

Stabilizacja glikemii pacjentów OIOM przy użyciu regulatora LQ

Waldemar Bauer, Paweł Płuciennik

Studenckie Koło Naukowe INTEGRA, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie

Streszczenie: Artykuł poświęcony jest rozważaniom na temat sposobu automatycznej regulacji poziomu cukru we krwi pacjenta oddziału intensywnej opieki medycznej (OIOM). Opisano w nim model ICU-MM oraz proces projektowania regulatora LQ na podstawie modelu. Omówiono też dwa warianty sterowania systemem (za pomocą insuliny oraz glukozy z insuliną). Na koniec zaprezentowano aplikację wykonaną w języku Python umożliwiającą symulację glikemii pacjenta OIOM.

Słowa kluczowe: OIOM, glikemia, regulator LQR, Python, symulacja

1. Wstęp

Stan hiperglikemii medycyna definiuje jako zaburzenie metaboliczne powodujące długotrwałe (ponad dwie godziny od spożycia posiłku) utrzymywanie się poziomu glukozy w osoczu krwi powyżej poziomu 110 mg/dl.

Problem ten, z pozoru charakterystyczny jedynie dla osób cierpiących na cukrzycę, dotyka w sposób szczególny także inną grupę chorych – pacjentów oddziałów intensywnej opieki medycznej (OIOM). W tym przypadku pacjent nie musi być cukrzykiem, by wystąpiła u niego hiperglikemia; wystarczy, że zostanie poddany silnemu działaniu stresu i będzie miało miejsce zaburzenie wewnętrznej homeostazy (zdolność organizmu do zachowania równowagi) organizmu chorego.

Powodem, dla którego hiperglikemia jest zjawiskiem niepożądanym zarówno u osób chorych na cukrzycę, jak i pacjentów przebywających na oddziale OIOM, są jej powikłania. Nawet krótkotrwała hiperglikemia może prowadzić do zwiększenia ryzyka infekcji i czasu gojenia ran, zwiększenia ryzyka bakteriemii i fungemii, zwiększenia prawdopodobieństwa wystąpienia zastoinowej niewydolności serca oraz wstrząsu kardiogenego, chorób stawów, zmian naskórnych, chorób naczyniowych mózgu, śpiączki cukrzycowej, niewydolności nerek.

Interesujące wydaje się stworzenie systemu, który będzie w stanie w krótkim czasie i w bezpieczny sposób, na podstawie aktualnego stanu pacjenta, dobierać dawki insuliny i glukozy w sposób optymalny, a w efekcie przyspieszyć uzyskanie prawidłowej glikemii.

2. Intensive Care Units-Minimal Model (ICU-MM)

Omówimy teraz model służący do opisu dynamiki poziomu cukru we krwi pacjenta, w którym kolejne estymacje glikemii pacjenta są oparte zarówno na insulinie endogennej, jak i insulinie oraz glukozie egzogennej. Cechy te ma zaproponowany w 2007 r. Intensive Care Units-Minimal Model [7].

Model ten jest opisywany za pomocą układu nieliniowych równań różniczkowych:

$$\frac{dG(t)}{dt} = -(P_1 + X(t))G(t) + P_1G_b + \frac{F_G(t)}{V_G} \quad (1)$$

$$\frac{dX(t)}{dt} = -P_2X(t) + P_3(I_1(t) - I_b) \quad (2)$$

$$\frac{dI_1(t)}{dt} = \alpha \max(0, I_2) - n(I_1(t) - I_b) + \frac{F_I(t)}{V_I} \quad (3)$$

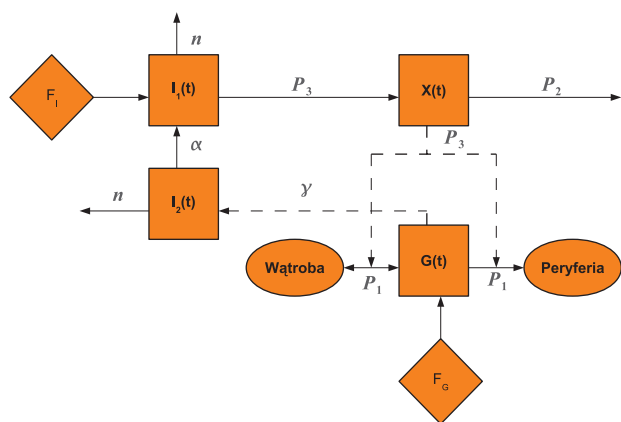
$$\frac{dI_2(t)}{dt} = \beta\gamma(G(t) - h) - nI_2(t) \quad (4)$$

Jak można zauważyć, poszczególne równania są od siebie zależne. W równaniu (1) wykorzystywana jest wartość zmiennej $X(t)$, której stan określa równanie różniczkowe (2). Równanie to jest zależne od $I_1(t)$, którego wartość wyznacza równanie (3) itd. Schemat blokowy systemu przedstawia rys. 1 [4]. Wszystkie parametry opisywane tab. 1 pochodzą z [7].

Tab. 1. Parametry modelu ICU-MM

Tab. 1. Parameters of ICU-MM

Sym	Wart.	Jed.	Znaczenie
G	300	mg/dl	stężenie glukozy we krwi
X	0,02	min ⁻¹	efektywność insuliny
I_1	56	μU/ml	stężenie insuliny we krwi
I_2	0,1	μU/ml	zmienna o znaczeniu matematycznym
F_G	0	mg/ml	podawana glukoza
F_I	0	μU/min	podawana insulina
BM	80	kg	masa ciała
V_G	1,6 BM	dl	objętość dystrybucji glukozy
V_I	120 BM	ml	objętość dystrybucji insuliny
G_b	90	mg/dl	bazowa glukoza
I_b	56	μU/ml	bazowa insulina
P_1	1,31 10 ⁻²	min ⁻¹	efektywność glukozy
P_2	1,35 10 ⁻²	min ⁻¹	zanik insuliny
P_3	2,9 10 ⁻⁶	ml/min ² μU	zanik insulinowego wzrostu
h	136	mg/ml	poziom progowy glukozy
n	0,13	min ⁻¹	stała zaniku insuliny
α	3,11	min ⁻¹	współczynnik matematyczny
β	1	min	zmienna czasowa
γ	5,36 10 ⁻³	$\frac{U/dl \ dl/mg}{min^2}$	współczynnik proporcjonalności



Rys. 1. Schemat ICU-MM

Fig. 1. ICU-MM schema

Ponieważ większość pacjentów w stanie krytycznym nie choruje na cukrzycę, insulina wytwarzana przez trzustkę jest ciągle aktywna i może wspomagać leczenie. Dostarczanie pewnej ilości insuliny za pomocą pompy insulinowej jest wskazane u większości chorych w celu zwiększenia efektywności leczenia. System opisany równaniami (1)–(4) może zatem zostać wykorzystany do konstrukcji systemu automatycznego nadzoru stanu glikemii pacjenta OIOM.

3. Konstrukcja regulatora LQ

W tym miejscu przejdziemy do opisu czynności niezbędnych do konstrukcji regulatora, który pozwoli na szybki jak i bezpieczny sposób regulacji poziomu glikemii we krwi pacjenta.

Do zaprojektowania sterowania systemu (1)–(4) rozwiążemy problem liniowo kwadratowy dla systemu zlinearyzowanego

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}\mathbf{u}(t) \quad (5)$$

i wskaźnika jakości

$$Q(u) = \int_0^{\infty} (\mathbf{x}(t)^T \mathbf{W}\mathbf{x}(t) + \mathbf{u}(t)^T \mathbf{R}\mathbf{u}(t)) dt \quad (6)$$

gdzie $\mathbf{x}(t) \in \mathbf{X} = R^n$, $\mathbf{u}(t) \in \mathbf{U} = R^r$, \mathbf{W} , \mathbf{R} są stałymi macierzami rzeczywistymi,

$$\mathbf{W}^T = \mathbf{W} \geq 0, \quad \mathbf{R}^T = \mathbf{R} > 0, \quad x(0) = x^0, \quad (\text{zobacz [1]}).$$

Jeżeli para $(\mathbf{A}; \mathbf{B})$ jest stabilizowalna a para $(\mathbf{W}; \mathbf{A})$ wykrywalna, to istnieje sterowanie optymalne minimalizujące wskaźnik jakości (6) o postaci:

$$\mathbf{u}(t) = -\mathbf{K}\mathbf{x}(t) \quad (7)$$

$$\mathbf{K} = -\mathbf{B}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{D} \quad (8)$$

gdzie $\mathbf{D} = \mathbf{D}^T > 0$ jest rozwiązaniem równania różniczkowego:

$$\mathbf{A}^T \mathbf{D} + \mathbf{D}\mathbf{A} - \mathbf{D}\mathbf{B}\mathbf{R}^{-1}\mathbf{B}^T \mathbf{D} + \mathbf{W} = 0 \quad (9)$$

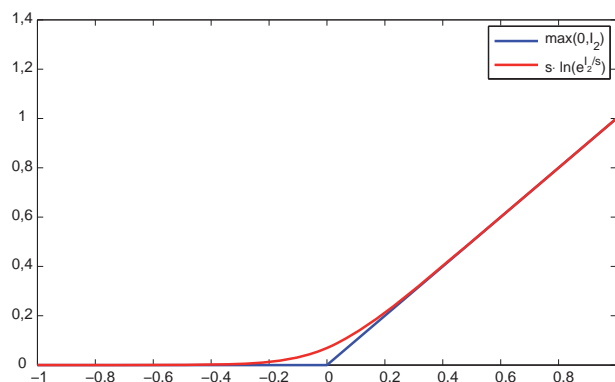
Dokonyamy teraz linearyzacji systemu (1)–(4) i zaprojektujemy regulator dla systemu zlinearyzowanego.

System (1)–(4) ma tylko jeden punkt równowagi i jest to [3]

$$\mathbf{x}_r = \begin{bmatrix} G_b \\ 0 \\ I_b \\ \frac{\beta\gamma(G_b - h)}{n} \end{bmatrix} \quad (10)$$

By przejść do linearyzacji systemu (1)–(4) konieczne jest takie przybliżenie nieróżniczkowalnej funkcji $\max(0, x)$, aby możliwe było obliczenie macierzy Jacobiego systemu. Opierając się na pracy [6] będziemy używać następującej aproksymacji

$$\max(0, x) \approx s \cdot \ln(1 + e^{x/s}), \quad \text{gdzie } s = 0,1 \quad (11)$$

Rys. 2. Aproksymacja funkcji $\max(0, I_2)$ Fig. 2. Function $\max(0, I_2)$ approximation

Dzięki przeprowadzonym obliczeniom możemy wyznaczyć macierz Jacobiego prawej strony układu równań systemu (1)–(4)

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} -P_1 + X & -G & 0 & 0 \\ 0 & -P_2 & P_3 & 0 \\ 0 & 0 & -n & \alpha k(I_2) \\ \beta\gamma & 0 & 0 & -n \end{bmatrix} k(x) = \frac{\exp(x/s)}{1 + \exp(x/s)} \quad (12)$$

Po podstawieniu punktu równowagi do macierzy Jacobiego systemu (1)–(4) uzyskujemy macierz \mathbf{A} systemu zlinearyzowanego

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} -P_1 & -G_r & 0 & 0 \\ 0 & -P_2 & P_3 & 0 \\ 0 & 0 & -n & k(I_{2r}) \\ \beta\gamma & 0 & 0 & -n \end{bmatrix} \quad (13)$$

Zbadamy teraz stabilność punktu równowagi systemu, w tym celu musimy wyznaczyć pierwiastki wielomianu charakterystycznego $W(\lambda) = \det(\lambda\mathbf{I} - \mathbf{A})$, czyli rozwiązać równanie

$$\begin{vmatrix} \lambda + P_1 & G_b & 0 & 0 \\ 0 & \lambda + P_2 & -P_3 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda + n & -k(I_{2r}) \\ -\beta\gamma & 0 & 0 & \lambda + n \end{vmatrix} = 0 \quad (14)$$

Po przekształceniach otrzymujemy

$$(\lambda + n)(\lambda + n)(\lambda + P_1)(\lambda + P_2) + k(I_{2r})\beta\gamma G_b P_3 = 0 \quad (15)$$

Zgodnie z tab. 1 mamy

$$k(I_{2r})\beta\gamma G_b P_3 \approx 0 \text{ oraz } k(I_{2r})\beta\gamma G_b P_3 > 0 \quad (16)$$

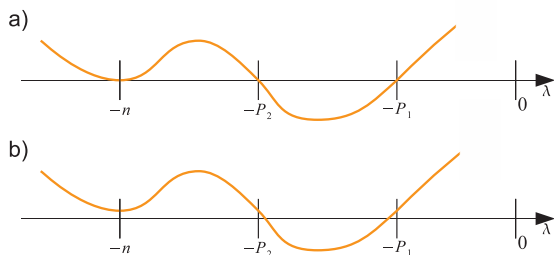
Z tego powodu możemy bazować na przybliżeniu (uzasadnia to rys. 3)

$$(\lambda + n)(\lambda + n)(\lambda + P_1)(\lambda + P_2) = 0 \quad (17)$$

Stąd łatwo oszacować części rzeczywiste wartości własnych macierzy **A**

$$\text{Re}(\lambda_{1,2}) \approx -0.13, \quad \lambda_3 \approx -0.0131, \quad \lambda_4 \approx -0.0135 \quad (18)$$

Na tej podstawie możemy stwierdzić, że punkt równowagi systemu (1)-(4) jest asymptotycznie stabilny w sensie Lapunowa.



Rys. 3. a) Przybliżony wykres funkcji (17), b) Przybliżony wykres funkcji (15)

Fig. 3. a) Approximate plot of function (17), b) Approximate plot of function (15)

Ostatnim etapem przed doбором sterowania dla systemu jest sprawdzenie, czy para **(A;B)** i **(W;A)** są odpowiednio stabilizowalna i wykrywalna. Będziemy bazować na twierdzeniach.

Twierdzenie 1. Para macierzy **(A;B)** jest stabilizowalna wtedy i tylko wtedy, gdy:

$$rz[s_i I - \mathbf{A}\mathbf{B}] = n, \quad \forall s_i \in \{s \in \lambda(\mathbf{A}) : \text{Re } s \geq 0\} \quad \text{gdzie } n \text{ jest wymiarem macierzy } \mathbf{A}. \text{ (np. [9])}$$

Twierdzenie 2. Para macierzy **(W;A)** jest wykrywalna wtedy i tylko wtedy gdy para macierzy **(A^T;W^T)** jest stabilizowalna (np. [9]).

Nasz system będzie sterowany za pomocą dwóch typów sterowania:

- sterowanie jedynie insuliną, dla którego macierz sterowania ma postać:

$$\mathbf{B}_1 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & \frac{1}{V_I} & 0 \end{bmatrix}^T \quad (19)$$

- sterowanie glukozą i insuliną, dla którego macierz sterowania ma postać:

$$\mathbf{B}_2 = \begin{bmatrix} \frac{1}{V_G} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{V_I} & 0 \end{bmatrix}^T \quad (20)$$

Ponieważ macierz **A** jest asymptotycznie stabilna więc na mocy twierdzenia 1 para **(A;B₁)** i **(A;B₂)** są stabilizowalne. Analogicznie para macierzy **(W;A)** jest wykrywalna dla każdej macierzy **W** o odpowiednich wymiarach.

4. Sterowanie systemem

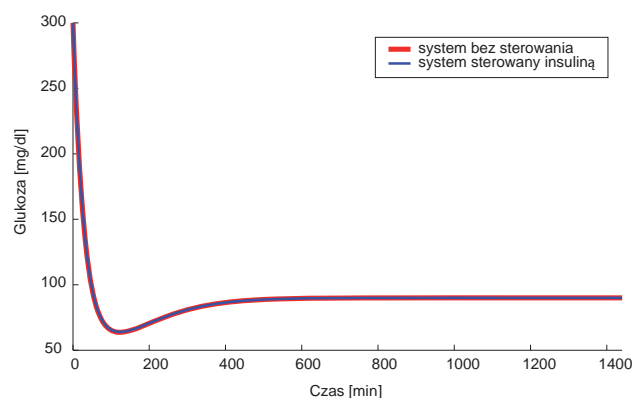
Sterowanie insuliną

Dla tego przypadku sterowania macierze wagowe zostały dobrane w następujący sposób:

$$\mathbf{W}_1 = \begin{bmatrix} 10^6 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 10^3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{R}_1 = 1$$

Otrzymujemy zatem macierz **K₁** postaci:

$$\mathbf{K}_1 = [-0.0002 \quad 1.4788 \quad 0.0000 \quad 0.0000]$$



Rys. 4. Sterowanie insulinowe

Fig. 4. Control of insulin

Widzimy, że sterowanie to nie zmienia trajektorii systemu podstawowego. Zatem możemy uznać, że sterowanie to jest nieskuteczne.

Dzieje się tak ponieważ, macierz $S = [\lambda_i I - \mathbf{A} | \mathbf{B}_1]$ dla $i = 1, 2, 3, 4$ ma pełny rząd, jednak jej minory stopnia 4 mają wartości rzędu 10^{-15} . W konsekwencji mamy do czynienia z sytuacją, gdzie układ jest praktycznie niesterowalny i rząd macierzy **S** wynika z błędów numerycznych a nie z własności systemu.

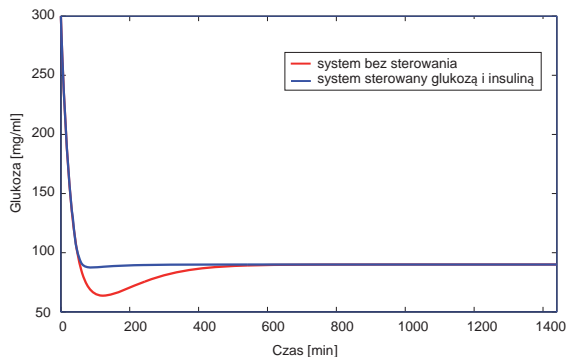
Sterowanie glukozą i insuliną

Dla tego przypadku sterowania macierze wagowe zostały dobrane w następujący sposób:

$$\mathbf{W}_2 = \begin{bmatrix} 100 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 100 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{R}_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

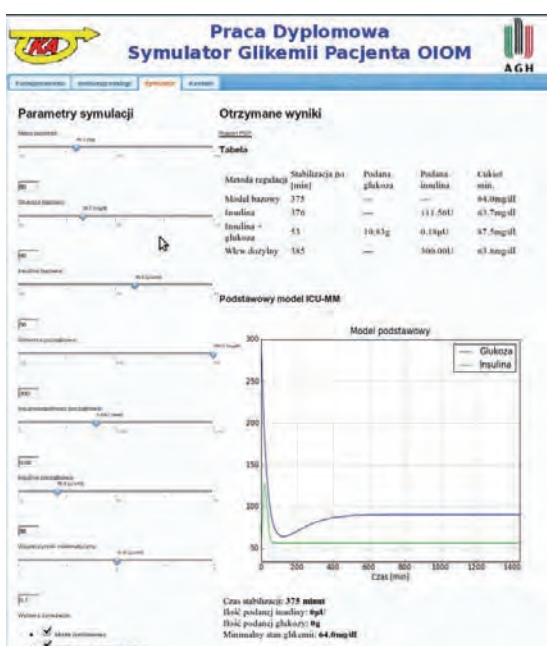
Macierz \mathbf{K}_2 przyjmie postać:

$$\mathbf{K}_2 = \begin{bmatrix} 0.0085 & -8.2149 & -0.0001 & 0.0000 \\ -0.0000 & 0.0098 & 0.0000 & 0.0000 \end{bmatrix}$$



Rys. 5 Sterowanie glukozowo-insulinowe
Fig. 5 Control of glucose-insulin

Zastosowane w tym przypadku sterowanie jest bardzo skuteczne. Pożądaný poziom cukru dla badanych parametrów osiągnięty został po około 200 minutach. Poza znaczną poprawą zbieżności systemu, należy wspomnieć też o innej korzyści wynikającej z zastosowanego rozwiązania: podawana glukoza pozwoliła zredukować drastyczny spadek poziomu cukru dużo poniżej wartości ustalonej. Minimalna wartość glukozy we krwi zarejestrowana została na poziomie 87,49 mg/dl.



Rys. 6. Symulator glikemii
Fig. 6. Simulator of blood level of glucose

Jest to wynikiem znacznie lepszym niż w modelu autonomicznym, gdzie cukier osiągał poziom nawet 63,97 mg/dl.

5. Implementacja symulatora

W celu sprawdzenia omawianych sterowań została opracowana internetowa aplikacja w języku Python [11]. Wykorzystywane są w niej biblioteki NumPy, SciPy, Django, Matplotlib, Python Control System Library oraz JQuery. Program pozwala użytkownikowi na ustawienie podstawowych wartości parametrów opisujących model oraz wyboru typów symulacji, jakie zostaną wykonane. W rezultacie generowane są wykresy wybranych wariantów oraz podsumowania opisujące każdą symulację. Symulacje są wykonywane w środowisku Python. Istnieje również możliwość zapisu przeprowadzonych symulacji do pliku PDF.

6. Podsumowanie

W dobie świata zmagającego się z chorobami cywilizacyjnymi coraz bardziej palącym problemem staje się cukrzyca i związane z nią powikłania. Obecnie u ponad 5 % ogółu populacji występuje zespół problemów metabolizmu cukru. W wielu przypadkach prowadzi on do ciężkich powikłań które mogą się kończyć nawet utratą życia chorych.

Zauważmy również, że nadal nie istnieją efektywne metody leczenia tego stanu, a obecnie znane wymagają od pacjentów i lekarzy stałego monitorowania stanu glikemii [8, 10]. W ten sposób marnowany jest czas i środki, które można przeznaczyć na rozwój medycyny.

Uważamy, że konstrukcja automatycznego systemu dozoru stanu glikemii, nie tylko u pacjenta oddziału OIOM, jest jednym z większych wyzwań jakie stawiane są przed ekspertami w dziedzinie automatyki i teorii sterowania. Nasz projekt pokazuje, w niewielkim zakresie, jak można rozwiązać ten problem. Zdajemy sobie również sprawę, że opracowane przez nas rozwiązania są jedynie wstępem do realizacji pełnie automatycznego systemu kontroli i regulacji glikemii pacjentów oddziałów intensywnej opieki medycznej.

Bibliografia:

1. Athans M., Falb P.L.: *Sterowanie optymalne. Wstęp do teorii i jej zastosowania*. WNT, Warszawa 1969.
2. Baranowski J.: *Modelling of delay in glucose-insulin dynamics*. Bio-Algorithms and Med-Systems, 6(12): p. 123–130, 2010.
3. Bauer W., Płuciennik P., Baranowski J., Mitkowski W.: *LQ based glucose stabilisation for Intensive Care Unit patients*. CMS'09 Computer Methods and Systems, 26–27 November 2009, Kraków, Poland, Eds. Tadeusiewicz R., Ligęza A., Mitkowski W., Szymkat M., s. 307–312.
4. Bauer W., Płuciennik P.: *Symulator glikemii pacjenta oddziału intensywnej opieki medycznej (OIOM)*. Opiekun pracy: dr inż. Jerzy Baranowski. Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki, Akademia Górnicza-Hutnicza w Krakowie, 2011.

5. Chee F., Fernando T.: *Closed-Loop Control of Blood Glucose*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2007.
6. Haverbeke N., Van Herpe T., Diehl M., Van den Berghe G., De Moor B.: *Nonlinear model predictive control with moving horizon state and disturbance estimation – application to the normalization of blood glucose in the critically ill*. Proceedings of the IFAC World Congress 2008. IFAC World Congress 2008, p. 9069–9074, Seoul, Korea, 2008.
7. Van Herpe T., Espinoza M., Haverbeke N., De Moor B., Van den Berghe G.: *Glycemia prediction in critically ill patients using an adaptive modeling approach*. Journal of Diabetes Science and Technology, 1(3): p. 348–356, 2007.
8. Janeczko-Sosnowska E.: *Nagle skoki glikemii. hiperglikemia jako kluczowy czynnik ryzyka powikłań cukrzycy*. DiabetoLOGIA na co dzień, 2(11): s. 12–15, 2008.
9. Mitkowski W.: *Równania macierzowe i ich zastosowania*. AGH Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, Kraków 2006.
10. Zapala E., Strzeszyński Ł., Jaeschke R.: *Intensywna insulino-terapia u chorych na internistycznych oddziałach intensywnej terapii*. Medycyna Praktyczna, (6), 2006.
11. Python Programming Language – Official Website. <http://python.org>. ■

Stabilization ICU patient glycaemia with LQ controller

Abstract: This article is devoted to reflection about how to automatically control the blood sugar level of the ICU patient. It will

describe ICU-MM model and process of designee LQ controller regulator which is based on this model. Two variants of control will be considered (using insulin and glucose with insulin). Finally an application for ICU blood glucose level patient simulation, implemented within Python environment, will be discussed.

Keywords: ICU, Python, ICU-MM, simulation, blood level of glucose, LQ controller

Waldemar Bauer

Urodzony w Przemyślu. Mieszka i studiuje w Krakowie. Student studiów drugiego stopnia na kierunku Informatyka Stosowana na wydziale EAlIE. Członek dwóch kół naukowych Integra i Glider (katedra Automatyki wydział EAlIE). Zainteresowania: modelowanie matematyczne, bionika, wykorzystaniem informatyka w medycynie, analiza sygnałów.

e-mail: wbauer@student.agh.edu.pl



Paweł Płuciennik

Urodzony i zamieszkały w Krakowie, student I roku studiów drugiego stopnia na kierunku Informatyka Stosowana w Akademii Górniczo-Hutniczej. Członek kół naukowych Integra i Synergy. Zainteresowania: projektowanie aplikacji, zarządzanie projektami, zastosowania informatyki w medycynie, techniki interpersonalne.

e-mail: pplucien@student.agh.edu.pl



Integra
koło naukowe

Studenckie Koło Naukowe INTEGRRA

Studenckie Koło Naukowe INTEGRRA działa w Katedrze Automatyki Akademii Górniczo-Hutniczej im. Stanisława Staszica w Krakowie. Zrzesza ono obecnie ponad 100 członków zainteresowanych m.in. robotyką, elektroniką, bioinżynierią, fizyką, modelowaniem.

Opiekunem koła jest dr inż. Dariusz Marchewka.

W ramach koła realizowane są liczne projekty techniczne, organizowane są także seminaria i warsztaty. Koło bierze aktywny udział w wydarzeniach takich jak: Małopolska Noc Naukowców, Festiwal Nauki czy Interaktywny Piknik Wiedzy w Rzeszowie.

Głównym obszarem działalności koła są roboty mobilne. Członkowie zrzeszeni w Sekcji Robotyki i Mechatroniki pod opieką dr inż. Dariusza Marchewki, odnoszą liczne sukcesy w zawodach robotów na szczeblu ogólnopolskim i międzynarodowym. Od czasu założenia koła powstało już kilkadziesiąt robotów. Organizowane są również liczne pokazy i prezentacje najciekawszych projektów realizowanych przez członków koła. Największą imprezą organizowaną przez koło jest Festiwal Robotyki ROBOCOMP, podczas którego odbywają się międzynarodowe zawody robotów.

Nowym pomysłem w kole jest Sekcja Inżynierii Kosmicznej - SIK, której opiekunem jest dr inż. Paweł Piątek. Głównym celem SIKu jest integracja studentów wokół projektów związanych z sze-

roko rozumianą inżynierią kosmiczną. Aktualnie prowadzonym projektem jest przygotowanie misji balonu stratosferycznego. Podczas misji planowane jest zrobienie zdjęć na dużej wysokości oraz wykonanie pomiarów warunków atmosferycznych, położenia balonu, pola magnetycznego.

Sekcja Modelowania i Systemów Dynamicznych pod opieką dr inż. Jerzego Baranowskiego zajmuje się bardziej teoretycznymi aplikacjami, w szczególności modelowaniem, sterowaniem i symulacją procesów biologicznych i technologicznych. Wśród prac członków koła można wyróżnić modelowanie procesów hiperglikemii pacjentów OIOM, immunoterapii raka, metabolizmu chorych na cukrzycę.

Dane kontaktowe:

Studenckie Koło Naukowe INTEGRRA

Katedra Automatyki

Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie

WWW koła: www.integra.agh.edu.pl

e-mail koła: integra@integra.agh.edu.pl