
Proiect

Ingineria reglării automate

1. Tema proiectului

Pentru pacienții cu diabet, în special pentru cei cu diabet de tip 1, controlul strict al nivelului de glucoză este deosebit de important. Tratamentul uzual constă în administrarea zilnică a 3-5 doze de insulină, prin injecție, în diferite dozaje și la momente de timp prestabilite pe parcursul a 24 de ore, precum și monitorizarea atentă a nivelului de glucoză prin 4-8 măsurători ale acesteia. Toate acestea sunt acțiuni destul de incomode, iar rigurozitatea tratamentului este esențială. De asemenea, este important un stil de viață activ și o alimentație cu conținut redus de carbohidrați.

Pentru un pacient, dinamica nivelului glicemiei pe parcursul a 24 de ore este influențată de mai mulți factori: cantitatea de carbohidrați de la o masă, exercițiile fizice, efortul, diferențele de metabolism între zi și noapte, factori de stres etc. De cele mai multe ori, pacientul nu poate prevedea unele situații și nu poate estima corect efectul lor asupra evoluției glicemiei. Din acest motiv, toți acești factori externi sunt tratați ca mărimi de perturbație. Pe de altă parte, influența perturbațiilor este variabilă pe parcursul zilei și de-a lungul anilor, ceea ce înseamnă că parametrii modelelor ce descriu aceste influențe nu sunt constanți.

O soluție pentru disconfortul injecțiilor zilnice, pentru reducerea efectelor perturbațiilor și pentru incertitudinea acestora sunt pompele de insulină automatizate. Acestea administrează dozele necesare de insulină printr-un tub îngust și flexibil care se termină cu un ac introdus sub piele. Pompa eliberează periodic doze de insulină, la mese sau în momentul în care glicemia este prea mare pe baza valorilor măsurate ale senzorilor de glucoză. Altfel spus, pompele de insulină au mai multe regimuri de funcționare: manuală (în sistem deschis), periodică sau automată (în sistem închis). Pentru funcționarea automată și pentru monitorizare, un senzor pentru măsurarea concentrației de glucoză este introdus sub piele, la o distanță minimă impusă de locul unde se

află acul pompei. Prin transmiterea valorilor glicemiei către pompa de insulină și în baza unui algoritm de calcul al dosajului necesar de insulină sistemul devine unul închis.

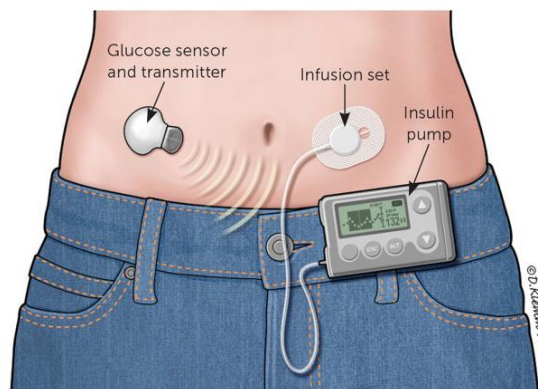


Figura 1. Sistem cu buclă închisă care combină o pompă de insulină și un monitor de glucoză continuu [1].

Implementarea unui sistem închis de control al concentrației de glucoză necesită 3 elemente: senzorul de glucoză, pompa de insulină și algoritmul de reglare. Acesta din urmă are ca semnal de intrare concentrația de glucoză măsurată de senzor și calculează dozajul de insulină necesar și administrat de pompă, acesta fiind semnalul de comandă al sistemului de reglare. Pentru algoritmul de reglare sunt testate mai multe soluții și concepte din domeniul Ingineriei Sistemelor: regulator PID, regulator după stare, reglare adaptivă, control predictiv, reglare fuzzy, etc., dintre care unele s-au dovedit mai eficiente.

Obiectivul unui sistem de reglare a concentrației de glucoză din sânge este de a păstra nivelul acesteia în jurul valorii normale de $G_{ref} = 80$ mg/dL. Dacă nivelul glicemiei la un moment de timp este mult peste această valoare, atunci sistemul de reglare trebuie să reducă nivelul la valoarea normală într-un interval de timp impus. Iar dacă nivelul glicemiei este cel normal dar apare o perturbație de glucoză, atunci sistemul de reglare trebuie să păstreze valoarea normală și să prevină creșterea glicemiei la valori extreme.

Pentru reducerea glicemiei de la o valoare mare la cea normală, stabilirea specificațiilor de proiectare pentru legea de reglare trebuie să țină cont de domeniul valorilor acceptate ale acesteia și anume intervalul [74–110] mg/dL. Dacă glicemia scade sub 74 mg/dL atunci avem o stare de hipoglicemie, iar sub 50 mg/dL situația devine extrem de periculoasă pentru viața pacientului. De fapt, pacienții cu diabet resimt stările de hipoglicemie și nu pe cele de hiperglicemie moderată. Prin urmare, stările de hipoglicemie trebuie neapărat evitate. Pe de altă parte, intervalul de timp acceptabil pentru reducerea glicemiei trebuie să fie apropiat de durata în care nivelul glicemiei revine la normal la un om sănătos în timpul testului de toleranță la glucoză și anume 3 ore.

O perturbație de glucoză este reprezentată de absorbția acesteia din timpul și după o masă completă sau o gustare. Perturbația crește concentrația de glucoză din sânge la valori mari, peste domeniul de valori normale. La pacienții cu diabet, în lipsa administrării de insulină exogenă, glicemia rămâne la valori ridicate, iar această situație trebuie prevenită. Așadar, un sistem automat de control al glicemiei trebuie să restabilească valoarea normală într-un timp cât mai scurt, însă fără a provoca stări de hipoglicemie. Se impune ca, după o masă cu 60g carbohidrați, glicemia să revină în domeniul de valori acceptat în maxim 1 oră. Trebuie notat că estimarea corectă a cantității de carbohidrați din alimente sau a cantității de glucoză rezultate este dificilă, prin urmare un sistem de reglare combinat cu eliminarea perturbației este mai puțin potrivit.

Pentru alegerea algoritmului de reglare și pentru acordarea parametrilor acestuia, o abordare este aceea de a utiliza un model al părții fixate a sistemului, adică un model care să descrie matematic relația dintre dozajul de insulină administrat și evoluția ulterioară a concentrației de glucoză. În lucrările de specialitate sunt prezentate mai multe modele, cu grade diferite de complexitate și care tratează diferite aspecte ce au influență asupra dinamicii glicemiei. În acest proiect, vom lucra cu cel mai simplu model disponibil, denumit *modelul minimal* (sau *modelul minimal Bergman*). Acesta constă din 3 ecuații diferențiale și anume:

$$\begin{aligned}\frac{dG(t)}{dt} &= -[p_1 + X(t)]G(t) + p_1 G_b + \frac{p(t)}{V} \\ \frac{dX(t)}{dt} &= -p_2 X(t) + p_3 I(t) \\ \frac{dI(t)}{dt} &= -nI(t) + \frac{u(t)}{V}\end{aligned}\tag{1}$$

Notațiile sunt descrise în tabelul 1. Mărimea de ieșire a procesului condus (mărimea reglată) este concentrația de glucoză în sânge, $G(t)$ [mg/dL], iar mărimile de intrare ale modelului sunt dozajul de insulină administrată, $u(t)$ [mU/min], și perturbația de glucoză, $p(t)$ [mg/min], ce apare după masă. Modelul descrie relația dintre insulina administrată și concentrația de glucoză, dar și efectul unei perturbații de glucoză apărută în sistem. Suplimentar, dinamica semnalului de perturbație de glucoză după o masă pentru care se cunoaște cantitatea de carbohidrați poate fi descrisă prin relația:

$$p(t) = \frac{D_g A_g t \exp(-t/t_{g,\max})}{t_{g,\max}^2}\tag{2}$$

Pentru realizarea unor simulări, ar fi necesară alegerea mai multor valori pentru cantitatea de carbohidrați D_g , însă trebuie notat faptul că valoarea exactă nu poate fi determinată cu precizie pentru alimentele mâncate.

Tabelul 1. Descrierea mărimilor din modelul dinamicii insulină-glucoză.

Notăție	Descriere	Unitate de măsură
$G(t)$	concentrația de glucoză în sânge la momentul de timp t [min]	mg/dL
$I(t)$	concentrația de insulină în sânge la momentul de timp t [min]	mU/dL
$X(t)$	efectul dinamic al insulinei la momentul de timp t [min] (Obs.: această mărime nu este măsurabilă)	1/min
$p(t)$	perturbația de glucoză	mg/min
$u(t)$	dozajul de insulină administrată de pompa de insulină	mU/min
G_b	concentrația bazală de glucoză	mg/dL
p_1	rata de absorbție a glucozei în țesuturi independentă de insulina externă (eficacitatea glucozei)	1/min
p_2	rata de reducere a concentrației de insulină activă (scăderea absorbției de glucoză / scăderea efectului dinamic al insulinei)	1/min
p_3	rata de absorbție a glucozei în țesuturi produsă de insulina exogenă administrată	dL/(mU×min×min)
n	rata de descreștere a concentrației de insulină în sânge	1/min
V	volumul de distribuție a insulinei (volumul total de sânge)	dL
D_g	cantitatea totală de carbohidrați din alimentele consumate	mg
A_g	factor ce descrie procentul din cantitatea totală de carbohidrați care este absorbit în sânge	-
$t_{g,max}$	momentul de timp aproximativ de la începerea unei mese când absorbția de carbohidrați este maximă	min

2. Cerințele proiectului

Realizați un studiu în care să prezentați mai multe variante de algoritmi reglare a concentrației de glucoză în sânge și performanțele obținute prin simulare. Vor fi analizate cel puțin două structuri de reglare: a) structura convențională (cu regulator PID sau cu unele având funcții de transfer neconvenționale) și b) structura de reglare după stare (cu estimator de stare).

Specificațiile de proiectare vor fi stabilite pe baza aspectelor menționate în descrierea temei, iar scenariile de simulare sunt cele descrise în Tabelul 2.

Pentru acordarea parametrilor regulatorului PID se poate folosi orice metodă (analitică sau experimentală), iar pentru proiectarea regulatorului de stare se vor alege poli ai funcției de transfer impuse care să asigure performanțele stabilite.

Observație. Modelul minimal prezintă o neliniaritate în prima ecuație și anume termenul $X(t)G(t)$. Pentru aplicarea metodelor convenționale de proiectare a reguletoarelor PID sau după stare este necesar un model liniar. Acesta se va determina prin liniarizarea modelului dat în apropierea punctului de funcționare definit de valorile bazale ale variabilelor $X(t)$ și $G(t)$, adică X_b respectiv $G_b = G_{ref}$.

Tabelul 2. Scenariile de simulare.

<i>Scenariul A:</i> sistemul automat trebuie să reducă glicemia de la o valoare inițială $G_0 = G(0)$ la valoarea normală $G_{ref} = 80$ mg/dL.		
Cazul A1: $G_0 = 120$ mg/dL	Cazul A2: $G_0 = 200$ mg/dL	Cazul A3: $G_0 = 300$ mg/dL
<i>Scenariul B:</i> sistemul automat trebuie să mențină glicemia la valoarea normală $G_{ref} = 80$ mg/dL după o masă cu o anumită valoare pentru D_g		
Cazul B1: $D_g = 40$ g	Cazul B2: $D_g = 60$ g	Cazul B3: $D_g = 80$ g

3. Datele de proiectare

Datele de proiectare comune sunt: $V = 120 \text{ dL}$, $A_g = 0.8$, $t_{g,\max} = 40 \text{ min}$, $X_b = 0.0054 \text{ min}^{-1}$, $G_b = 80 \text{ mg/dL}$. Parametrii specifici din modelul insulină-glucoză sunt cuprinși în Tabelul 3 ($p_1 \in [0, 0.035]$, $p_2 \in [0.015, 0.030]$, $p_3 \in [7.5 \cdot 10^{-6}, 13 \cdot 10^{-6}]$, $n \in [0.09, 0.215]$).

Tabelul 3. Datele de proiectare și repartitia temelor.

Nr. temei	p_1	p_2	$p_3 \cdot 10^{-6}$	n	Student
1.	0.029	0.029	7.83	0.109	Dascălu Ionelia-Maria

4. Rezolvarea proiectului

Analiza prin structura de reglare convențională

Pentru a analiza prin structura de reglare convențională trebuie parcurse câteva etape principale

- Înțelegerea modelului minimal (Bergman)
- Liniarizarea modelului procesului
- Determinarea funcției de transfer a procesului
- Compararea modelului liniar cu cel neliniar
- Determinarea funcției de transfer a regulatorului
- Crearea schemelor pentru modelul liniar și neliniar în mediul Simulink
- Modificarea parametrilor regulatorului în cazul în care nu sunt îndeplinite performanțele necesare

Determinarea funcției de transfer a procesului

Liniarizarea modelului minimal dat se face datorită prezenței termenului $X(t) \cdot G(t)$. Pentru a determina funcția de transfer, este necesară liniarizarea procesului, lucru care se face prin dezvoltarea în serii Taylor. Punctul de plecare este modelul minimal (Bergman).

$$(1) \frac{dG(t)}{dt} = - [p_1 + X(t)] \cdot G(t) + p_1 \cdot G_b + \frac{p(t)}{V}$$

$$\frac{dG(t)}{dt} = - p_1 \cdot G(t) - X(t) \cdot G(t) + p_1 \cdot G_b + \frac{p(t)}{V}$$

Desfacem $-X(t)G(t)$ folosind \bar{X} (X_b) și \bar{G} (G_b):

$$X(t) \cdot G(t) = X(t) \cdot \bar{G} + G(t) \cdot \bar{X} - \bar{X} \cdot \bar{G}$$

$$\bar{G} = G_b$$

$$\bar{X} = X_b$$

$$\frac{dG(t)}{dt} = - p_1 \cdot G(t) - X(t) \cdot G_b - G(t) \cdot X_b + X_b \cdot G_b + p_1 \cdot G_b + \frac{p(t)}{V}$$

Pentru determinarea funcției de transfer a concentrației de glucoză din sânge se neglijează termenii $X_b G_b$ și $\frac{p(t)}{V}$ se consideră 0.

Aplicăm transformata Laplace:

$$\frac{dG(t)}{dt} = -p_1 * G(t) - X(t) * G_b - G(t) * X_b \quad | * L$$

$$s * G(s) = -p_1 * G(s) - X(s) * G_b - G(s) * X_b$$

Calculăm funcția de transfer:

$$s * G(s) = -p_1 * G(s) - X(s) * G_b - G(s) * X_b$$

$$G(s) * (s + p_1 + X_b) = -X(s) * G_b$$

$$\rightarrow \frac{G(s)}{X(s)} = \frac{-G_b}{s + p_1 + X_b} \rightarrow \frac{G(s)}{X(s)} = \frac{-80}{s + 0.029 + 0.0054} \rightarrow \frac{G(s)}{X(s)} = \frac{-80}{s + 0.0344}$$

Funcția de transfer a efectului dinamic al insulinei:

Aplicăm transformata Laplace:

$$(2) \quad \frac{dX(t)}{dt} = -p_2 * X(t) + p_3 * I(t) \quad | * L$$

$$s * X(s) = -p_2 * X(s) + p_3 * I(s)$$

$$X(s) * (s + p_2) = p_3 * I(s)$$

Calculăm funcția de transfer:

$$\rightarrow \frac{X(s)}{I(s)} = \frac{p_3}{s + p_2} \rightarrow \frac{X(s)}{I(s)} = \frac{7.83 * 10^{-6}}{s + 0.029}$$

Funcția de transfer a concentrației de insulină din sânge:

Aplicăm transformata Laplace:

$$(3) \quad \frac{dI(t)}{dt} = -n * I(t) + \frac{u(t)}{v} \quad | * L$$

$$s * I(s) = -n * I(s) + \frac{U(s)}{v}$$

$$I(s) * (s + n) = \frac{U(s)}{v}$$

Calculăm funcția de transfer:

$$\rightarrow \frac{I(s)}{U(s)} = \frac{1}{(s+n)*V} \rightarrow \frac{I(s)}{U(s)} = \frac{\frac{1}{120}}{s+0.109}$$

Funcția de transfer a părții fixate se obține prin înmulțirea celor 3 funcții de transfer calculate anterior:

$$G_P(s) = \frac{G(s)}{X(s)} * \frac{X(s)}{I(s)} * \frac{I(s)}{U(s)} \rightarrow G_P(s) = \frac{G(s)}{U(s)}$$

$$G_P(s) = \frac{-\frac{p_3 G_b}{V}}{np_2(p_1 + X_b) \left(\frac{1}{p_1 - X_b} s + 1 \right) \left(\frac{1}{p_2} s + 1 \right) \left(\frac{1}{n} s + 1 \right)}$$

$$G_P(s) = \frac{-80}{s+0.0344} * \frac{7.83 * 10^{-6}}{s+0.029} * \frac{1}{s+0.109}$$

$$G_P(s) = - \frac{5.22 * 10^{-6}}{(s+0.0344) * (s+0.029) * (s+0.109)}$$

Simularea modelului liniar și a modelului neliniar

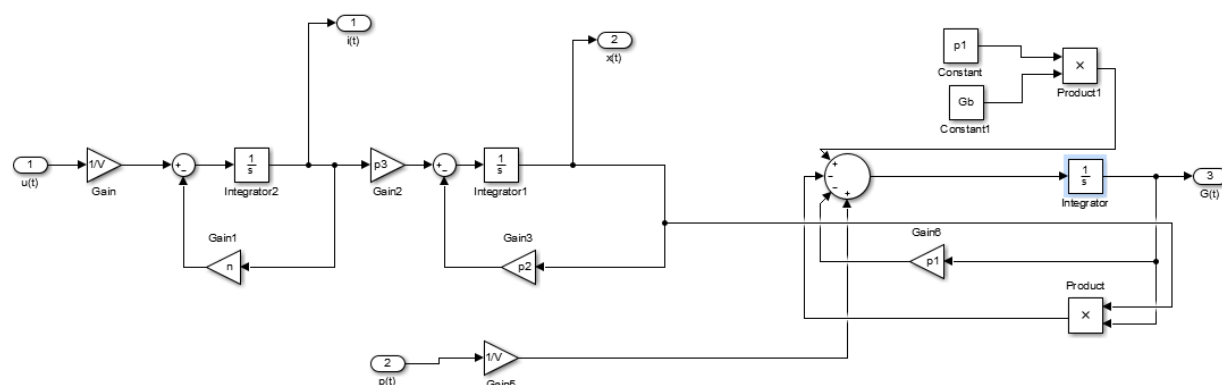


Figura 1- Modelul neliniar

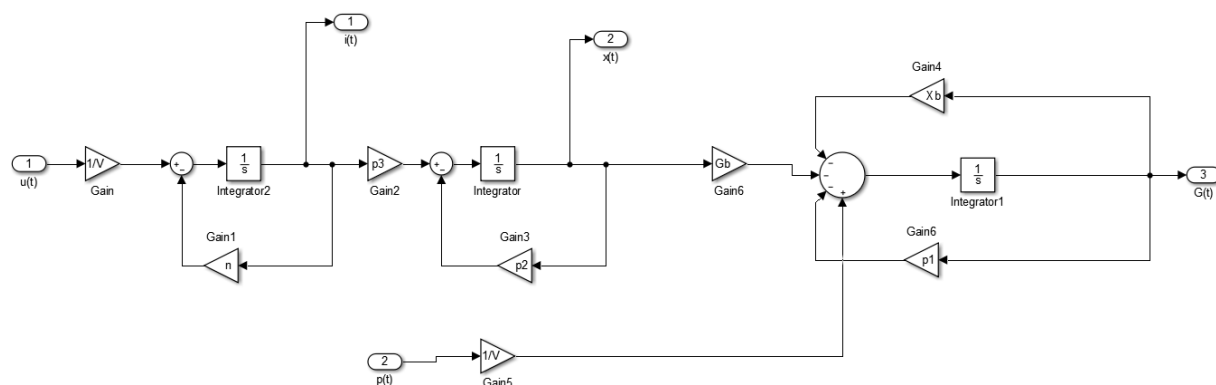


Figura 2- Modelul liniar

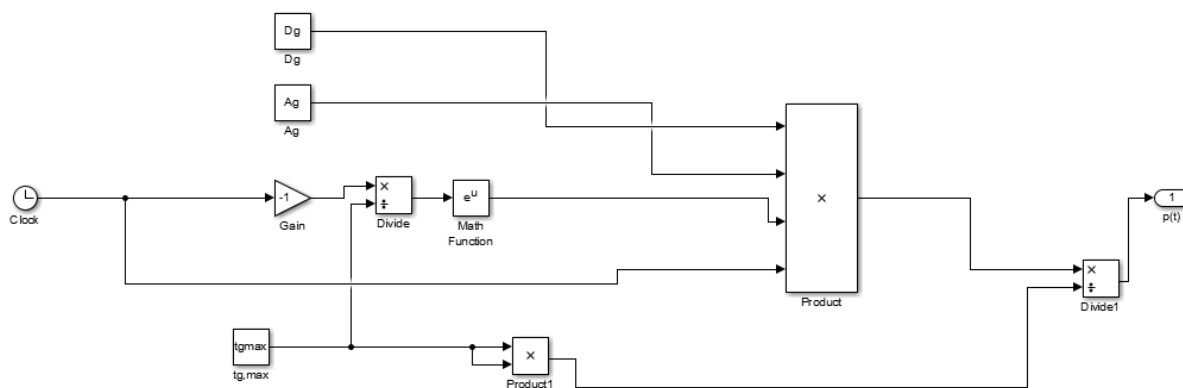


Figura 3- Perturbație

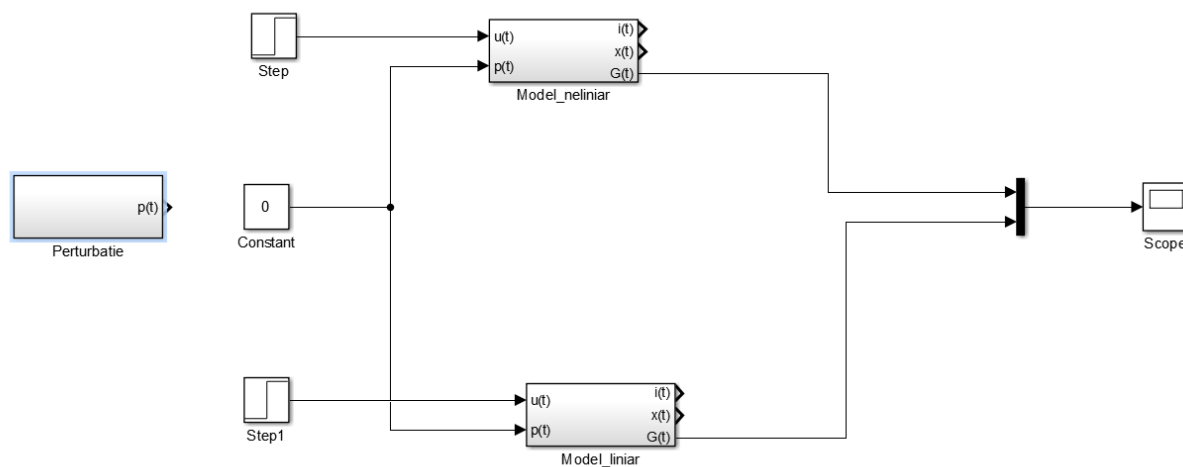


Figura 4- Intrare treaptă unitară și perturbație 0

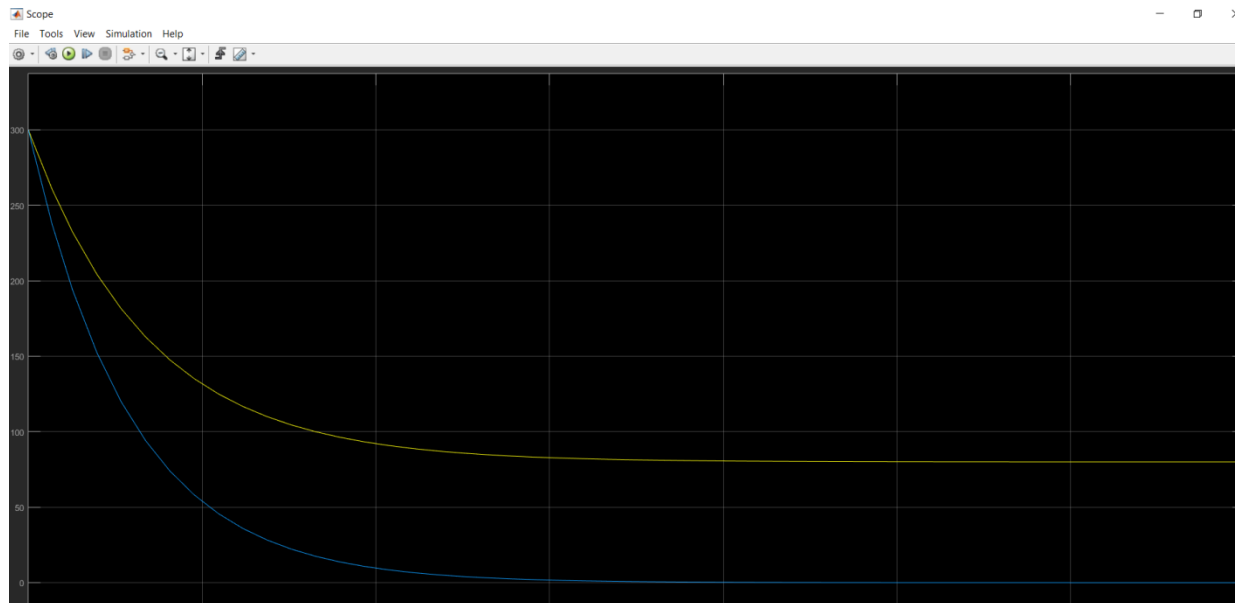


Figura 5

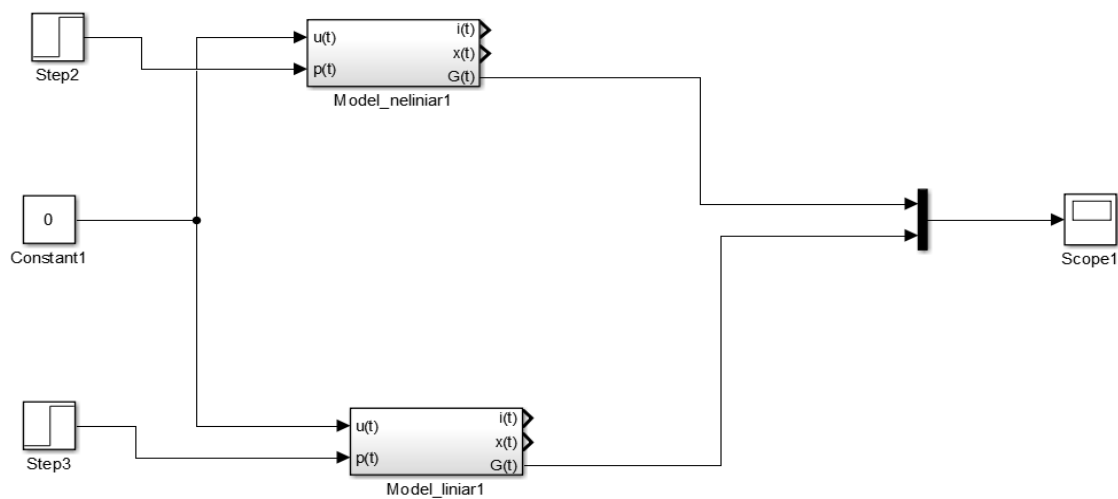


Figura 6- Intrare 0 și perturbație treaptă unitară

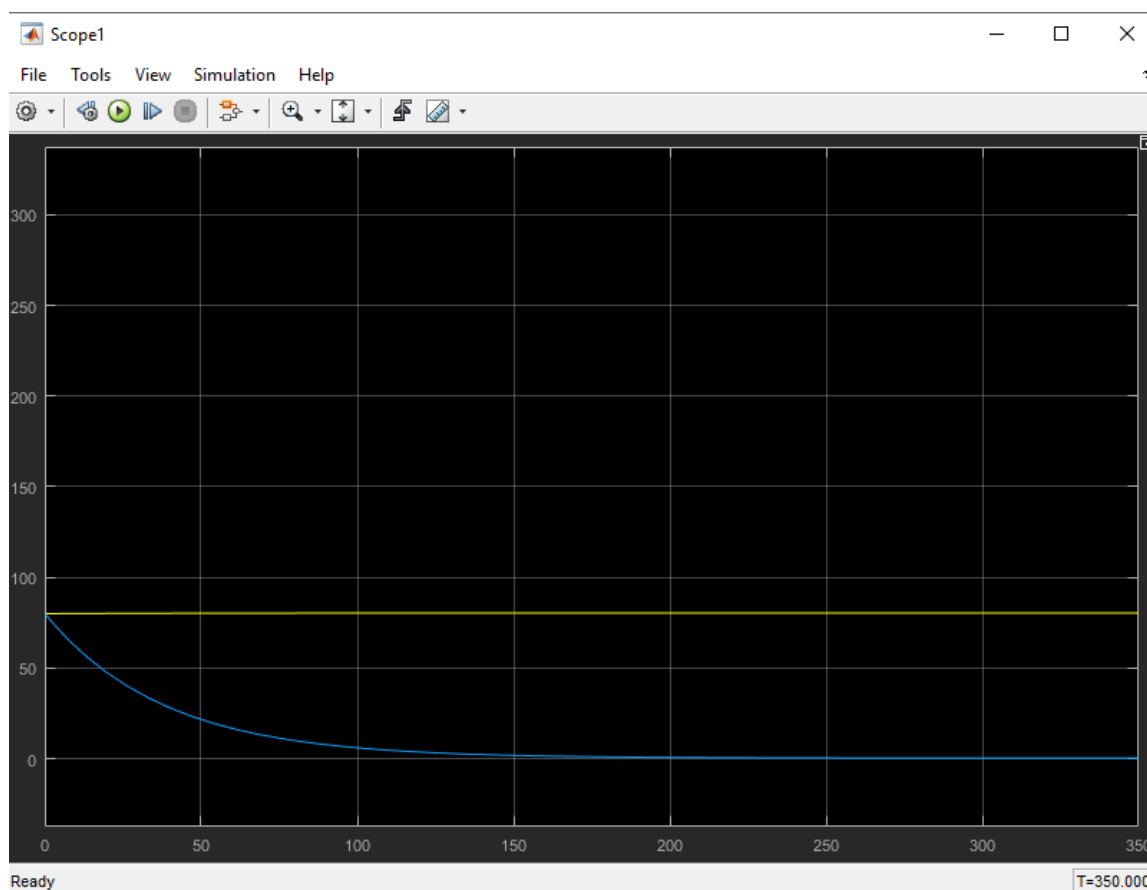


Figura 7

Concluzii

Se poate observa că modelul neliniar se stabilizează în jurul valorii 78-80 ,iar cel liniar se stabilizează la 0. Diferențele dintre cele două sunt admisibile, astfel încât regulatorul proiectat pentru modelul liniar va putea fi folosit și în cazul modelului neliniar cu modificările de rigoare

Determinarea regulatorului

$$G_P(s) = - \frac{5.22 \cdot 10^{-6}}{(s + 0.0344) * (s + 0.029) * (s + 0.109)}$$

Pentru o claritate mai mare a funcției de transfer a procesului se dă factor comun forțat în cele 3 paranteze ale numitorului, astfel se obțin cele 3 constante de timp.

$$G_P(s) = - \frac{5.22 \cdot 10^{-6}}{0.0344 \left(\frac{1}{0.0344} s + 1 \right) * 0.029 \left(\frac{1}{0.029} s + 1 \right) * 0.109 \left(\frac{1}{0.109} s + 1 \right)}$$

Astfel, funcția de transfer a procesului devine:

$$G_P(s) = - \frac{0,049}{(29,06*s + 1) * (34,48*s + 1) * (9,17*s + 1)}$$

Calculul funcției de transfer a regulatorului s-a realizat ținând cont de condițiile impuse, astfel sa folosit metoda CMVK, având 2 constante de timp mari (29,06 și 34,48) și o constantă de timp mică (9,17). Se alege regulatorul de tip PIDT1.

$$G_R(s) = \frac{k_R}{s} (1 + sT_1) (1 + sT_2) * \frac{1}{1 + sT_f}$$

Parametrii se aleg în așa fel încât constantele de timp mari să fie compensate.

$$T_1 = 34,48, T_2 = 29,06$$

$k_R = \frac{1}{2T_\Sigma k_p}$, unde k_p este constanta procesului și T_Σ este suma constantelor mici. În acest caz, $T_\Sigma = 9,17$.

$$k_R = - \frac{1}{2 * 9,17 * 0,049} = - \frac{1}{0,89} = -1,12$$

Constanta de timp a filtrului se alege $T_f = (0,1:0,2)T_\Sigma$

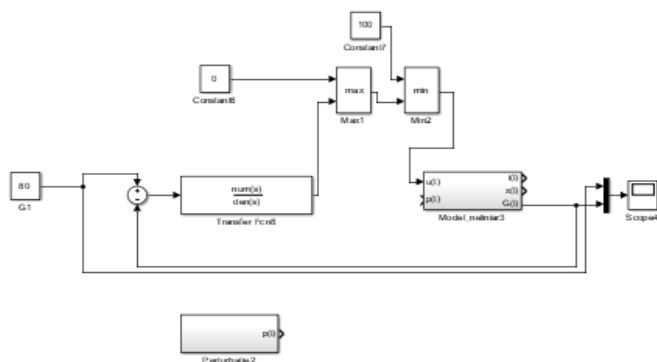
În acest caz, $T_f = 0,1 * 9,17 = 0,917$

Ecuția regulatorului PIDT1 aflată prin metoda CMVK este următoarea:

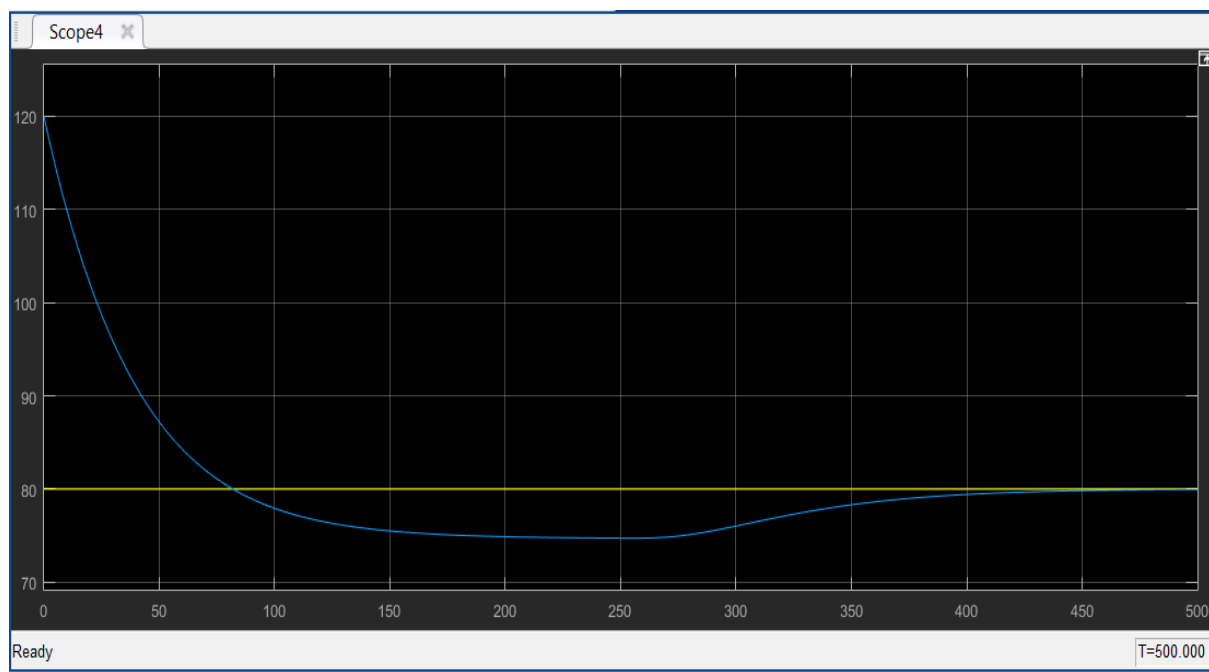
$$G_R(s) = - \frac{1,12 * (1 + 34,48*s) * (1 + 29,06)}{s * (1 + 0,917*s)}$$

Simulare scenariul A

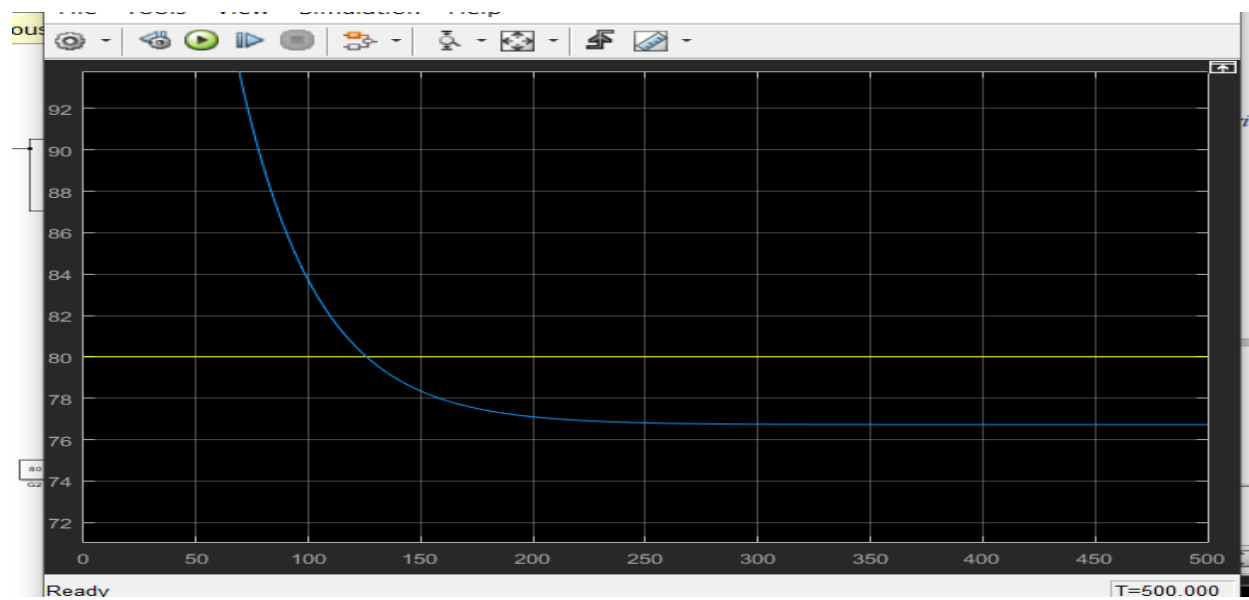
Schema Simulink pentru scenariul A este următoarea:



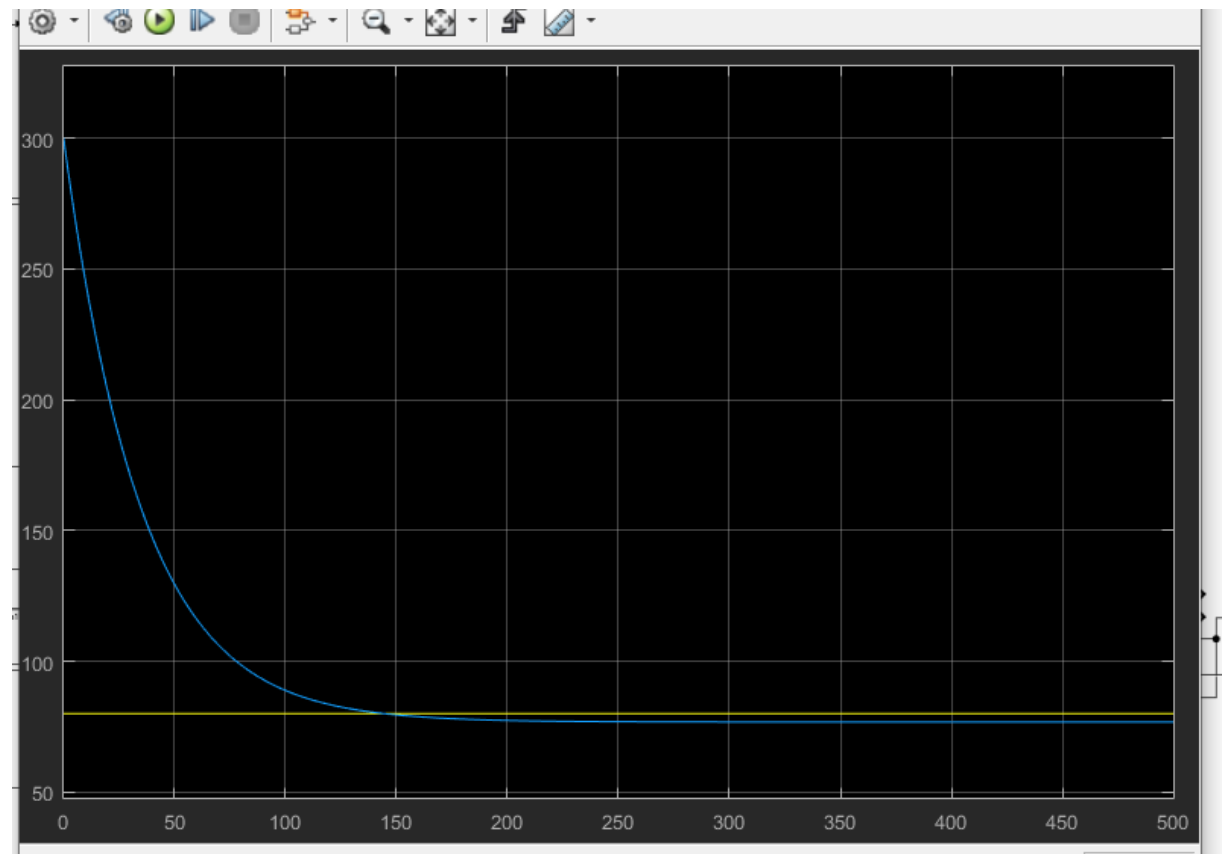
Pentru cazul A.1 in care $G_0=120$ mg/dL:



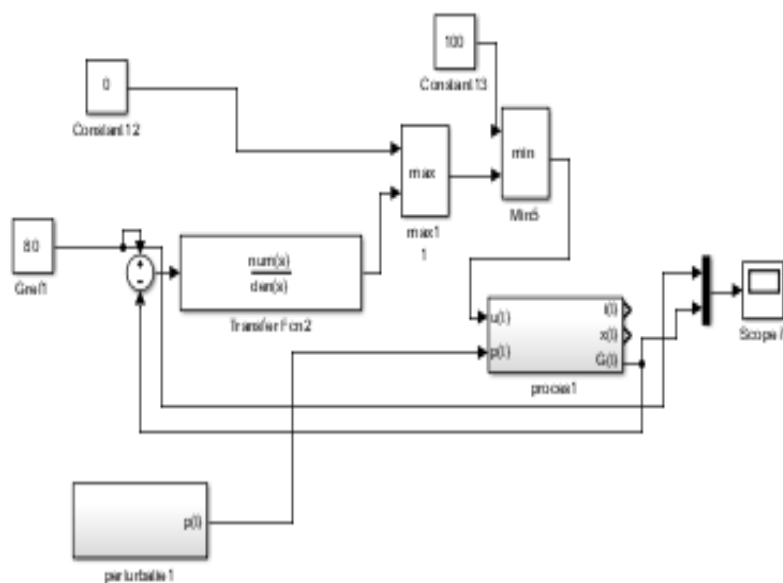
Pentru cazul A.2 in care $G_0=200$ mg/dL:



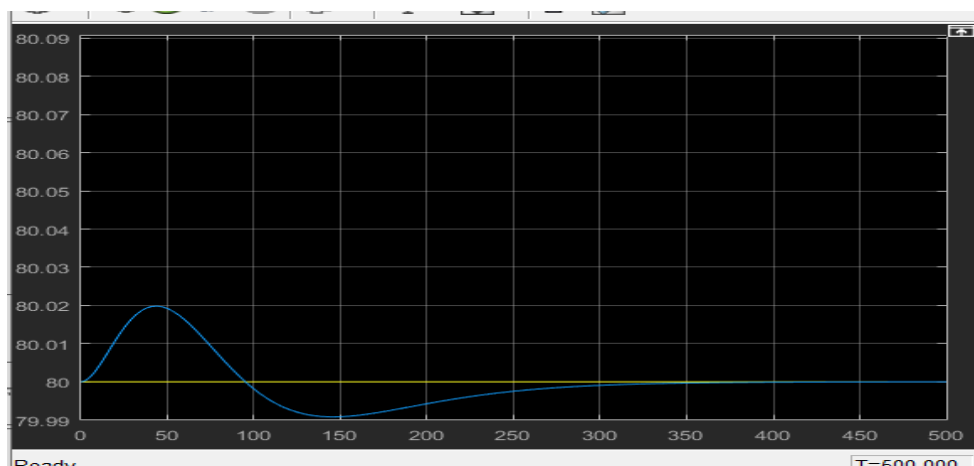
Pentru cazul A.3 in care $G_0=300$ mg/dL:



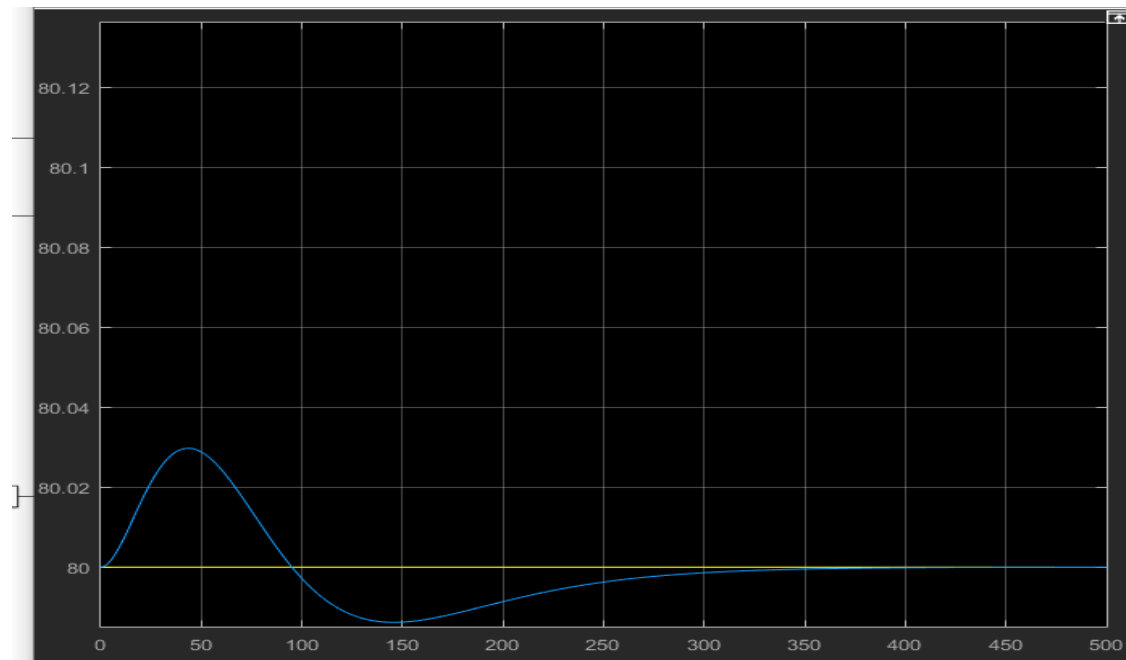
Schema Simulink pentru scenariul B:



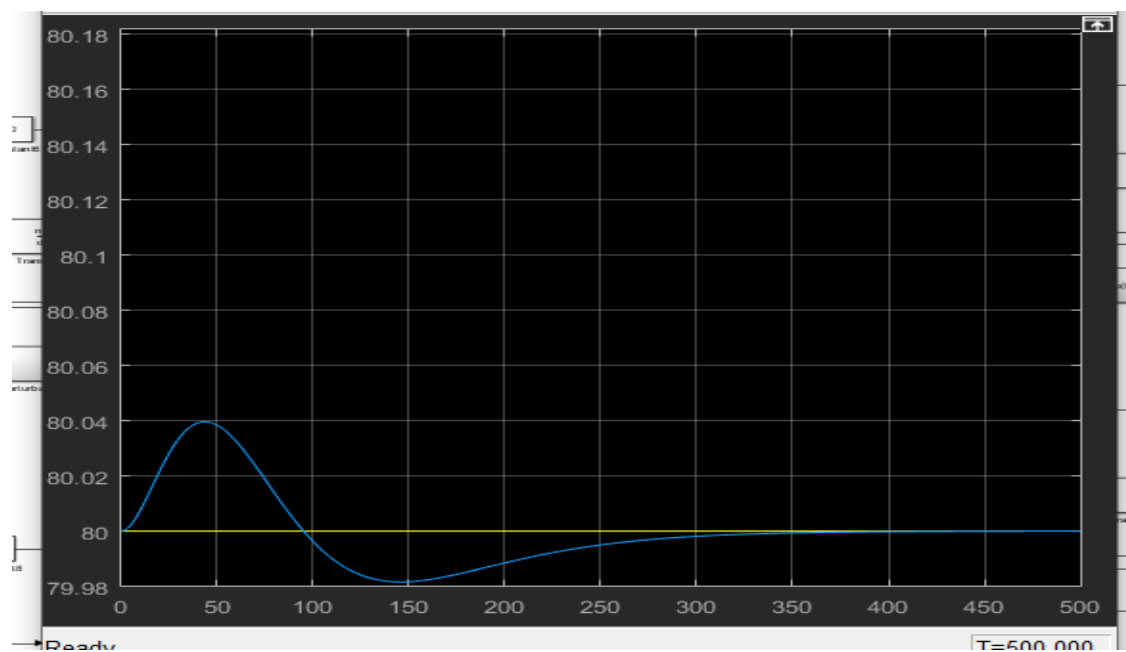
Pentru cazul B.1 in care $D_g=40g$:



Pentru cazul B.2 in care $D_g=60g$:



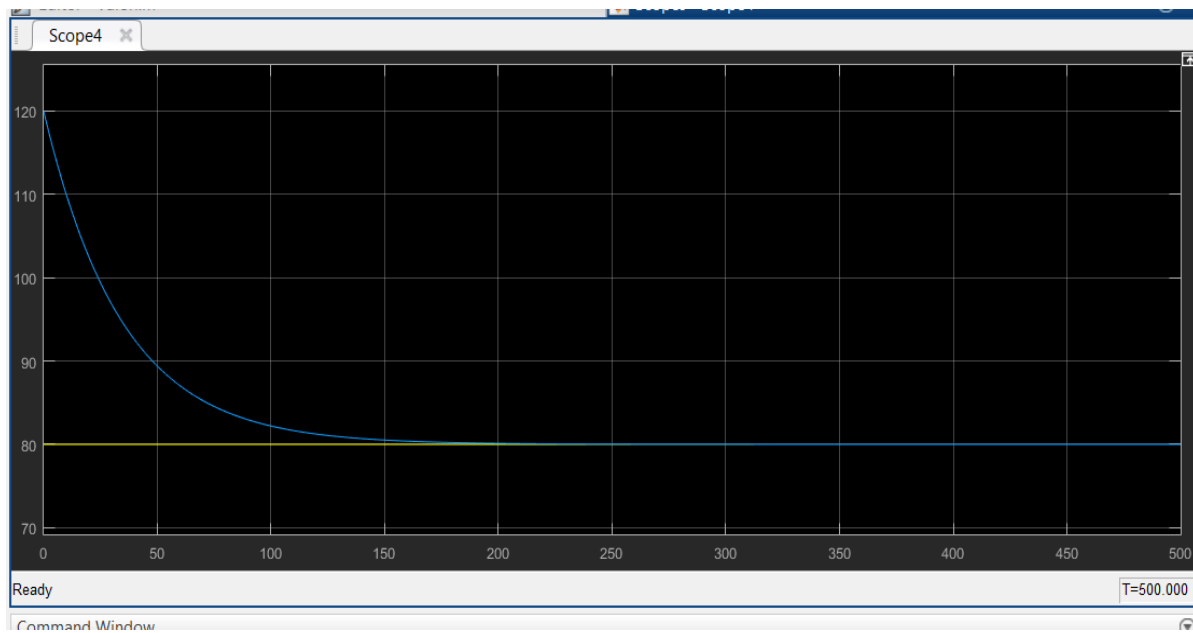
Pentru cazul B.2 in care $D_g=80g$:



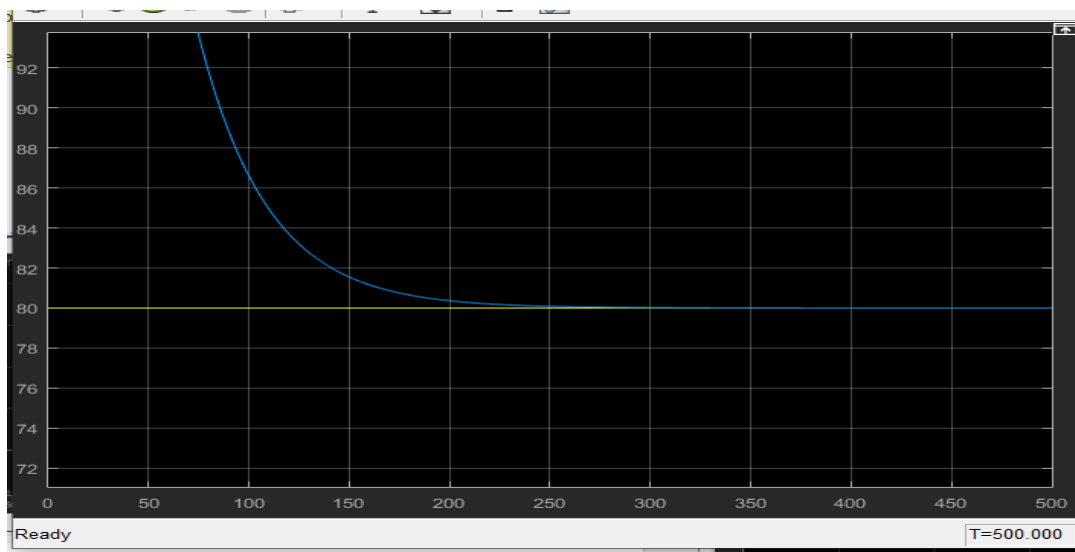
Se poate observa că în nici unul dintre cazurile scenariului A și B, valoarea concentrației de glucoză nu se stabilizează la valoarea sa de referință. În acest caz se modifică funcția de transfer a regulatorului. După modificarea funcției de transfer, valoarea concentrației de glucoză se stabilizează la valoarea sa de referință.

$$G_R(s) = - \frac{1,12*(1+34,48*s)*(1+29,06)}{s*(1+0,917*s)}$$

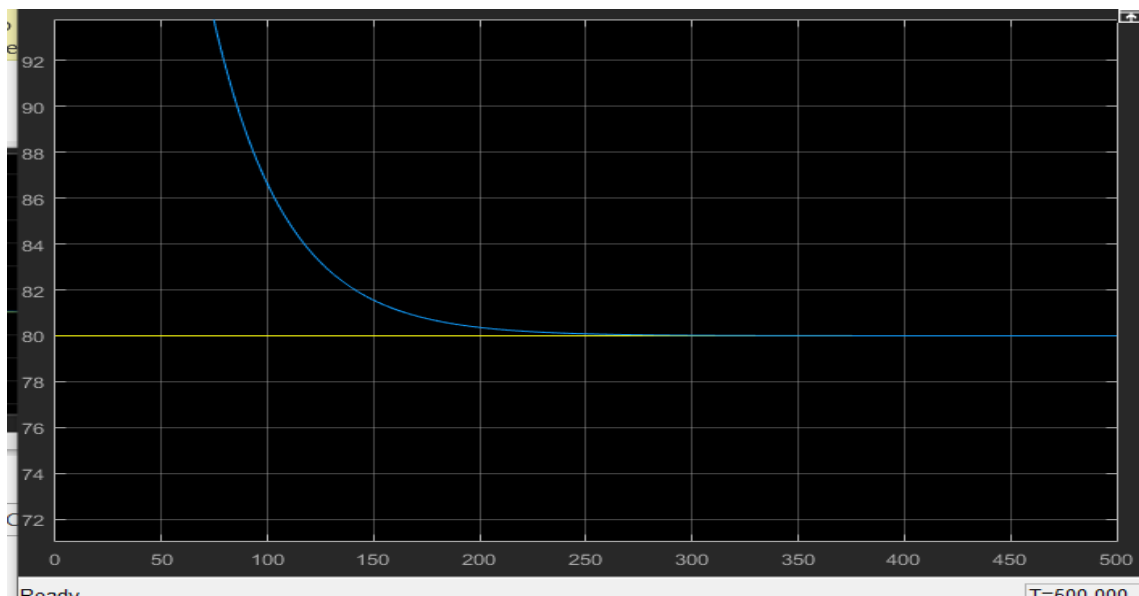
Cazul A.1 $G_0=120\text{mg/dL}$:



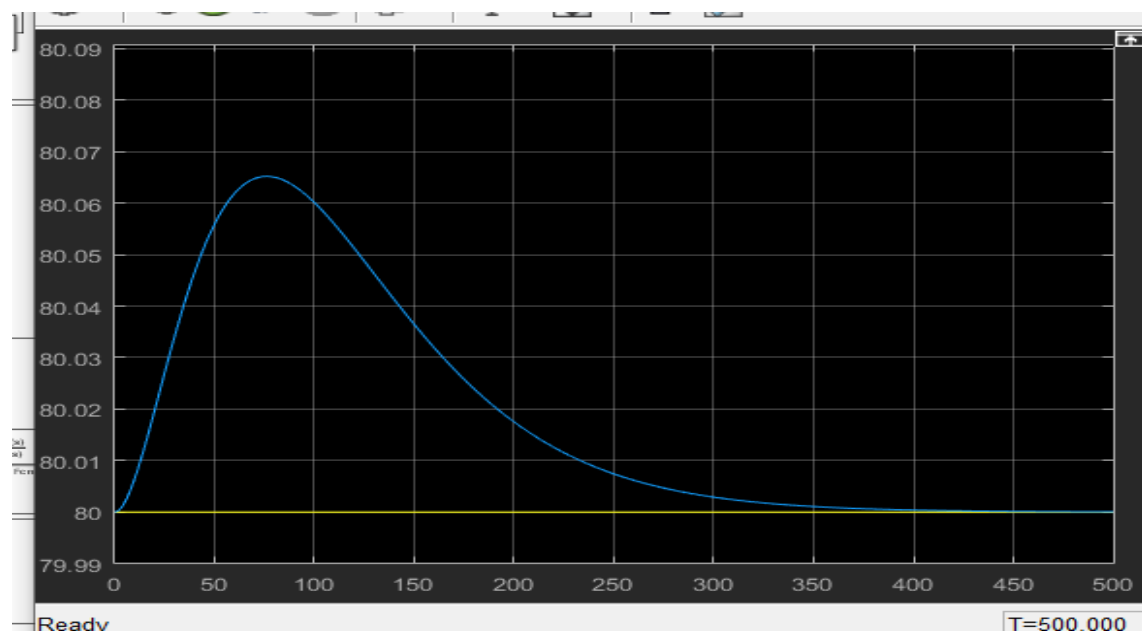
Pentru cazul A.2 în care $G_0=200\text{ mg/dL}$:



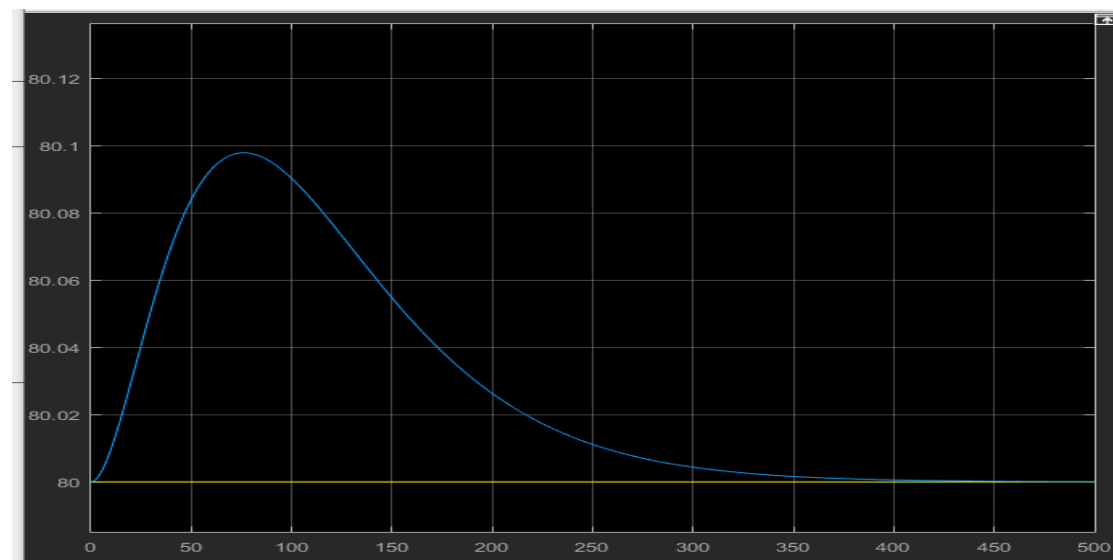
Pentru cazul A.3 in care $G_0=300$ mg/dL:



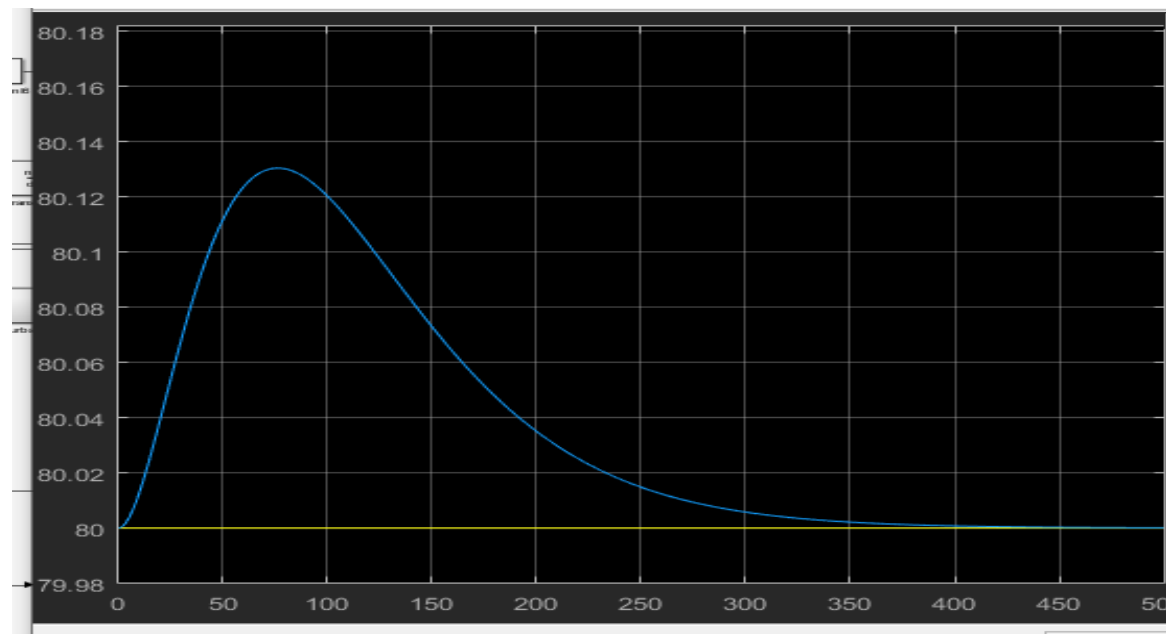
Pentru cazul B.1 in care $D_g=40$ g:



Pentru cazul B.2 in care $D_g=60g$:



Pentru cazul B.3 in care $D_g=80g$:



Structura de reglare cu estimator de stare

Proiectarea în spațiul stărilor presupune determinarea matricelor A,B,C, acestea rezultând din ecuațiile diferențiale (3). Comportarea dinamică a sistemului liniar invariant în timp va fi descrisă de ecuațiile matriceale următoare:

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}u(t)$$

$$\mathbf{y}(t) = \mathbf{C}\mathbf{x}(t) + \mathbf{D}u(t)$$

Aceste două ecuații reprezintă ecuația stării și ecuația ieșirii. Matricea A reprezintă matricea stării, matricea B reprezintă matricea intrărilor, matricea C reprezintă matricea ieșirilor, iar matricea D reprezintă matricea de acces direct a mărimii de intrare la mărimea de ieșire (care de obicei este 0).

În cadrul acestui proiect, se pot observa 3 mărimi de stare și anume: valoarea glucozei($G(t)$), valoarea legată de efectul glucozei($X(t)$) și valoarea insulinei($I(t)$).

Putem scrie următoarele relații:

$$\begin{bmatrix} \dot{G} \\ \dot{X} \\ \dot{I} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -p_1 - X_b & -G_b & 0 \\ 0 & -p_2 & p_3 \\ 0 & 0 & -n \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} G(t) \\ X(t) \\ I(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{1}{V} \end{bmatrix} \cdot [u(t)]$$

$$Y = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} G(t) \\ X(t) \\ I(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} u(t) \end{bmatrix}$$

În continuare, se vor selecta cele 3 matrice pe care trebuie să le folosim pentru proiectarea în spațiul stărilor:

$$A = \begin{bmatrix} -p_1 - X_b & -G_b & 0 \\ 0 & -p_2 & p_3 \\ 0 & 0 & -n \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{1}{V} \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Având matricele din spațiul stărilor, vom parcurge acum pașii pentru a calcula regulatorul și estimatorul de stare. Mai întâi, vom calcula polii impuri. Pentru ambele elemente vom alege un suprareglaj de 0.1%, iar pentru regulator vom avea un timp de stabilizare de 2 ore, pentru estimator fiind un timp mai mic, de 1 oră, deoarece dinamica va fi mult mai rapidă. Celor doi poli li se va adăuga un al treilea, pentru crearea polinomului din polii impuși.

De asemenea, se va demonstra că sistemul este atât controlabil, cât și observabil. Ulterior, se va scrie polinomul caracteristic al sistemului de reglare după stare, și de asemenea, polinomul caracteristic estimatorului de stare, urmând a se face identificările de coeficienți pentru a determina vectorul regulatorului și al estimatorului de stare. Vectorul regulatorului este unul linie, iar al estimatorului este o coloană, deci se vor respecta și aceste aspecte foarte importante.

Aici este prezentată metoda prin care vom afla polii impuși pentru polinomul corespunzător. Suprareglajul este de 0.1%, iar timpii de stabilizare corespunzători vor conduce la calcularea polilor doriți.

Calcularea regulatorului de stare:

$$T_0 = 120/3 = 40 \Rightarrow P_1 = -1/T_0 = -1/40 = -0.025$$

$$T_1 = T_0/10 = 40/10 = 4 \Rightarrow P_2 = -1/T_1 = -1/4 = -0.25$$

$$T_2 = T_0/40 = 40/40 = 1 \Rightarrow P_3 = -1/T_2 = -1/1 = -1$$

$$C(s) = (s - P_1)^* (s - P_2)^* (s - P_3) = (s + 0.025)^* (s + 0.25)^* (s + 1) = s^3 + 1.275s^2 + 0.282s + 0.00625$$

$$C(s) = \det[sI - A + B^*K_e]$$

$$\begin{aligned} sI - A + B^*K_e &= \begin{pmatrix} s & 0 & 0 \\ 0 & s & 0 \\ 0 & 0 & s \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} -p_1 - X_b & -G_b & 0 \\ 0 & -p_2 & p_3 \\ 0 & 0 & -n \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1/V \end{pmatrix}^* (K_1 \ K_2 \ K_3) = \\ &= \begin{pmatrix} s + p_1 + X_b & G_b & 0 \\ 0 & s + p_2 & -p_3 \\ K_1/V & K_2/V & s + n + K_3/V \end{pmatrix} \end{aligned}$$

Facand calculele obtinem:

$$K = (55.55 \ 1.26 \cdot 10^6 \ 132.312)$$

Calcularea estimatorului de stare:

$$C(s) = \det[sI - A + C^*K_e]$$

$$K_e = \begin{bmatrix} K_{e1} \\ K_{e2} \\ K_{e3} \end{bmatrix}$$

$$sI - A + C^*K_e = \begin{pmatrix} s & 0 & 0 \\ 0 & s & 0 \\ 0 & 0 & s \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} -p_1 - X_b & -G_b & 0 \\ 0 & -p_2 & p_3 \\ 0 & 0 & -n \end{pmatrix} + (1 \ 0 \ 0)^* \begin{pmatrix} K_{e1} \\ K_{e2} \\ K_{e3} \end{pmatrix} =$$

$$= \begin{pmatrix} s + p_1 + X_b + K_{e1} & G_b & 0 \\ K_{e2} & s + p_2 & -p_3 \\ K_{e3} & 0 & s + n \end{pmatrix}$$

$$\det[sI - A + C^*K_e] = \begin{vmatrix} s + p_1 + X_b + K_{e1} & G_b & 0 \\ K_{e2} & s + p_2 & -p_3 \\ K_{e3} & 0 & s + n \end{vmatrix} = (s + p_1 + X_b + K_{e1})(s + p_2)(s + n) -$$

$$-p_3 * G_b * K_{e3} - K_{e2} * G_b * (s + n)$$

$$T_s = 120/5 = 24$$

$$T_0 = T_s/3 = 24/3 = 8 \Rightarrow P_0 = 1/T_0 = 1/8 = 0.125$$

$$T_1 = T_0/2 = 8/2 = 4 \Rightarrow P_1 = 1/T_1 = 1/4 = 0.25$$

$$T_2 = T_0/4 = 8/4 = 2 \Rightarrow P_2 = 1/T_2 = 1/2 = 0.5$$

$$(s + P_0)(s + P_1)(s + P_2) = (s + 0.125)(s + 0.25)(s + 0.5) = s^3 + 0.875s^2 + 0.21875s + 0.015625$$

Facand calculele obtinem:

- $n + p_1 + p_2 + X_b + K_{e1} = 0.875$

$$0.109 + 0.029 + 0.029 + 0.0054 + K_{e1} = 0.875 \Rightarrow K_{e1} = 0.7026$$

- $(p_1 + X_b + K_{e1}) * p_2 + (p_2 + p_1 + X_b + K_{e1}) * n - K_{e2} * G_b = 0.21875$

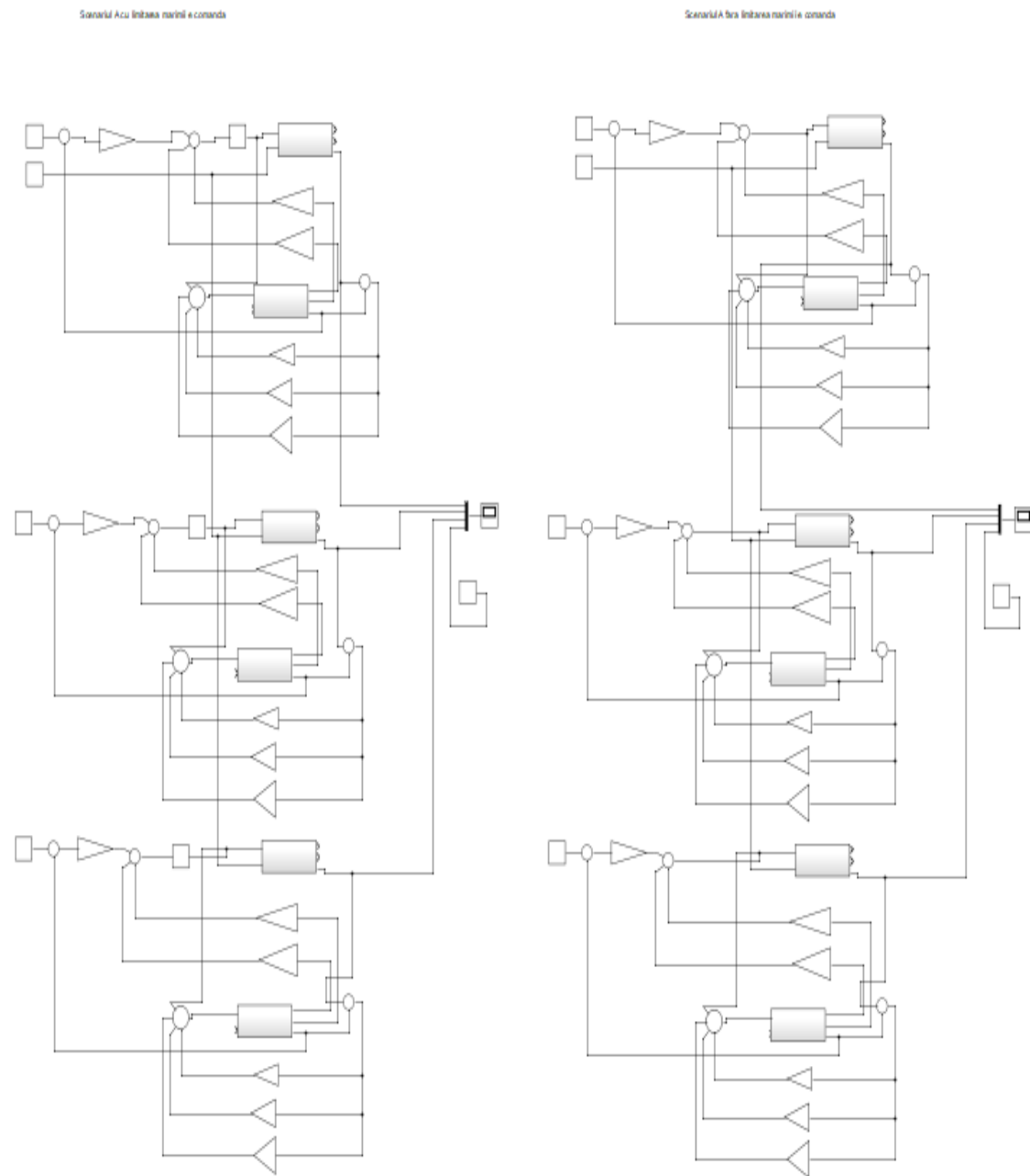
$$0.021373 + 0.083494 - 80 * K_{e2} = 0.21875 \Rightarrow K_{e2} = -1423.5375 * 10^{-6}$$

- $n * p_2 * (p_1 + X_b + K_{e1}) - n * K_{e2} * G_b - G_b * p_3 * K_{e3} = 0.015625$

$$0.002329657 + 0.012413247 - 0.0006264 * K_{e3} = 0.015625 \Rightarrow K_{e3} = -1,4$$

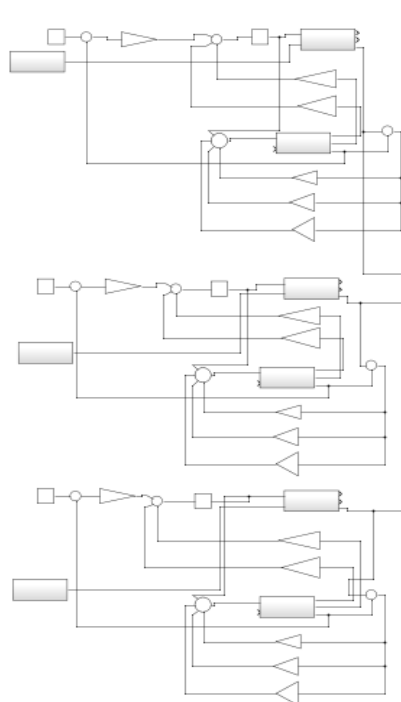
Schemele Simulink pentru scenariul A, cât și pentru scenariul B, sunt următoarele. Se observă și prezența sistemului liniarizat într-un subsistem, lucru ce constituie obiectul reglării prin estimator de stare. De asemenea, între scenariul B și scenariul A se regăsește diferența dată de blocul de perturbație care implică modelarea cantității de carbohidrați și a variației sale în raport cu timpul.

Schemele in SIMULINK pentru scenariul A:

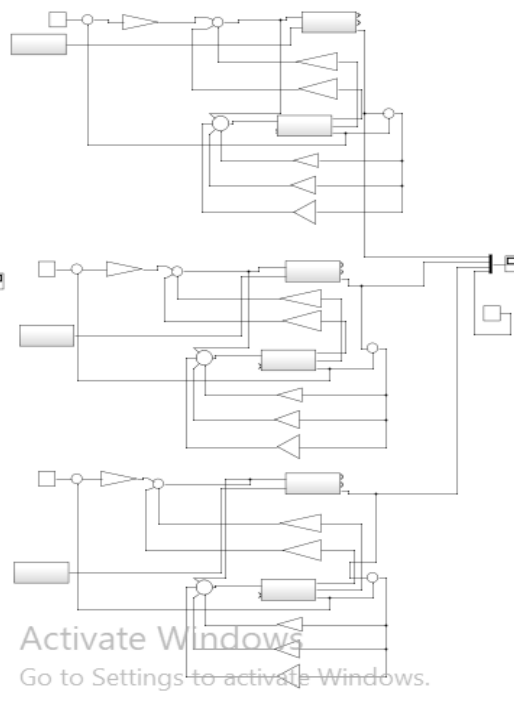


Schemele SIMULINK pentru scenariul B:

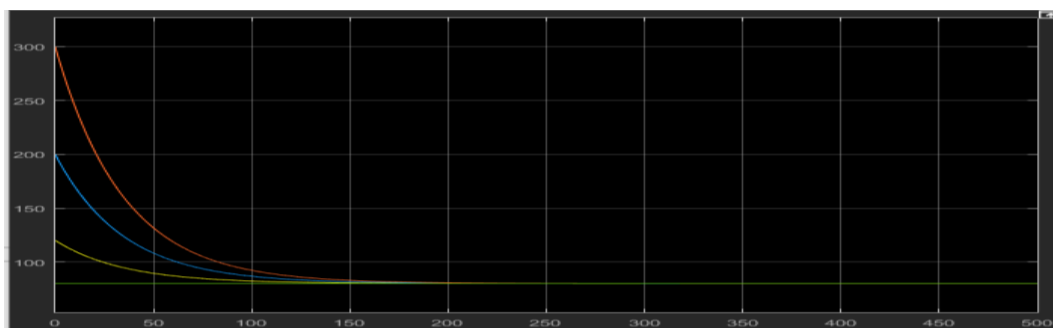
Scenariul B cu limitarea marimii de comanda



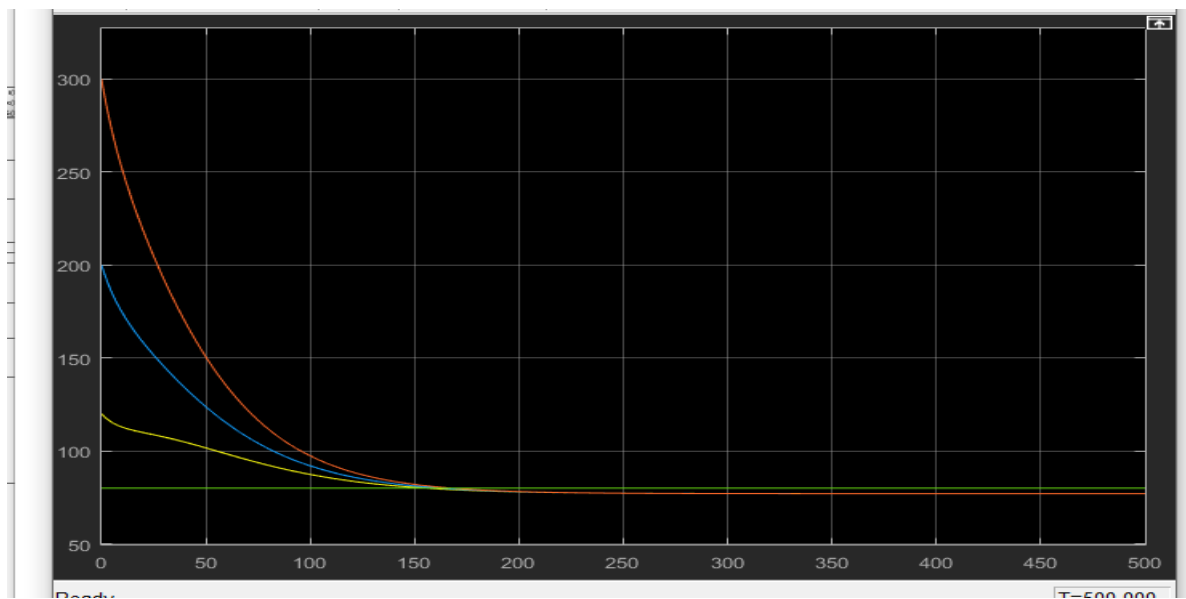
Scenariul B fara limitarea marimii de comanda



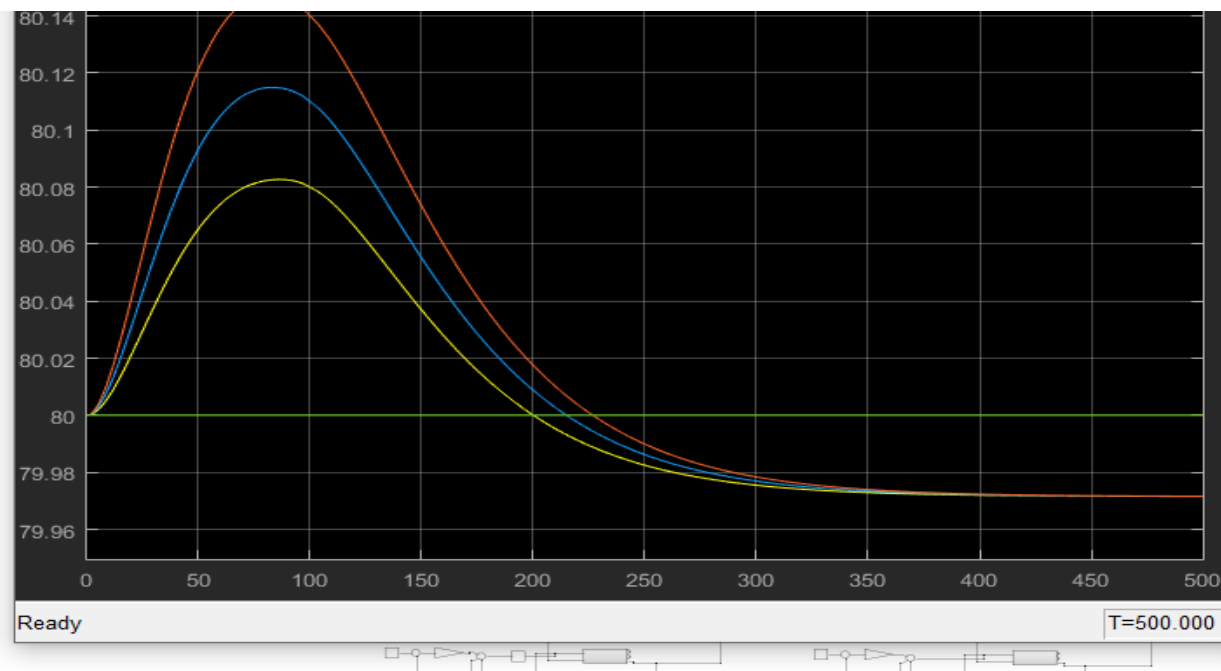
Simularea pentru scenariul A cu limitarea marimii de comanda:



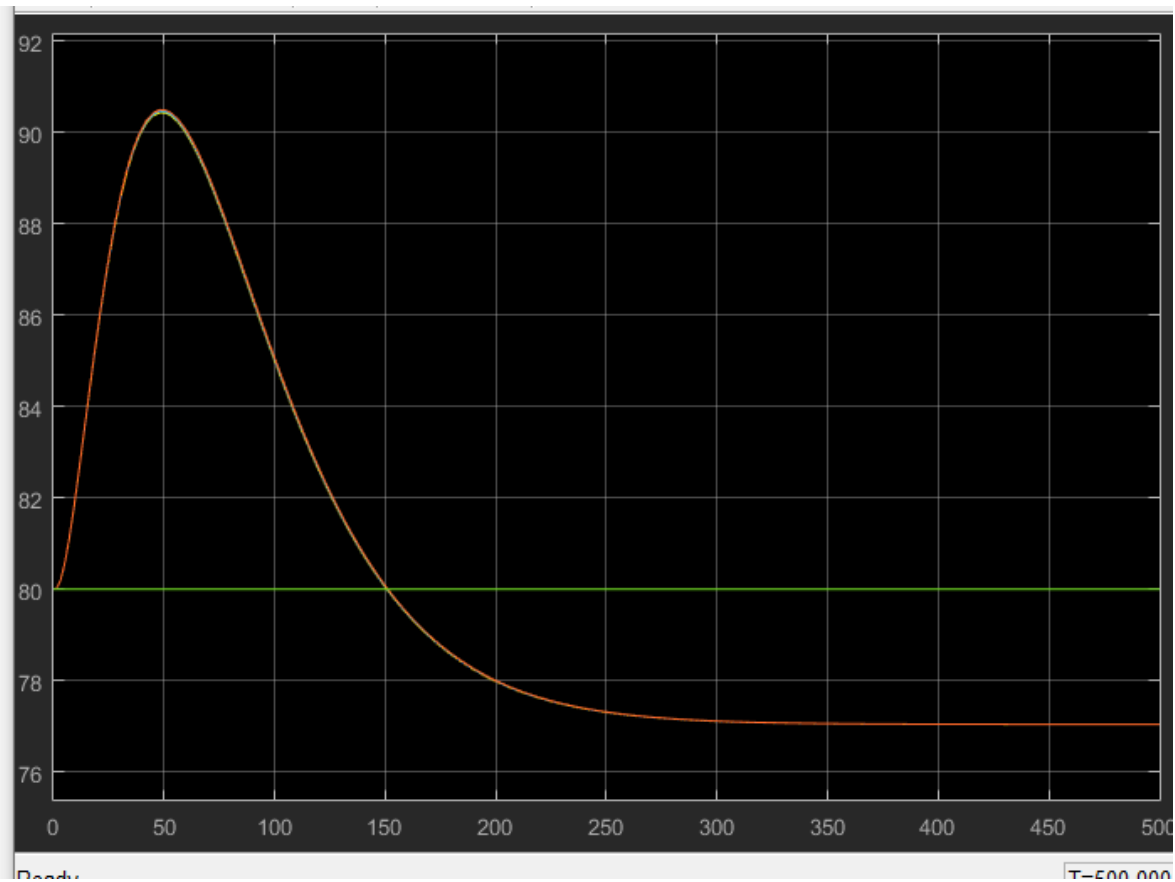
Simularea pentru scenariul A fara limitarea marimii de comanda:



Simularea pentru scenariul B cu limitarea marimii de comanda:

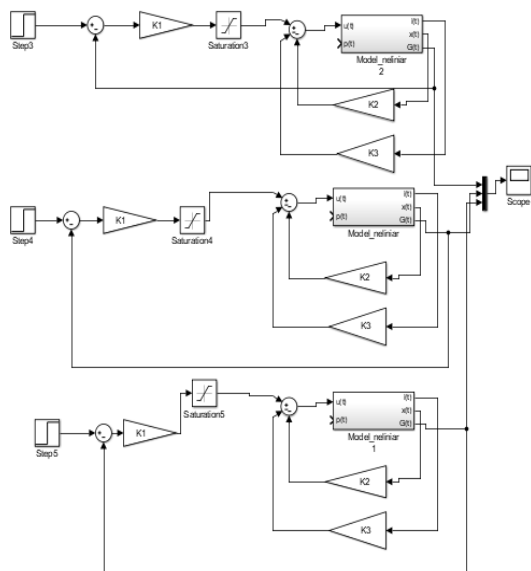


Simularea pentru scenariul B fara limitarea marimii de comanda:

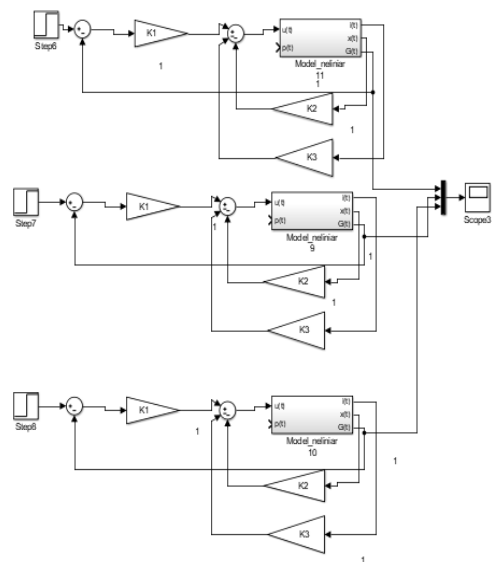


Proiectarea regulatorului in scenariul A:

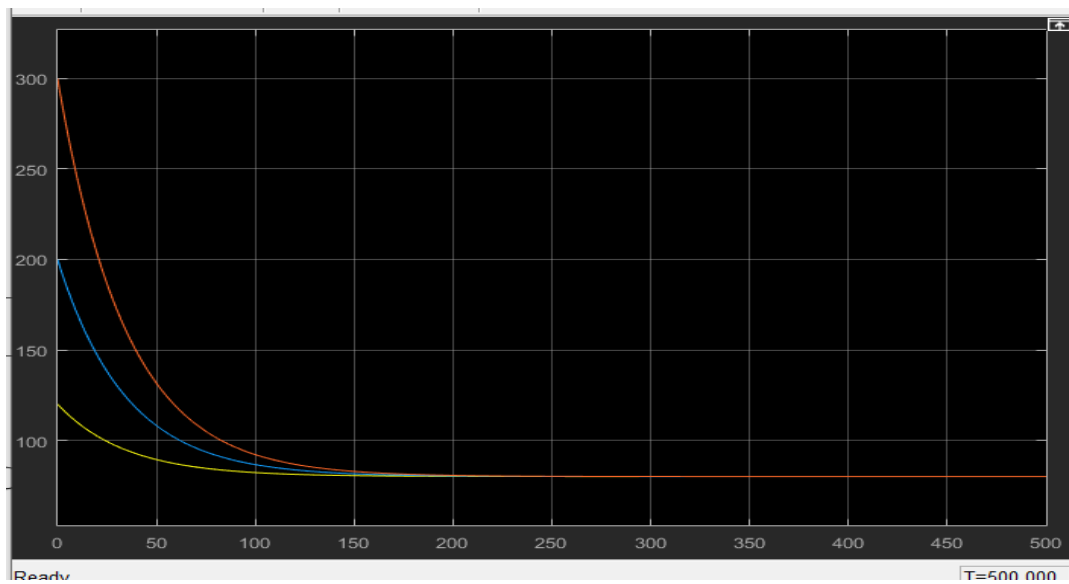
Regulator cu limitarea mării de intrare scenariul A

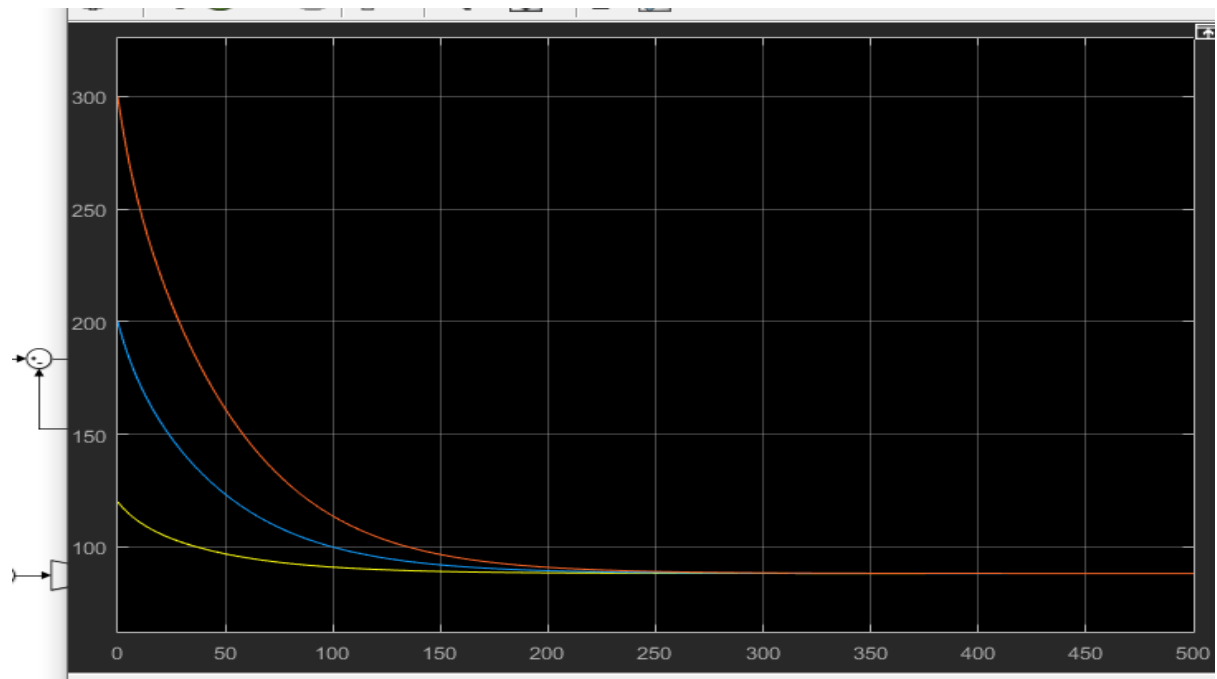


Regulator fara limitarea mării de intrare scenariul A

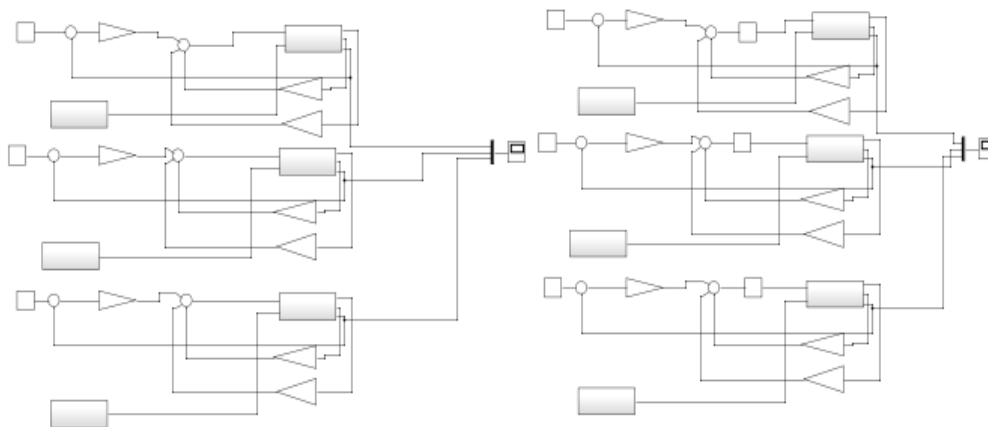


Simularile pentru scenariul A:

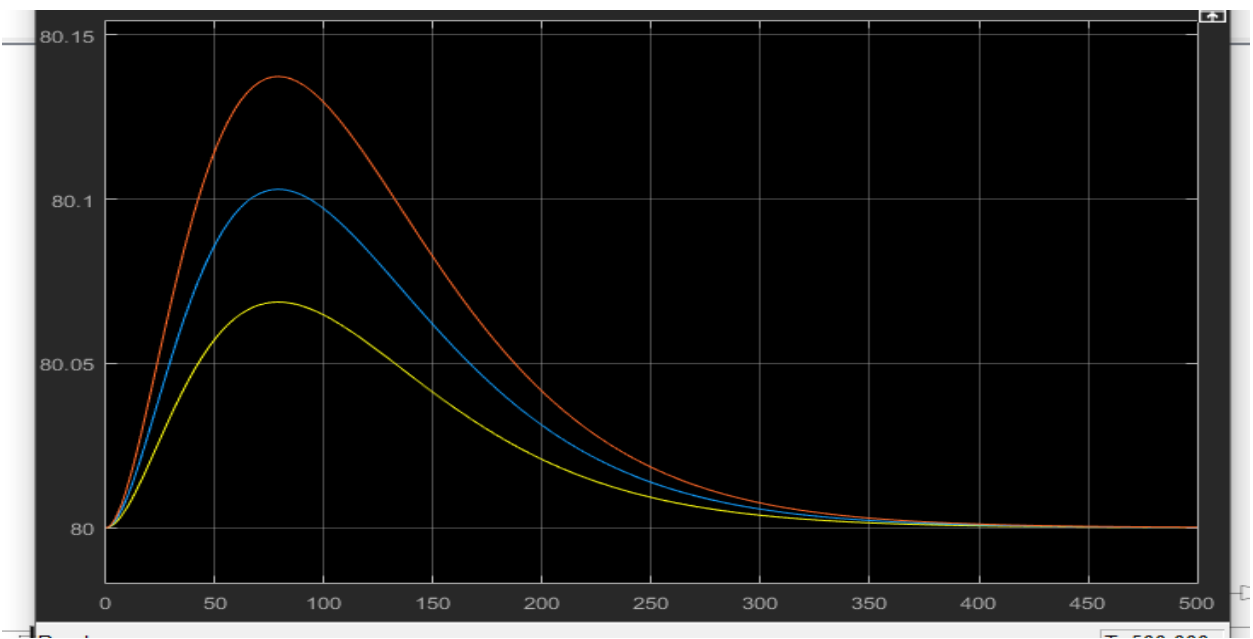
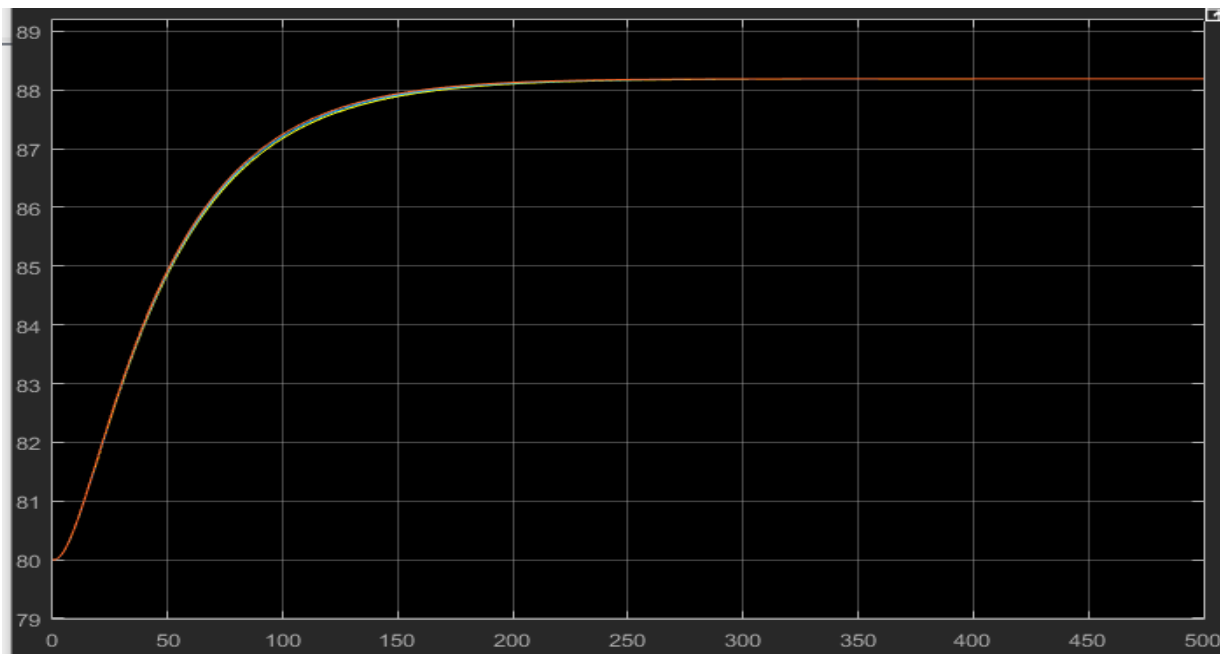




Schemele pentru scenariul B:



Simularile pentru scenariul B:



6. Concluzii

Structura de reglare convențională, proiectată cu criteriul modulului varianta Kessler atinge performanțele impuse până în clipa în care apare perturbația, atunci când timpul de stabilizare crește semnificativ, depășindu-l pe cel impus în datele de proiectare. Pentru a elimina suprareglajul am folosit un bloc MAX care oprește administrarea de insulină atunci când glicemia atinge valoarea normală de 80 mg/dL. Proiectarea cu această metodă este destul de ușoară dar performanțele obținute nu sunt chiar foarte bune.

Structura de reglare după stare necesită o proiectare mai complexă, calcularea a doi vectori pentru regulator respectiv estimator. Astfel, am calculat polii celor două elemente astfel încât estimatorul să aibă o dinamică mai rapidă decât regulatorul. Nici în această situație rezultatele nu au fost prea grozave, din nou am avut aceeași problemă când apare perturbația, timpul de stabilizare depășindu-l pe cel impus.

6. Bibliografie

- [1] Chen, J., Cao, K., Sun, Y., Xiao, Y., Su, X., *Continuous Drug Infusion for Diabetes Therapy: A Closed Loop Control System Design*, EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking, Vol. 2008, Art. ID 495185.
- [2] Cobelli, C., Toffolo, G., Ferrannini, E., *A model of glucose kinetics and their control by insulin, compartmental and noncompartmental approaches*, Mathematical Biosciences, Vol. 72 (2), Dec. 1984, p. 291–315.
- [3] Lunze, K., Singh, T., Walter, M., Brendel, M.D., Leonhardt, S., *Blood glucose control algorithms for type-1 diabetic patients: a methodological review*, Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 8 (2), Mar. 2013, p. 107-119.
- [4] Cinar, A., *Automated Insulin Delivery Algorithms*, Diabetes Spectrum, Vol. 32 (3), Aug. 2019, p. 209-214 (<https://doi.org/10.2337/ds18-0100>).
- [5] <https://www.medtronicdiabetes.com/products/minimed-670g-insulin-pump-system>