

## 1 Co to jest sygnał EEG?

- EEG jest zapisem czynności elektrycznej mózgu.
- EEG mierzy potencjał polowy w przestrzeni wokół neuronów.
- EEG jest średnią aktywnością elektryczną wielu neuronów na znacznym obszarze.
- Każdy kanał jonowy działa jak źródło lub zlew prądu. Waga każdego źródła/zlewu w całkowitej sumie jest odwrotnie proporcjonalna do odległości między źródłem/zlewem a elektrodą i wprost proporcjonalna do całkowitego prądu przepływającego przez kanał.
- Główny wkład do EEG wnoszą potencjały postsynaptyczne, gdyż potencjały czynnościowe powodują mniejszy przepływ ładunku niż potencjały postsynaptyczne. Ze względu na czas trwania potencjału czynnościowego ( $\sim 1\text{ms}$ ) znacznie trudniej jest uzyskać synchronizację potencjałów czynnościowych niż postsynaptycznych.
- Czym bardziej zsynchronizowana jest dana populacja neuronów, tym większy wkład daje do EEG.

## 2 Zapotrzebowanie na modele EEG

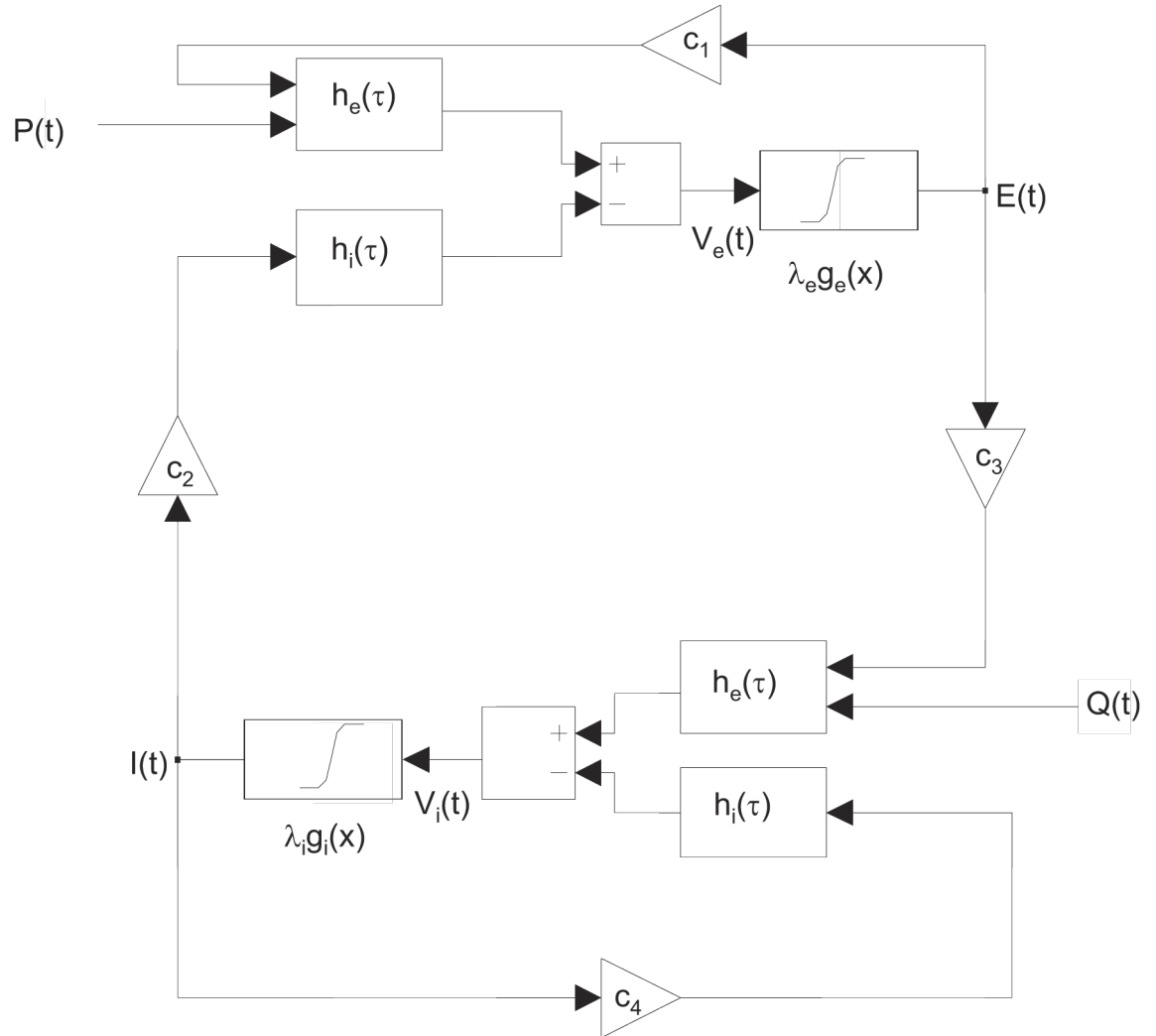
- EEG jest ważnym sygnałem w badaniach klinicznych:
  - ma długą tradycję w diagnostyce mózgu
  - pomiar jest bezpieczny dla pacjenta
  - odzwierciedla funkcjonalny stan mózgu w odróżnieniu od technik obrazowania takich jak (MRI, CT) ukazujących anatomię
  - ma dobrą rozdzielczość czasową (w odróżnieniu od fMRI)
  - jest względnie tanie
- Problem: EEG jest sygnałem bardzo złożonym i trudno jest wydobywać z niego informacje.
- Jedno z rozwiązań polega na budowaniu modeli układów generujących EEG. Takie modele pomagają w dwóch aspektach:
  1. umożliwiają testowanie wpływu różnych rodzajów bodźców lub zmian parametrów modelu na jego zachowanie — w ten sposób lepiej rozumiemy mechanizmy rządzące zachowaniem modelowanego układu,
  2. implikują formułowanie nowych hipotez dotyczących modelowanego układu, wpływu jego elementarnych własności na zachowanie całości.

### 3 Modele dystrybuowane i modele populacyjne sieci neuronowych

Aby zbudować model odpowiedni do badania zjawisk widocznych na poziomie EEG musimy:

- opisać dynamikę pojedynczych neuronów, połączyć je w przestrzennie rozległą sieć o architekturze zbliżonej do anatomicznej. Wciąż niewykonalne jest zbudowanie modelu w skali 1:1 więc musimy używać rzadkiego próbkowania "prawdziwej sieci" – jeden neuron w modelu jest reprezentantem wielu identycznych neuronów. Musimy więc skompensować brakujące neurony. Najczęściej robi się to przez modyfikację siły połączeń.
- Inną możliwością jest model, w którym pojedynczy element reprezentuje uśrednioną odpowiedź wielu neuronów. Wówczas element ten odpowiada populacji neuronów.

## 4 Teoria Wilsona i Cowana



Założenia:

- każda z populacji zachowuje się jednorodnie
- rozciągłość przestrzenna populacji nie jest istotna

Definiujemy:

$E(t)$  — miara proporcji komórek pobudzających odpalających potencjały czynnościowe w jednostce czasu w czasie  $t$ .

$I(t)$  — miara proporcji komórek hamujących odpalających potencjały czynnościowe w jednostce czasu w czasie  $t$ .

Potencjały czynnościowe propagują się wzdłuż aksonów i docierają do zakończeń synaptycznych. Synapsy mają charakterystyczne funkcje odpowiedzi impulsowej. W synapsach następuje splatanie wejściowej częstości pulsacji z funkcją odpowiedzi impulsowej. W wyniku na wyjściu otrzymujemy potencjały postsynaptyczne. Potencjały te sumują się z potencjałem błonowym komórki dając efektywny potencjał błonowy.

Średni potencjał błonowy  $V_e(t)$  populacji pobudzającej i średni potencjał błonowy populacji hamującej  $V_i(t)$  można wyrazić następującymi równaniami:

$$V_e(t) = \int_0^\infty [c_1 E(t - \tau) + P(t - \tau)] h_e(\tau) d\tau - \int_0^\infty c_2 I(t - \tau) h_i(\tau) d\tau \quad (1)$$

$$V_i(t) = \int_0^\infty [c_3 E(t - \tau) + Q(t - \tau)] h_e(\tau) d\tau - \int_0^\infty c_4 I(t - \tau) h_i(\tau) d\tau \quad (2)$$

Współczynniki  $c_1$  i  $c_2$  mogą być interpretowane jako średnia ilość synaps, odpowiednio, pobudzających i hamujących na komórkę pobudzającą. Analogicznie zdefiniowane są  $c_3$  i  $c_4$  dla populacji hamującej. Możemy interpretować:

$c_1 E(t)$  — jako średnią ilość synaps komórki pobudzającej, które otrzymują potencjał czynnościowy w jednostce czasu w chwili  $t$  od własnej populacji,

$c_2 I(t)$  — od populacji hamującej

$P(t)$  — jest średnią ilością impulsów pobudzających docierających do pojedynczej komórki pobudzającej z zewnątrz (np. od populacji nie ujętych w modelu).

Analogicznie zdefiniowane są  $c_3 E(t)$ ,  $c_4 I(t)$  i  $Q(t)$  dla populacji hamującej.  $h_e(\tau)$  i  $h_i(\tau)$  są funkcjami odpowiedzi impulsowej synaps pobudzających i hamujących, mogą one również uwzględniać opóźnienia i tłumienie wynikające z propagacji potencjałów czynnościowych oraz efekty pasywnego rozprzestrzeniania się potencjału postsynaptycznego.

Dalej zakładamy, że frakcja  $E(t)$  neuronów pobudzających, które odpalają w jednostce czasu w chwili  $t$  jest proporcjonalna do prawdopodobieństwa, że potencjał błonowy jest powyżej progu i jednocześnie neuron jest w stanie odpalić potencjał czynnościowy tzn. nie jest w stanie refrakcji. Prawdopodobieństwo, że komórka pobudzająca jest pobudliwa może być zapisane jako:

$$1 - \int_{t-r_e}^t E(t') dt' \quad (3)$$

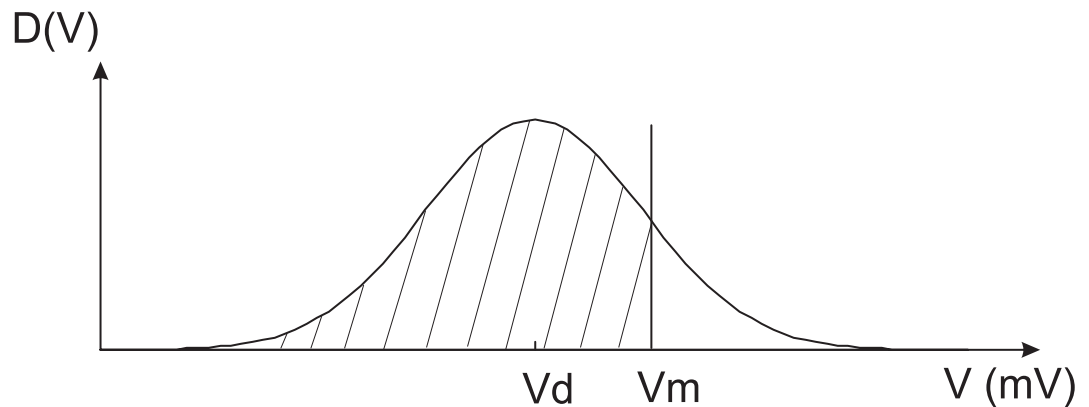
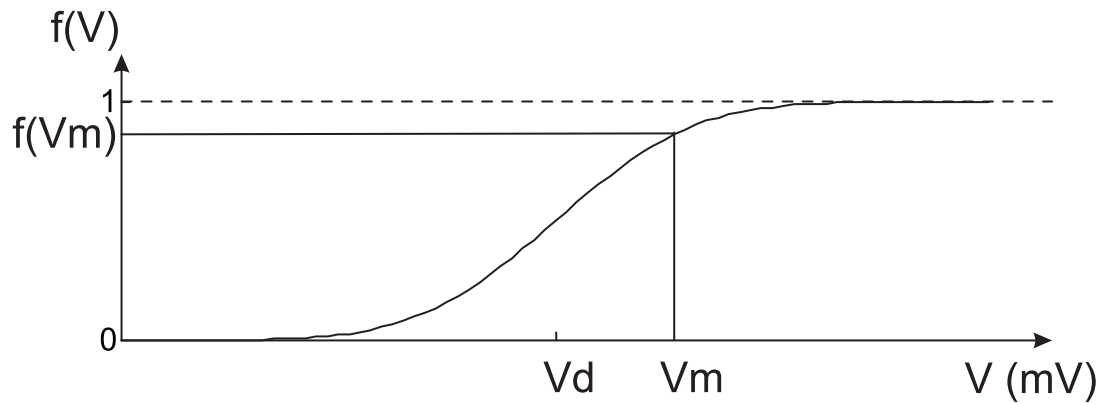
gdzie  $r_e$  jest okresem refrakcji bezwzględnej. Prawdopodobieństwo warunkowe, że neuron odpali jeśli nie jest w stanie pobudliwym zależy tylko od średniego potencjału błonowego w populacji, czyli dla komórek pobudzających od  $V_e(t)$ .

$$E(t) = \lambda_e \left[ 1 - \int_{t-r_e}^t E(t') dt' \right] f(V_e(t)) \quad (4)$$

i analogicznie

$$I(t) = \lambda_i \left[ 1 - \int_{t-r_i}^t I(t') dt' \right] f(V_i(t)) \quad (5)$$

Stałe  $\lambda_e$  i  $\lambda_i$  określają maksymalne średnie częstości odpalania pojedynczej komórki w każdej z populacji. Funkcja  $f(x)$  opisuje dystrybuantę rozkładu progów na odpalenie potencjałów czynnościowych w populacji więc musi to być funkcja monotonicznie rosnąca od 0 do 1 — zazwyczaj  $f$  jest sigmoidą.



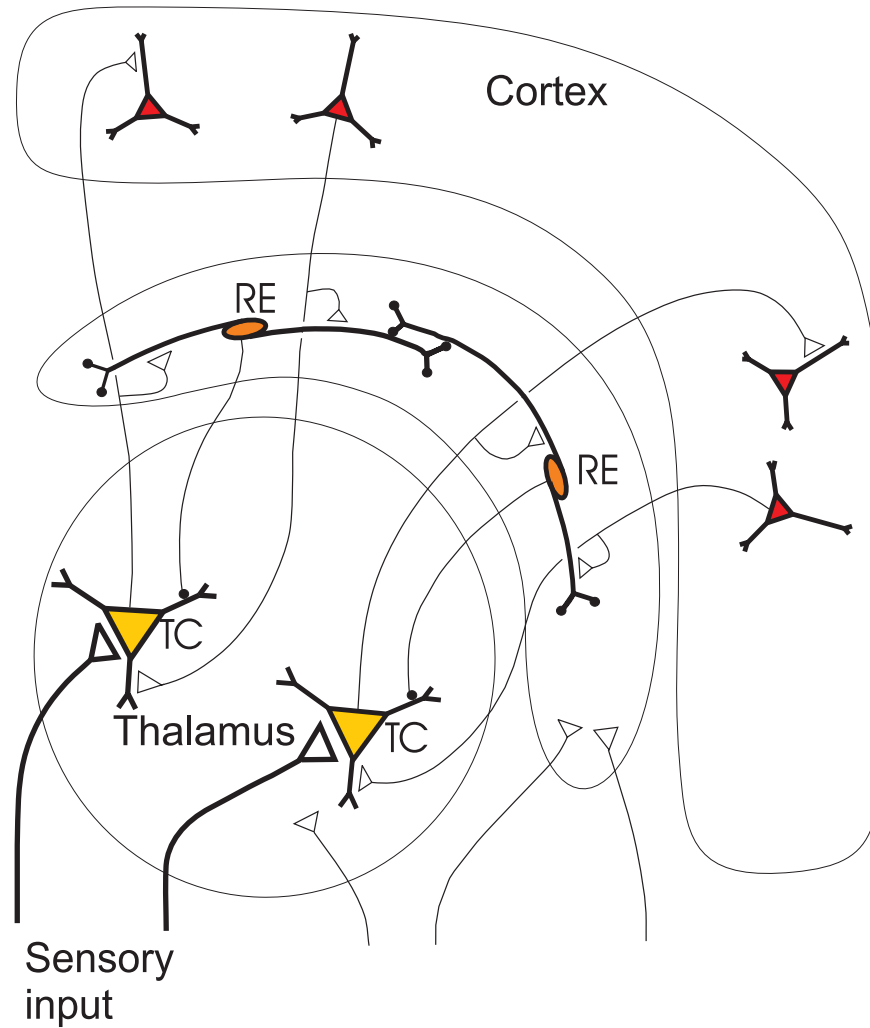
Kiedy badamy zachowanie sieci przy częstościach rejestrowanych w EEG to okresy refrakcji są znacznie krótsze niż charakterystyczne stałe czasowe EEG. To pozwala nam na zastosowanie następującego przybliżenia: całki zastępujemy przez wartości średnie  $r_e E(t)$  i  $r_i I(t)$  odpowiednio. Otrzymujemy:

$$E(t) = \frac{\lambda_e f(V_e(t))}{1 + \lambda_e r_e f(V_e(t))} \equiv \lambda_e g_e(V_e(t)) \quad (6)$$

$$I(t) = \frac{\lambda_i f(V_i(t))}{1 + \lambda_i r_i f(V_i(t))} \equiv \lambda_i g_i(V_i(t)) \quad (7)$$

Nowe funkcje  $g_e(x)$  i  $g_i(x)$  także mają kształt sigmoid tylko o mniejszym nachyleniu niż  $f(x)$ . Warto podkreślić, że okresy refrakcji mogą być uwzględnione przez transformację  $f(x)$  do  $g_e(x)$  lub  $g_i(x)$ .

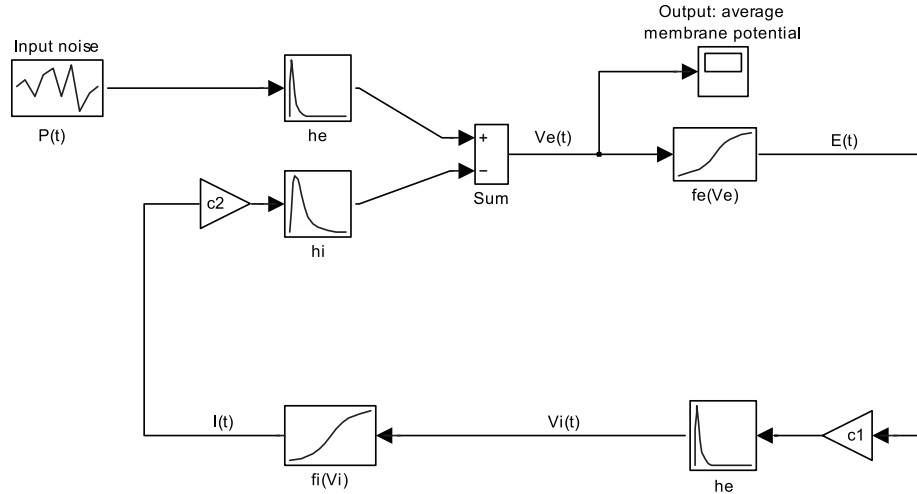
## 5 Troszkę anatomii dla kolejnych modeli



## 6 Opis modelu Lopesa da Silvy

Najpierw przedyskutujemy model Lopesa da Silvy. Celem tego modelu było wyjaśnienie pochodzenia i mechanizmów generowania rytmu alfa. Pierwotna wersja tego modelu była modelem dystrybuowanym. Późniejsza, zwinięta do populacji, wersja stała się klasycznym modelem powstawania rytmów w mózgu.

Modelem ten zawiera dwie oddziałujące populacje neuronów — tak jak w teorii Wilsona i Cowana. Utożsamiane one są odpowiednio z komórkami wzgórzowokorowymi (thalamocortical relay cells — TC) i interneuronami hamującymi (RE). Populacje połączone są w pętlę ujemnego sprzężenia zwrotnego.



Neurony TC reprezentowane są przez odpowiedzi impulsowe  $h_e(t)$  i  $h_i(t)$ , które symulują EPSP i IPSP synaps oraz sigmoidę  $f_e(V)$ , która wiąże średni potencjał z częstością pulsacji. Podobnie neurony RE reprezentowane są przez funkcje odpowiedzi impulsowej  $h_e(t)$  i sigmoidę  $f_i(V)$ . Współczynnik sprzężenia  $c_1$  reprezentuje średnią ilość komórek RE do których projektuje pojedynczy neuron TC i podobnie  $c_2$  reprezentuje średnią ilość neuronów TC, do których projektuje pojedyncza komórka IN. Populacja TC otrzymuje zewnętrzne wejście  $P(t)$ .

Każda populacja jest opisana przez parametry uśrednione po populacji:

$V_e(t)$  jest średnim potencjałem błonowym w populacji pobudzającej w czasie  $t$

$V_i(t)$  jest średnim potencjałem błonowym w populacji hamującej.

$E(t)$  jest frakcją komórek pobudzających (TC), które stają się aktywne (tj., odpalają potencjał czynnościowy w jednostce czasu

$I(t)$  jest frakcją komórek hamujących (IN) odpalających w jednostce czasu.

$f_e(x)$  i  $f_i(x)$  są statycznymi funkcjami, które odnoszą średni potencjał w populacji do średniej częstości odpalania w populacji pobudzającej i hamującej. Mają one postać sigmoid.

Wejście  $P(t)$  reprezentuje wejście pobudzające do populacji TC i jest modelowane jako szum Gaussowski z niezerową średnią.

## 7 Analiza modelu w przybliżeniu liniowym

Rozpocznijmy od równań opisujących związek częstości odpalania  $E(t)$ ,  $I(t)$  z potencjałami błonowymi:

$$\begin{aligned} E(t) &= f_e(V_e(t)) \\ I(t) &= f_i(V_i(t)) \end{aligned} \quad (8)$$



gdzie

$$\begin{aligned} V_e(t) &= \int_0^\infty P(t-\tau)h_e(\tau)d\tau - \int_0^\infty c_2 I(t-\tau)h_i(\tau)d\tau \\ V_i(t) &= \int_0^\infty c_1 E(t-\tau)h_e(\tau)d\tau \end{aligned} \quad (9)$$

Znajdźmy punkty stacjonarne dla tego modelu. Charakteryzują się one tym, że wielkości zależne od czasu mają pewne wartości stałe, niezależnie od czasu. Wartości te oznaczymy przez bar:  $P(t) = \bar{P}$ ,  $E(t) = \bar{E}$ ,  $I(t) = \bar{I}$ ,  $V_e(t) = \bar{V}_e$  i  $V_i(t) = \bar{V}_i$ . Dla tych wartości równanie (9) przyjmuje postać:

$$\begin{aligned} \bar{V}_e &= \int_0^\infty \bar{P}h_e(\tau)d\tau - \int_0^\infty c_2 \bar{I}h_i(\tau)d\tau \\ \bar{V}_i &= \int_0^\infty c_1 \bar{E}h_e(\tau)d\tau \end{aligned} \quad (10)$$

wyciągając wielkości stałe przed całki mamy:

$$\begin{aligned} \bar{V}_e &= \bar{P} \int_0^\infty h_e(\tau)d\tau - c_2 \bar{I} \int_0^\infty h_i(\tau)d\tau \\ \bar{V}_i &= c_1 \bar{E} \int_0^\infty h_e(\tau)d\tau \end{aligned} \quad (11)$$

Wprowadźmy oznaczenia:  $H_e = \int_0^\infty h_e(\tau)d\tau$  oraz  $H_i = \int_0^\infty h_i(\tau)d\tau$ . Wtedy (11) przyjmuje postać:

$$\begin{aligned} \bar{V}_e &= \bar{P}H_e - c_2 \bar{I}H_i \\ \bar{V}_i &= c_1 \bar{E}H_e \end{aligned} \quad (12)$$

Dla badania zachowania w pobliżu punktów stabilnych wygodnie jest wprowadzić nowe zmienne, które wyrażają małe odchylenia od średnich  $E(t)$ ,  $I(t)$ ,  $P(t)$ ,  $V_e(t)$  i  $V_i(t)$ :

$$\begin{aligned} e(t) &= E(t) - \bar{E} \\ i(t) &= I(t) - \bar{I} \\ p(t) &= P(t) - \bar{P} \\ v_e(t) &= V_e(t) - \bar{V}_e \\ v_i(t) &= V_i(t) - \bar{V}_i \end{aligned} \quad (13)$$

Podstawiając te zmienne do równań (9) mamy:

$$\begin{aligned} \bar{V}_e + v_e(t) &= \int_0^\infty (\bar{P} + p(t-\tau))h_e(\tau)d\tau - \int_0^\infty c_2 (\bar{I} + i(t-\tau))h_i(\tau)d\tau \\ \bar{V}_i + v_i(t) &= \int_0^\infty c_1 (\bar{E} + e(t-\tau))h_e(\tau)d\tau \end{aligned} \quad (14)$$

co można zapisać:

$$\begin{aligned} \bar{V}_e + v_e(t) &= \bar{P}H_e + \int_0^\infty p(t-\tau)h_e(\tau)d\tau - c_2 \bar{I}H_i - \int_0^\infty c_2 i(t-\tau)h_i(\tau)d\tau \\ \bar{V}_i + v_i(t) &= c_1 \bar{E}H_e + \int_0^\infty c_1 e(t-\tau)h_e(\tau)d\tau \end{aligned} \quad (15)$$

Porównując to z (12) widzimy, że pozostaje tylko:

$$\begin{aligned} v_e(t) &= \int_0^\infty p(t-\tau)h_e(\tau)d\tau - \int_0^\infty c_2 i(t-\tau)h_i(\tau)d\tau \\ v_i(t) &= \int_0^\infty c_1 e(t-\tau)h_e(\tau)d\tau \end{aligned} \quad (16)$$

Po zastosowaniu transformaty Laplace'a do obu stron (16) mamy:

$$p(s)h_e(s) - c_2 i(s)h_i(s) = v_e(s) \quad (17)$$

$$c_1 e(s)h_e(s) = v_i(s) \quad (18)$$

gdzie  $p(s)$ ,  $e(s)$ ,  $i(s)$ ,  $h_e(s)$ ,  $h_i(s)$ ,  $v_e(s)$  i  $v_i(s)$  są transformatami Laplace'a  $p(t)$ ,  $e(t)$ ,  $i(t)$ ,  $h_e(t)$ ,  $h_i(t)$ ,  $v_e(t)$  i  $v_i(t)$ .

Funkcje  $f_e$  i  $f_i$  są monotonicznie rosnące więc istnieją do nich funkcje odwrotne:

$$\begin{aligned} V_e(t) &= f_e^{-1}(E(t)) \\ V_i(t) &= f_i^{-1}(I(t)) \end{aligned} \quad (19)$$

Funkcje  $f_e^{-1}(y)$  i  $f_i^{-1}(y)$  mogą być rozwinięte w szereg Taylora wokół wartości średnich  $\bar{E}$  i  $\bar{I}$ :

$$\begin{aligned} f_e^{-1}(E(t)) &= a_{e0}(\bar{E}) + a_{e1}(E(t) - \bar{E}) + a_{e2}(E(t) - \bar{E})^2 + a_{e3}(E(t) - \bar{E})^3 + \dots \\ f_i^{-1}(I(t)) &= a_{i0}(\bar{I}) + a_{i1}(I(t) - \bar{I}) + a_{i2}(I(t) - \bar{I})^2 + a_{i3}(I(t) - \bar{I})^3 + \dots \end{aligned} \quad (20)$$

W przybliżeniu liniowym zachowujemy jedynie dwa pierwsze wyrazy. Zatem:

$$\begin{aligned} V_e(t) &\approx a_{e0}(\bar{E}) + a_{e1}(E(t) - \bar{E}) \\ V_i(t) &\approx a_{i0}(\bar{I}) + a_{i1}(I(t) - \bar{I}) \end{aligned} \quad (21)$$

Podstawiając małe wychylenia (13) mamy:

$$\begin{aligned} \bar{V}_e + v_e(t) &\approx a_{e0}(\bar{E}) + a_{e1}e(t) \\ \bar{V}_i + v_i(t) &\approx a_{i0}(\bar{I}) + a_{i1}i(t) \end{aligned} \quad (22)$$

Wyrazy stałe po obu stronach są sobie równe więc zostaje:

$$\begin{aligned} v_e(t) &\approx a_{e1}e(t) \\ v_i(t) &\approx a_{i1}i(t) \end{aligned} \quad (23)$$

Łącząc powyższe wyrażenie (po transformacji Laplace'a) z (17) otrzymujemy:

$$p(s)h_e(s) - c_2i(s)h_i(s) = v_e(s) \approx a_{e1}e(s) \quad (24)$$

$$c_1e(s)h_e(s) = v_i(s) \approx a_{i1}i(s) \quad (25)$$

Z drugiego równania można wyznaczyć  $i(s)$  i podstawiając do pierwszego otrzymać:

$$v_e(s) = \frac{p(s)h_e(s)}{1 + \frac{c_1c_2h_i(s)h_e(s)}{a_{i1}a_{e1}}} \quad (26)$$

podstawiamy

$$\frac{1}{a_{i1}} = q_{i1} \text{ and } \frac{1}{a_{e1}} = q_{e1}$$

gdzie  $q_{e1}$  jest nachyleniem funkcji  $f_e$  w punkcie pracy  $\bar{V}_e$  i podobnie dla  $q_{i1}$ . Otrzymujemy:

$$v_e(s) = \frac{p(s)h_e(s)}{1 + c_1c_2h_i(s)h_e(s)q_{i1}q_{e1}} \quad (27)$$

Funkcje odpowiedzi impulsowej  $h_e(t)$  i  $h_i(t)$  są przybliżane przez:

$$h_e(t) = A[\exp(-a_1t) - \exp(-a_2t)] \quad (28)$$

$$h_i(t) = B[\exp(-b_1t) - \exp(-b_2t)] \quad (29)$$

przy czym  $a_2 > a_1$  i  $b_2 > b_1$ . W dziedzinie Laplace'a:

$$h_e(s) = \frac{A(a_2 - a_1)}{(a_1 + s)(a_2 + s)} \quad (30)$$

$$h_i(s) = \frac{B(b_2 - b_1)}{(b_1 + s)(b_2 + s)} \quad (31)$$

Włączając te wyrażenia mamy:

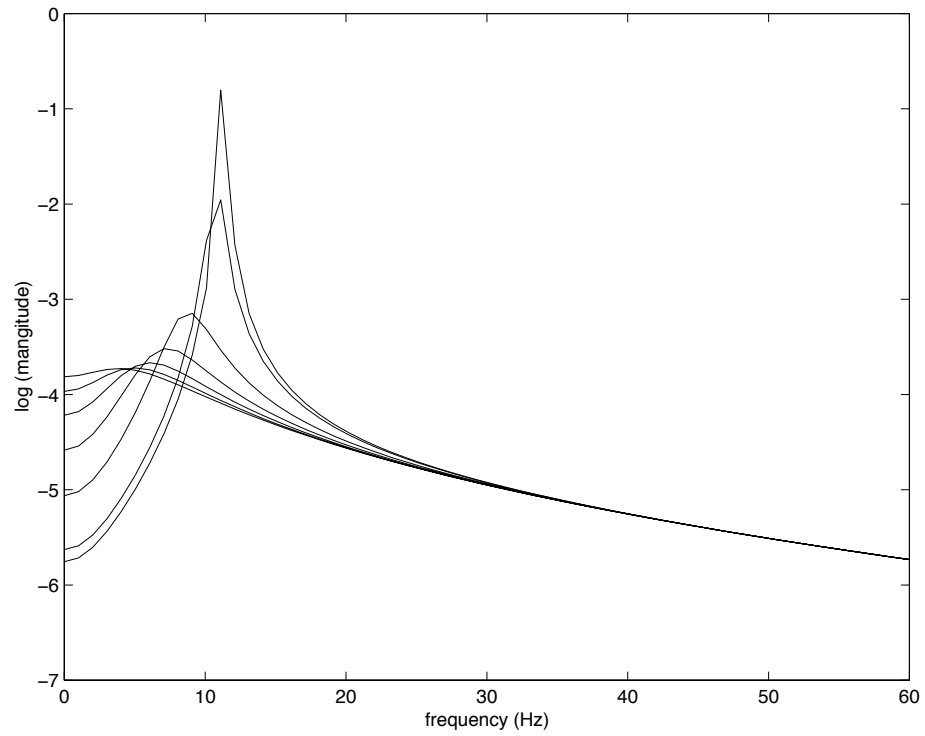
$$v_e(s) = \frac{Ap(s)(a_2 - a_1)(b_1 + s)(b_2 + s)}{(a_1 + s)(a_2 + s)(b_1 + s)(b_2 + s) + K} \quad (32)$$

gdzie

$$K = c_1c_2q_{e1}q_{i1}(a_2 - a_1)(b_2 - b_1)AB \quad (33)$$

Współczynnik  $K$  jest charakterystyczny dla modelu i opisuje wzmocnienie w pętli sprzężenia zwrotnego. Jest to liniowa kombinacja stałych sprzężenia  $c_1$  i  $c_2$ , pochodnych sigmoid w punktach pracy  $q_{e1}$  i  $q_{i1}$  i parametrów odpowiedzi synaptycznych. Widmo mocy  $V_e(t)$  można łatwo otrzymać z wyrażenia  $v_e(s)$  przez podstawienie w miejsce  $s$   $i\omega$  i kładąc  $p(s)$  stałe, ponieważ  $P(t)$  jest białym szumem.

Oto widmo mocy  $V_e(t)$ , dla różnych wartości  $K$  zmienianych od  $1 \cdot 10^7 s^{-4}$  do  $3.5 \cdot 10^8 s^{-4}$ .



Widmo zostało policzone z równania (32) dla płaskiego widma sygnału wejściowego  $p(i\omega) = 1$ . Pozostałe parametry użyte do zrobienia rysunku:  $A = 1.65 \text{ mV}$ ,  $B = 32 \text{ mV}$ ,  $a_1 = 55 \text{ s}^{-1}$ ,  $a_2 = 605 \text{ s}^{-1}$ ,  $b_1 = 27.5 \text{ s}^{-1}$ ,  $b_2 = 55 \text{ s}^{-1}$ .