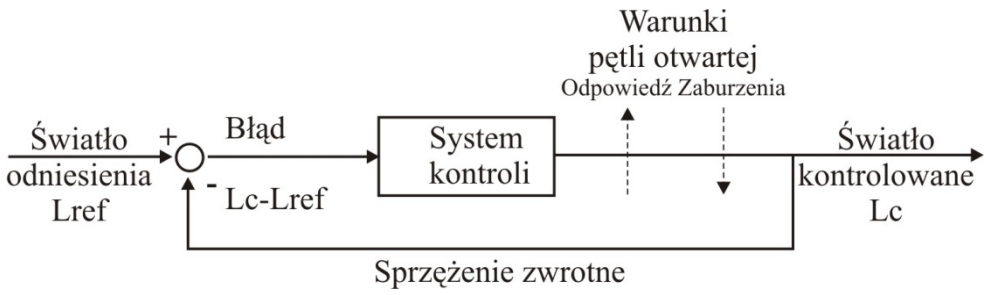
Rys.6 przedstawia blokowy schemat funkcjonalny PLR. Pierwszy blok przedstawiony na Rys.6 reprezentuje wszystkie procesy nerwowe związane z odruchem PLR, włączając receptory w siatkówce. Generuje on sygnał kontroli nerwowej, który jest wysyłany do drugiego bloku reprezentującego muskulaturę tęczówki, włączając jej geometryczną konfigurację. Sygnał wejściowy dla tego bloku stanowi sygnał kontroli nerwowej z pierwszego bloku, sygnałem wyjściowym jest rozmiar źrenicy. System wymaga sprzężenia zwrotnego, ponieważ kiedy źrenica (otwór w tęczówce) zmniejsza swój rozmiar, redukuje to ilość światła na siatkówce.



Rys.6. Model systemu PLR. Światło padające na siatkówkę stymuluje nerwowy regulator który generuje sygnał nerwowy który jest wysyłany do mięśni tęczówki, tzn. obiektu regulowanego. System angażuje sprzężenie zwrotne ponieważ kiedy źrenica (otwór w tęczówce) redukuje swój rozmiar, to redukuje światło padające na siatkówkę. Jest to rozpatrywane jako ujemne sprzężenie zwrotne ponieważ pozytywny wzrost w odpowiedzi (w tym przypadku redukcja rozmiaru źrenicy), prowadzi do spadku poziomu stymulacji (tzn. światła padającego na siatkówkę).

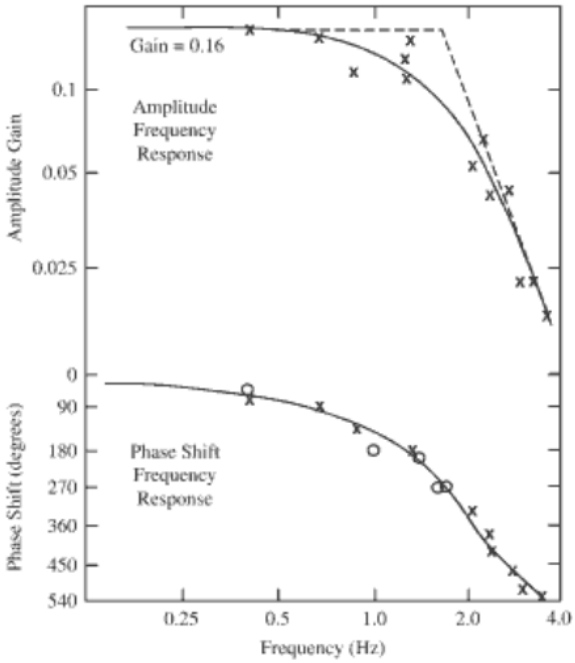
Model systemu przedstawiony na Rys.6 demonstruje siłę i słabości analizy systemowej. Przez skompresowanie liczby złożonych procesów w pojedynczą „czarną skrzynkę" i prezentacja tych procesów przez równanie o jednym wejściu i jednym wyjściu, model systemu może dostarczyć zwięzłej, bardzo uproszczonej reprezentacji bardzo skomplikowanego systemu. Czasem nie ma potrzeby zrozumienia jak proces biologiczny realizuje określone zadanie. Tak długo jak można zadokumentować pewne jego zachowania ilościowo (co pozwala na konstrukcję równania wejście-wyjście), można zwykle skonstruować reprezentację systemu. To pozwala na analizę zachowania systemu dla szerokiego (możliwe że niefizjologicznego) zakresu stymulacji lub włączenie tego procesu w analizę większego systemu.
Jednakże, ta zdolność to redukcji złożoności procesu do kilku elementów, gdzie każdy jest reprezentowany przez pojedyncze równanie, oznacza że te modele nie dostarczają wielu spostrzeżeń jak proces lub procesy są zaimplementowane przez kolejne warstwy mechanizmu fizjologicznego.
Do kompletnego opisu PLR, należy zauważyć że zmiany w rozmiarze źrenicy tzw. wyjście systemu, zmieni ilość światła padającego na siatkówkę, tzn. wejścia systemu. Stąd, wyjście oddziałuje na wejście, kreując klasyczny system kontroli z tzw. ujemnym sprzężeniem zwrotnym, ponieważ wzrost w stymulacji świetlnej generuje wzrost w odpowiedzi – w tym przypadku zmniejszenie rozmiaru źrenicy- zmniejszając ilość światła padającego na siatkówkę i równoważąc w pewnym zakresie, wzrost stymulacji świetlnej. W odruchu PLR, spadek w ilości światła na siatkówce produkowany przez spadek rozmiaru źrenicy nie kompensuje w pełni wzrostu poziomu stymulacji zatem wzmocnienie sprzężenia zwrotnego jest mniejsze niż jeden.

Rys.7. przedstawia uproszczoną reprezentację systemu PLR. Kontrolowaną zmienną jest ilość światła padającego na siatkówkę, Lc. Poziom światła referencyjnego, Lref, to poziom z którym porównywana jest wartość Lc. Różnica (błąd) Lc-Lref, jest sygnałem który stanowi wejście systemu kontroli.



Rys.7. Uproszczony model PLR.

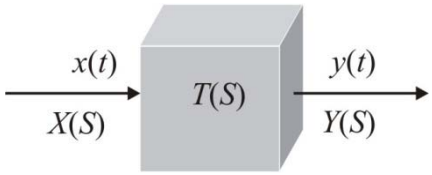
Stark i Sherman (1957) opracowali technikę otwarcia pętli sprzężenia zwrotnego PLR bez zakłócenia działania systemu. Technika ta wymaga skupienia światła stymulacyjnego tak aby wiązka wchodząca do źrenicy była mniejsza niż najmniejszy rozmiar źrenicy. W ten sposób żadna zmiana źrenicy nie jest w stanie zmienić ilości światła padającego na siatkówkę.
Mierzono zmianę rozmiaru źrenicy w odpowiedzi na stymulację świetlną modulowaną sinusoidalnie rzutowaną w pętli Maxwelliana na centrum źrenicy. Poprzez zastosowanie stymulacji o małych amplitudach zapewniono poprawność stosowania liniowej techniki analizy. Przeprowadzając eksperyment wejście/ wyjście w dużym zakresie częstotliwości, uzyskano odpowiedź częstotliwościową pętli otwartej, czyli wykres Bodego.



Analiza tej charakterystyki pokazuje, że dla małych częstotliwości wzmocnienie wynosi 0.16 a dla dużych częstotliwości wzmocnienie opada z nachyleniem -16 DB/oktawę. Ponieważ pojedyncze opóźnienie ekspotencjalne odpowiada spadkowi -6 dB/ oktawę Stark i Sherman założyli że trzy takie elementy muszą być obecne we wzorze na transmitancję systemu. Bazując na wynikach eksperymentu zaproponowali funkcję transferu do opisu pętli otwartej źrenicy jako:

$$T(S) = \frac{0.16\exp(-0.18s)}{(1+0.1s)^3}$$

W przypadku otwarcia pętli PLR, System odruchu PLR może w dużym uproszczeniu być traktowany jako „czarna skrzynka" z jednym wejściem $x(t)$ i jednym wyjściem $y(t)$. Do opisu jego własności dynamicznych może zostać wykorzystana funkcja transferu (inaczej funkcję przenoszenia). Model wejście – wyjście odruchu źrenicznego na światło przedstawiono na Rys.8.



Rys.8. Model wejście – wyjście odruchu źrenicznego na światło.

Transmitancja operatorowa układu jest opisana zależnością (1):

$$T(S) = \frac{Y(S)}{X(S)} \tag{1}$$

gdzie: $T(S)$-transmitancja operatorowa,
$X(S)$-transformata Laplace'a sygnału wejściowego $x(t)$,
$Y(S)$- transformata Laplace'a sygnału wyjściowego $y(t)$.

3. Program i przebieg ćwiczenia

Budowa modelu PLR w pętli otwartej wykorzystując bloki pakietu Simulink. Spróbować zinterpretować współczynniki modelu (tj. opóźnienie, wzmocnienie, stałe czasowe). Czemu te wielkości odpowiadają w rzeczywistym układzie?

$$T(S) = \frac{0.16\exp(-0.18s)}{(1+0.1s)^3}$$

Przeanalizować jak odpowiedź modelu zależy od amplitudy i czasu trwania pojedynczego pulsu światła. Wyznaczyć zależność parametrów charakteryzujących odpowiedź obiektu (reakcję źrenicy) od parametrów pulsu.

Porównanie kształtu charakterystyki PLR mierzonej w rzeczywistym układzie a charakterystyki wyznaczonej modelowaną funkcją transmitancji.

Analiza efektu stroboskopowego. Przeanalizować jak odpowiedź modelu zależy od amplitudy i częstotliwości serii błysków światła. Wyznaczyć zależność parametrów charakteryzujących odpowiedź obiektu (reakcję źrenicy) od parametrów pobudzenia.