

PEMODELAN SISTEM KONTROL TERAPI KANKER TIPE HIPERTERMIA BERBASIS GAIN SCHEDULING

Afrian Ramadhan^{*}, Imam Santoso dan Sumardi

Departemen Teknik Elektro, Universitas Diponegoro
Jl. Prof. Sudharto, SH, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang 50275, Indonesia

^{*}E-mail: afrianramadhaan@gmail.com

Abstrak

Terapi hipertermia merupakan sebuah terapi yang digunakan pada pengidap penyakit kanker. Tujuan dari terapi hipertermia adalah menaikkan tingkat suhu pada bagian atau keseluruhan tubuh manusia di atas suhu rata-rata, biasanya berkisar antara 41°C sampai dengan 45°C. Perancangan sistem kendali pada terapi hipertermia memiliki beberapa kendala yang disebabkan adanya gangguan berupa perubahan suhu dan sistem memiliki respon berbeda pada tiap-tiap titik kerja. Salah satu penyebab perubahan suhu adalah perubahan perfusi darah. Berdasarkan hal tersebut, dibutuhkan suatu model kendali modern yang mampu membuat respon sistem mengikuti perubahan setpoint pada beberapa titik kerja serta meminimalisir efek gangguan pada respon sistem sehingga keluaran suhu sesuai dengan yang diharapkan. Metode PID (Proportional Integral Derivative) Gain Scheduling merupakan salah satu jenis metode kendali modern yang mampu mengendalikan plant yang memiliki beberapa titik kerja. Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan, pengendali PID (Proportional Integral Derivative) Gain Scheduling menggunakan metode tuning parameter Ziegler Nichols dengan tingkat perfusi darah sebesar 10 ml min⁻¹g⁻¹ sampai 100 ml min⁻¹g⁻¹ pada sistem terapi hipertermia memiliki nilai rata-rata IAE (Integral Area Error) terkecil dibanding kedua metode tuning lainnya.

Kata kunci: terapi, hipertermia, PID, Gain Scheduling, PID tuning parameter, perfusi darah

Abstract

Hyperthermia therapy is one of many methods that can be used to cure cancer. The purpose hyperthermia therapy is to raise the minimum local temperature above the normal level, around 41°C to 45°C. There are some problem in designing controller of hyperthermia therapy, which is the existence of disturbance in the form of temperature changing rate and the system itself have more than one working point. The reason of the temperature changing rate and multiple work point of the system is blood perfusion. Therefore it is needed to design a modern control system to minimize the effect of the disturbance on the respon system. PID (Proportional Integral Derivative) Gain Scheduling is a method of modern control that can control system with multiple working point. According to the experiment that has been done, PID (Proportional Integral Derivative) Gain Scheduling controller using Ziegler Nichols tuning parameter methods with blood perfusion rate ranging from 10 ml min⁻¹g⁻¹ to 100 ml min⁻¹g⁻¹ on hyperthermia therapy system has the least average of IAE (Integral Area Error) compared to the other two tuning methods.

Keywords: hyperthermia therapy, PID, Gain Scheduling, PID tuning parameter, blood perfusion

1. Pendahuluan

Terapi hipertermia merupakan salah satu metode untuk mengobati penyakit kanker. Tujuan dari terapi hipertermia memanaskan bagian sel yang terjangkit kanker hingga suhu di atas suhu normal tubuh yaitu 41°C-45°C[1]. Terapi hipertermia pada penelitian ini adalah tipe terapi hipertermia *local interstitial*. [2]. Kendala pada perancangan sistem kendali terapi hipertermia adalah kestabilan perubahan suhu yang disebabkan oleh banyak factor salah satunya ada perubahan nilai perfusi darah[3][4]. Perubahan nilai perfusi darah akan mengakibatkan *non-linearitas* pada sistem[4]. Berdasarkan hal tersebut, dibutuhkan suatu metode

kendali modern yang mampu mengendalikan respon sistem untuk mengikuti perubahan tingkat perfusi darah sehingga respon sistem sesuai dengan yang diharapkan. Metode kendali *PID Gain Scheduling* merupakan salah satu jenis kendali modern yang mampu mengendalikan sistem terapi hipertermia. Pengendali ini dipilih karena dapat mengendalikan sistem yang memiliki titik kerja lebih dari satu. Metode tuning parameter K_p , K_i , dan K_d yang dibandingkan adalah Ziegler Nichols, Chien Regulator, dan Chien Servo [5]. Perbandingan kinerja kendali PID Gain Scheduling dengan PID biasa juga dilakukan untuk mengetahui perbedaan diantara kedua sistem kendali. Sistem kendali tersebut akan diterapkan pada sistem terapi hipertermia dengan *plant FOPDT* pada

penelitian sebelumnya [4]. Analisis perbandingan kinerja sistem kendali *PID Gain Scheduling* dengan 3 metode empiris *tuning* parameter PID tersebut berdasarkan nilai IAE.

2. Metode

2.1. Terapi Kanker Hipertermia

Terapi hipertermia merupakan sebuah terapi yang digunakan pada pengidap penyakit kanker. Pengertian lainnya tentang hipertermia adalah menaikkan tingkat suhu pada bagian atau keseluruhan tubuh manusia di atas suhu rata-rata, biasanya berkisar antara 41°C sampai dengan 45°C [1]. Pada penelitian ini tipe terapi hipertermia yang akan dibahas adalah tipe *local interstitial*. Beberapa metode pada hipertermia *local* adalah dengan menggunakan *external applicator* yaitu menggunakan aplikator eksternal digunakan untuk mengantarkan energi ke tumor di bawah kulit dengan menempatkan probe atau jarum ke dalam tumor untuk mengantarkan energi/panas[2]. Terapi kanker hipertermia menggunakan prinsip perpindahan panas tubuh Pennes [1]. Persamaan perpindahan panas tubuh Pennes dapat dilihat pada persamaan (1)[6]

$$k\nabla^2 T + \rho_b c_b \omega_b (T_a - T) + Q_m + Q_r = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (1)$$

Dimana ∇^2 merupakan operasi laplace, $T(x,t)$ merupakan suhu sekitar, k adalah konduktivitas suhu, ρ merupakan kepadatan massa, dan c adalah panas spesifik. ρ_b, c_b, ω_b berturut-turut adalah densitas, spesifik panas, dan perfusi dari darah. T_a merupakan suhu arteri. Q_m dan Q_r berturut-turut adalah penghasil panas dan deposisi panas yang disebabkan oleh factor panas dari luar.[6]

Dari persamaan perpindahan panas tubuh Pennes dilakukan simulasi yang hasilnya adalah respon sistem pada tiap-tiap tingkat perfusi darah. Pendekatan menggunakan persamaan FOPDT (*First Order Plus Dead Time*) dengan hasil berupa *gain* (K), *time constant* (τ), dan waktu tunda (θ). Pada Tabel 1, dapat dilihat hasil dari simulasi berdasarkan persamaan perpindahan panas tubuh Pennes [4].

Tabel 1. Formula tuning parameter PID [4]

Blood Perfusion Rate ($ml\ min^{-1}100g^{-1}$)	Gain (K)	Time Constant (τ)
10	2.3	507
20	1.1	250
30	0.67	165
40	0.46	123
50	0.35	97
60	0.27	79
70	0.22	67
80	0.18	57
90	0.15	50
100	0.12	43

Dari Tabel 1, dapat dilihat nilai *gain* (K) dan *time constant* (τ) memiliki nilai berbeda pada tiap-tiap perfusi darah. Nilai *dead time* (θ) memiliki nilai yang sama pada seluruh variasi perfusi darah yaitu sebesar 45 detik (s).

2.2. First Order Plus Dead Time (FOPDT)

Suatu fungsi alih yang merupakan kombinasi dari sistem orde satu dengan waktu tunda disebut dengan model *First-Order Plus Dead Time* (FOPDT). Model matematis respon proses FOPDT dapat direpresentasikan ke dalam bentuk fungsi alih proses ($G(s)$) dengan transformasi *Laplace* yang ditunjukkan pada persamaan (2)[7].

$$G(s) = \frac{y(s)}{u(s)} = \frac{K}{\tau s + 1} e^{-\theta s} \quad (2)$$

dengan K merupakan *gain* proses, θ merupakan waktu mati pada proses, dan τ merupakan konstanta waktu proses. Pada penelitian ini dibutuhkan model *plant FOPDT* yang dapat mengikuti perubahan *gain* dan *time constant*

Model *plant* pada penelitian terapi hipertermia ini berasal dari penelitian J.A. DeFord yang melakukan simulasi terhadap terapi hipertermia. Dari hasil simulasi menggunakan persamaan perpindahan panas tubuh Pennes dengan sinyal *step* dan *sinusoidal* didapat persamaan *FOPDT* dengan model yang berbeda pada tiap-tiap tingkat perfusi darah. Nilai *gain* (K) dan *time constant* (τ) dapat dilihat pada Tabel 1. Contoh dari bentuk persamaan *FOPDT* dari tingkat perfusi darah pada table 1 dapat dilihat pada persamaan (3)[4]

$$T_{tissue}(s) = \frac{K}{\tau s + 1} e^{-\theta s} = \frac{1.1}{250s + 1} e^{-45s} \quad (3)$$

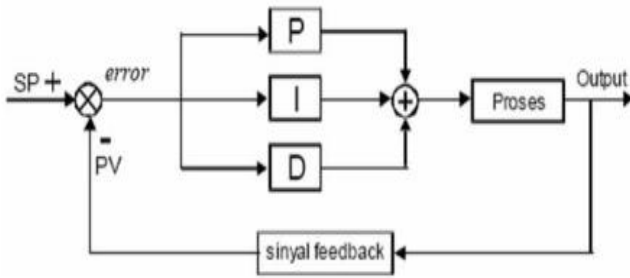
Contoh pada persamaan (3) diatas diambil dari tingkat perfusi darah sebesar $20\ ml\ min^{-1}100g^{-1}$, dengan nilai *gain* sebesar 1.1, *time constant* sebesar 250 dan waktu tunda sebesar 45 detik.

2.3. Sistem Kendali PID

Pada penelitian ini sistem kendali yang digunakan berupa sistem kendali adaptive PID Gain Scheduling yang akan dijelaskan pada sub-bab berikutnya [5]. Sistem kendali PID merupakan metode kontrol gabungan antara kontrol proporsional, integral, dan derivatif yang umum digunakan untuk mengendalikan sistem umpan balik dengan perhitungan nilai *error* sistem sehingga menghasilkan sistem yang stabil meskipun dalam kondisi dinamis [8]. Diagram sistem kendali PID dapat dilihat pada Gambar 1.

Input atau setpoint merupakan nilai referensi sistem untuk mengendalikan *output*. PID berperan untuk memperkecil nilai galat agar tidak lebih ataupun kurang dari *setpoint* berdasarkan umpan balik yang diperoleh dari *output*.

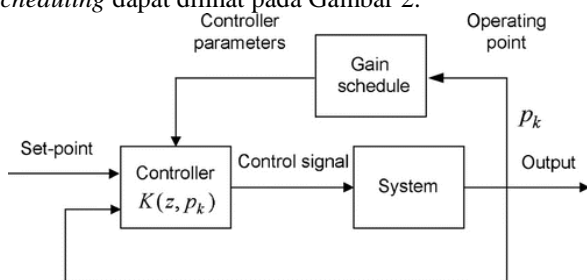
Feedback atau umpan balik merupakan pengambilan nilai *output* sistem untuk dibandingkan dengan nilai *setpoint* dengan tujuan menentukan nilai galat terhadap *setpoint* untuk digunakan dalam perhitungan PID. *Output* merupakan hasil akhir dari proses sistem yang akan terus menerus diukur atau diambil nilainya untuk umpan balik sehingga sistem dapat bekerja secara stabil terus menerus.



Gambar 1. Diagram sistem kendali PID.

2.4. Sistem Kendali PID Gain Scheduling

Beberapa sistem memiliki dinamis proses yang berbeda-beda berdasarkan pergantian kondisi operasi. Hal yang menyebabkan perubahan kondisi operasi ini adalah ketidaklinearitasan sistem. Maka dari itu untuk melakukan proses pengontrolan secara *autotuning* dengan mengubah parameter pada kontroler sistem secara otomatis, dilakukan dengan mengamati kondisi operasi proses [9]. Dalam beberapa buku manual, *autotuning* ini dikenal juga dengan nama *self-tuning* atau *pre-tuning*, yaitu kemampuan modul untuk mengatur parameter PID secara otomatis [5]. Salah satu dari metode kendali *autotuning* adalah *Gain Scheduling*. *Gain scheduling* yang didasarkan oleh pengukuran operasi dari proses merupakan cara yang baik untuk mengatasi perubahan/variasi parameter pada proses [9]. Cara kerja dari sistem kendali *gain scheduling* ini adalah dengan menggunakan variable *auxiliary* yang akan dijadikan variable penjadwal yang harus berhubungan dengan kondisi proses yang di kendalikan. Variable tersebut dapat berupa apa saja yang mempengaruhi dinamika proses seperti keluaran proses dan parameter-parameter lain yang dapat berubah seiring dengan berjalannya waktu. Variable yang ini kemudia dijadwalkan dengan nilai parameter tuning pada sistem kendali. Diagram PID *Gain Scheduling* dapat dilihat pada Gambar 2.



Gambar 2. Diagram sistem kendali PID Gain Scheduling

2.5. Tuning Parameter PID pada Plant FOPDT

Pada sistem kendali PID, terdapat parameter kendali yaitu $K_p, K_i,$ dan K_d . Untuk menentukan nilai dari ketiga parameter tersebut dapat dilakukan dengan beberapa cara. Beberapa cara untuk menentukan nilai parameter tersebut adalah menggunakan metode tuning. Metode tuning yang digunakan pada penelitian ini ada tiga yaitu Ziegler-Nichols, Chien Regulator, dan Chien Servo. Ketiga tipe tuning tersebut memiliki formula untuk menentukan parameter PID berdasarkan nilai *gain* (K), *time constant* (τ), dan waktu mati (θ). Formula untuk tuning tersebut dapat dilihat pada Tabel 2 [5].

Tabel 2. Formula tuning parameter PID [5]

Controller	PID Parameter		
	K_p	T_i	T_d
Ziegler Nichols	$\frac{1.2T}{KL}$	2L	$\frac{L}{2}$
Chien Regulator	$\frac{0.95T}{KL}$	2.38L	0.42L
Chien Servo	$\frac{0.6T}{KL}$	T	$\frac{L}{2}$

Contohnya pada tingkat perfusi darah sebesar $20 \text{ ml min}^{-1}100g^{-1}$ dengan parameter *plant* sebagai berikut.

$$G(s) = \frac{1.1}{1+250s} e^{-45}$$

$$L = 45$$

$$K = 1.1$$

$$T = 250$$

Untuk *tuning parameter* Ziegler Nichols,

$$K_p = \frac{1.2T}{KL} = \frac{1.2(250)}{(1.1)(45)} = 6.061$$

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} = \frac{6.061}{2L} = \frac{6.061}{2(45)} = 0.06734$$

$$K_d = K_p T_d = 6.061 \left(\frac{L}{2}\right) = 6.061 \left(\frac{45}{2}\right) = 136.4$$

Untuk *tuning parameter* Chien Regulator :

$$K_p = \frac{0.95T}{KL} = \frac{0.95(250)}{(1.1)(45)} = 4.798$$

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} = \frac{4.798}{2.38L} = \frac{4.798}{2.38(45)} = 0.0448$$

$$K_d = K_p T_d = 4.798(0.42(45)) = 90.68$$

Untuk *tuning parameter* Chien Servo :

$$K_p = \frac{0.6T}{KL} = \frac{0.6(250)}{(1.1)(45)} = 3.03$$

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} = \frac{3.03}{T} = \frac{3.03}{250} = 0.01212$$

$$K_d = K_p T_d = 3.03 \left(\frac{L}{2}\right) = 3.03 \left(\frac{45}{2}\right) = 68.18$$

Perhitungan tersebut dilakukan pada nilai perfusi darah mulai dari $10 \text{ ml min}^{-1}100g^{-1}$ sampai $100 \text{ ml min}^{-1}100g^{-1}$. Hasil dari tuning terhadap parameter $K_p, K_i,$ dan K_d dengan menggunakan ketiga formula Ziegler Nichols dapat dilihat pada Tabel 3, Chien Regulator pada Tabel 4, Chien Servo pada Tabel 5.

Tabel 3. Hasil tuning $K_p, K_i,$ dan K_d menggunakan formula tuning parameter Ziegler Nichols

K	τ	θ	K_p	K_i	K_d
2.3	507	45	5.878	0.06531	132.3
1.1	250	45	6.061	0.06734	136.4
0.67	165	45	6.567	0.07297	147.8
0.46	123	45	7.13	0.07923	160.4
0.35	97	45	7.39	0.08212	166.3
0.27	79	45	7.802	0.08669	175.6
0.22	67	45	8.121	0.09024	182.7
0.18	57	45	8.444	0.06242	190
0.15	50	45	8.889	0.09877	200
0.12	43	45	9.556	0.1062	215

Tabel 4. Hasil tuning $K_p, K_i,$ dan K_d menggunakan formula tuning parameter Chien Regulator

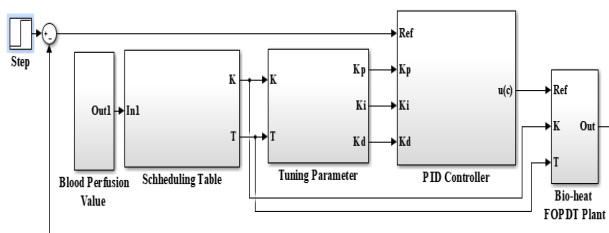
K	τ	θ	K_p	K_i	K_d
2.3	507	45	4.654	0.04345	87.95
1.1	250	45	4.798	0.0448	90.68
0.67	165	45	5.199	0.04854	98.26
0.46	123	45	5.645	0.05271	106.7
0.35	97	45	5.851	0.05463	110.6
0.27	79	45	6.177	0.05767	116.7
0.22	67	45	6.429	0.06003	121.5
0.18	57	45	6.685	0.06242	126.3
0.15	50	45	7.037	0.06571	133
0.12	43	45	7.565	0.07063	143

Tabel 5. Hasil tuning $K_p, K_i,$ dan K_d menggunakan formula tuning parameter Chien Servo

K	τ	θ	K_p	K_i	K_d
2.3	507	45	2.939	0.005797	66.13
1.1	250	45	3.03	0.01212	68.18
0.67	165	45	3.284	0.0199	73.88
0.46	123	45	3.565	0.02899	80.22
0.35	97	45	3.695	0.0381	83.14
0.27	79	45	3.901	0.04938	87.78
0.22	67	45	4.061	0.06061	91.36
0.18	57	45	4.222	0.07407	95
0.15	50	45	4.444	0.08889	100
0.12	43	45	4.778	0.1111	107.5

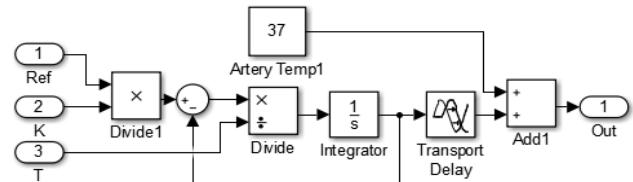
2.6. Simulasi pada Simulink Matlab

Penelitian ini dilakukan dengan melakukan simulasi menggunakan software *Simulink Matlab* 2016a. Blok diagram sistem terapi hipertermia dapat dilihat pada Gambar 3.



Gambar 3. Blok sistem pada Simulink

Berdasarkan Gambar 3, dapat dilihat bahwa *scheduling table* digunakan untuk mendapatkan *tuning parameter* pada pengendali PID dan untuk menentukan nilai *gain* (K) dan *time constant* (τ) pada *plant* yang memiliki nilai *gain* (K) dan *time constant* (τ) yang bervariasi berdasarkan nilai perfusi darah. Model *plant* yang digunakan pada penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 4. Blok *Bio-heat Plant*

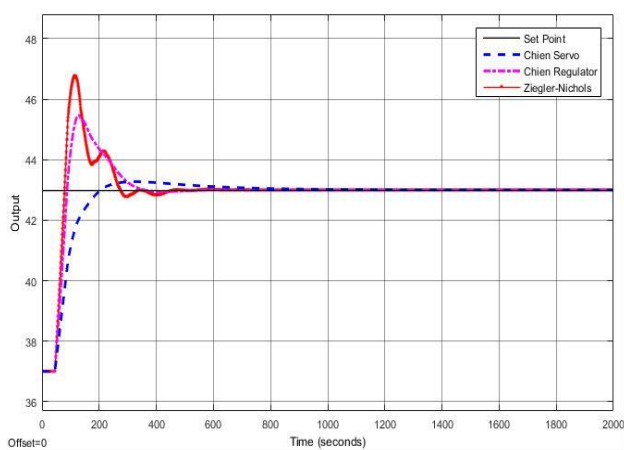
Dapat dilihat dari Gambar 4, 37°C merupakan suhu normal jaringan tubuh manusia. Transport delay merupakan waktu tunda (θ) dengan nilai 45 detik [4]. Gambar 4 dibuat berdasarkan persamaan (2).

3. Hasil dan Analisa

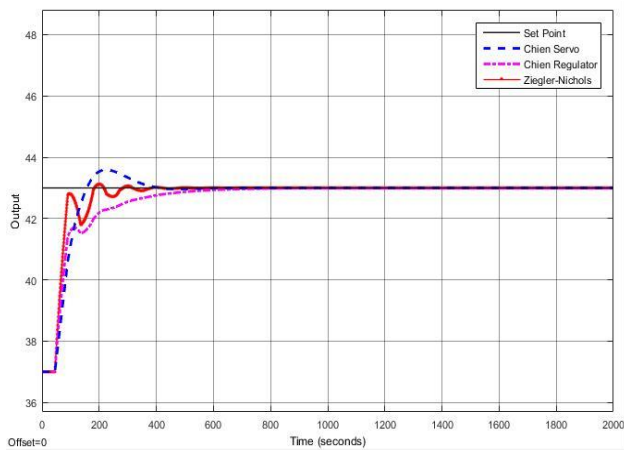
Pengujian dilakukan tanpa disertai gangguan dan dengan disertai gangguan serta perbandingan PID Gain Scheduling terhadap PID biasa. Pada model tanpa disertai gangguan, pengujian dilakukan dengan mengubah *set point* pada tiap-tiap titik kerja (variasi kecepatan perfusi darah). Pada model yang disertai gangguan, pengujian dilakukan dengan memberikan *input step* untuk mengubah tingkat kecepatan perfusi darah. Analisis pengendalian pengendali *PID Gain Scheduling* terhadap perubahan *set point* pada tiap titik kerja dan perubahan variabel *input* perfusi darah dilakukan berdasarkan grafik respon sistem. Analisis perbandingan kelima metode *tuning parameter PID* dilakukan berdasarkan nilai IAE yang didapatkan pada saat pengujian.

3.1. Pengujian Model Tanpa Gangguan

Pengujian dilakukan dengan asumsi bahwa tidak terdapat gangguan berupa perubahan perfusi darah saat dilakukan pengujian pada sistem. Pengujian dilakukan pada 2 titik kerja dengan tingkat perfusi darah $20 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ dan $60 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$. Analisis dilakukan berdasarkan grafik respon system. Pada pengujian ini model diberi *input* berupa sinyal *step* dengan *setpoint* suhu sebesar 43°C. Pada pengujian ini, respon pengujian pada tingkat perfusi darah $20 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ dapat dilihat pada Gambar 5 dan respon pengujian pada tingkat perfusi darah $100 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ dapat dilihat pada Gambar 6.

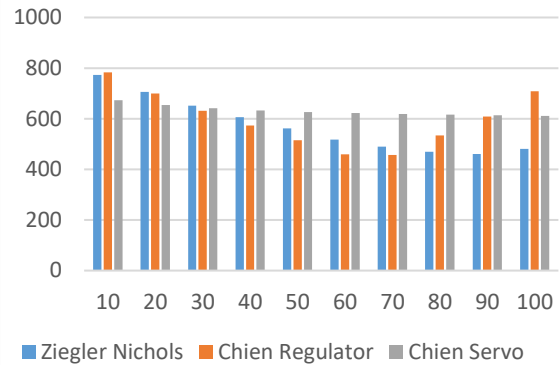


Gambar 5. Respon model pada tingkat perfusi darah $20 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$



Gambar 6. Respon model pada tingkat perfusi darah $100 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$

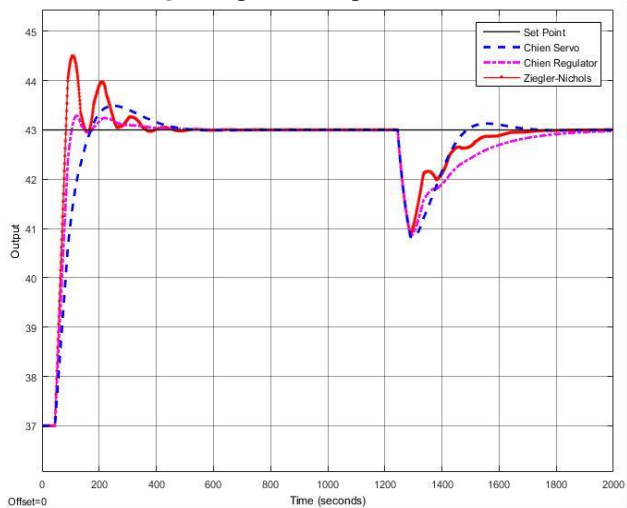
Berdasarkan grafik respon sistem pada Gambar 5 dan Gambar 6, pengendali *PID Gain Scheduling* mampu mencapai *setpoint*. Nilai IAE terkecil pada pengujian ini diperoleh dengan menggunakan *tuning parameter* Chien Servo sebesar 653.5 pada tingkat perfusi darah $20 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$ dan menggunakan *tuning parameter* Ziegler Nichosl sebesar 480.5 pada tingkat perfusi darah $100 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$. Hasil perbandingan nilai IAE dari simulasi perfusi darah mulai dari $10 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$ sampai $100 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$ dapat dilihat pada Gambar 7.



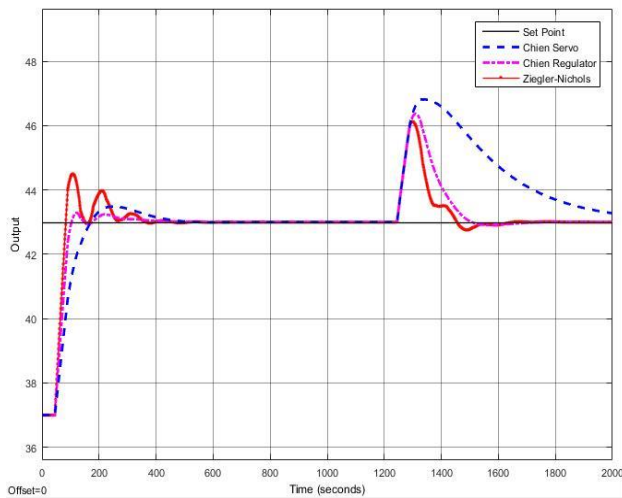
Gambar 7. Perbandingan nilai IAE

3.2. Pengujian Model dengan Gangguan

Pengujian dilakukan dengan asumsi bahwa terdapat gangguan yang mempengaruhi proses. Pengujian dilakukan pada 2 titik kerja dengan tingkat perfusi darah $60 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$, dengan gangguan berupa perubahan perfusi darah. Analisis dilakukan berdasarkan grafik respon system. Pada pengujian ini model diberi *input* berupa sinyal *step* dengan *setpoint* suhu sebesar 43°C . Pada pengujian ini, respon pengujian pada tingkat perfusi darah $60 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$ dengan kenaikan perfusi darah sebesar $40 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$ dapat dilihat pada Gambar 8 dan dengan penurunan perfusi darah sebesar $40 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$ dapat dilihat pada Gambar 9.



Gambar 8. Respon model pada tingkat perfusi darah $60 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$ dengan kenaikan perfusi darah $40 \text{ ml min}^{-1}g^{-1}$



Gambar 9. Respon model pada tingkat perfusi darah $60 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ dengan penurunan perfusi darah $40 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$

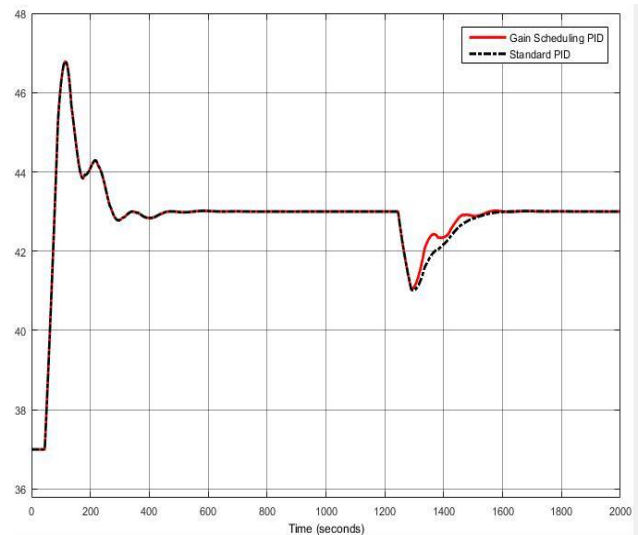
Berdasarkan grafik respon sistem pada Gambar 9 dan Gambar 10, dapat dilihat bahwa pengendali *PID Gain Scheduling* mampu mengembalikan respon sistem kembali ke *setpoint* setelah diaplikasikan gangguan. Nilai IAE terkecil pada pengurangan perfusi darah sebesar $40 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ adalah 807.9 dengan menggunakan *tuning parameter* Ziegler Nichols dan pada kenaikan perfusi darah sebesar $40 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ adalah 779.2 dengan menggunakan *tuning parameter* Ziegler Nichols.

3.3. Perbandingan *PID Gain Scheduling* dengan *PID Normal*

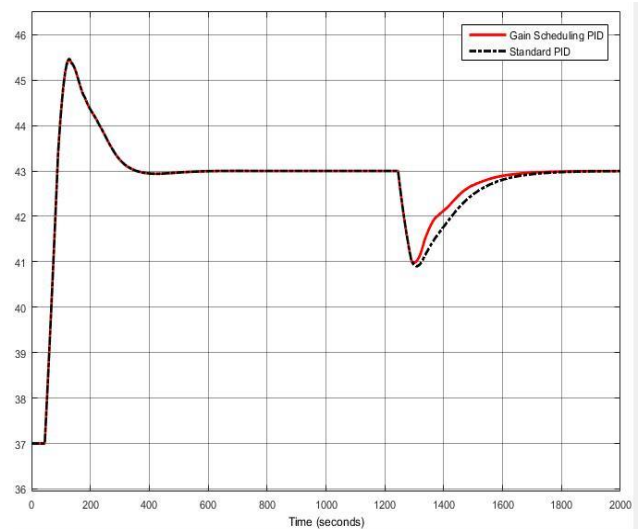
Pengujian pada bagian ini dilakukan dengan membandingkan respon sistem antara model dengan menggunakan sistem kendali *Gain Scheduling* dengan *PID* biasa. Pada pengendali *PID* biasa digunakan *tuning parameter* yang digunakan pada titik kerja $10 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ karena nilai *gain* pada titik kerja tersebut paling besar diantara titik kerja lainnya. Analisis dilakukan berdasarkan grafik respon system. Pada pengujian ini model menggunakan nilai perfusi awal sebesar $60 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ diberi *input* berupa sinyal *step* dengan *setpoint* suhu sebesar 43°C . Respon sistem dengan kenaikan perfusi darah sebesar $60 \text{ ml min}^{-1} \text{g}^{-1}$ pada *tuning parameter* Ziegler Nichols dapat dilihat pada Gambar 10, *tuning parameter* Chien Regulator pada Gambar 11, *tuning parameter* Chien Servo pada Gambar 12.

Berdasarkan Gambar 10, kedua sistem kendali dapat mencapai *setpoint* dan dapat kembali ke nilai *setpoint* setelah diberi gangguan. Nilai IAE pada *tuning parameter* Ziegler Nichols *PID Gain Scheduling* adalah 779.2 dan pada *PID* biasa 937.4. Pada Gambar 11, kedua sistem kendali dapat mencapai *setpoint* dan dapat kembali ke nilai *setpoint* setelah diberi gangguan. Nilai IAE pada

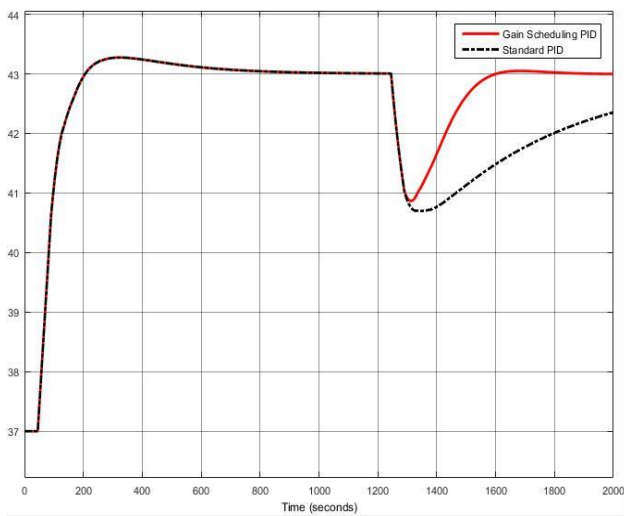
tuning parameter Chien Regulator *PID Gain Scheduling* adalah 852.4 dan pada *PID* biasa 1170. Pada Gambar 12, dapat dilihat bahwa dengan menggunakan pengendali *PID* biasa dengan *tuning parameter* Chien Servo, sistem tidak dapat mencapai nilai *setpoint* dengan tanpa adanya gangguan. Setelah diberi gangguan sistem kendali *PID* tidak bisa mencapai *setpoint*. Nilai IAE pada *tuning parameter* Chien Servo *PID Gain Scheduling* adalah 906.4 dan pada *PID* biasa 6474.



Gambar 10. Perbandingan respon sistem *PID Gain Scheduling* dan *PID* biasa dengan *tuning parameter* Ziegler Nichols



Gambar 11. Perbandingan respon sistem *PID Gain Scheduling* dan *PID* biasa dengan *tuning parameter* Chien Regulator



Gambar 12. Perbandingan respon sistem PID Gain Scheduling dan PID biasa dengan tuning parameter Chien Servo

4. Kesimpulan

Berdasarkan seluruh uji coba yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa pengendali *PID Gain Scheduling* yang digunakan pada sistem terapi hipertermia mampu mengendalikan sistem untuk mencapai nilai *setpoint* suhu yang diberikan dan mampu mengembalikan respon sistem menuju *setpoint* setelah diberi gangguan. Nilai rata-rata IAE terkecil dari ketiga *tuning parameter* pada pengujian tanpa gangguan adalah 571.63 didapat dengan menggunakan *tuning Ziegler Nichols*. Nilai IAE terkecil pada pengujian dengan gangguan berupa penambahan perfusi darah sebesar $40 \text{ ml min}^{-1} \text{ g}^{-1}$ adalah sebesar 779.2 didapat dengan *tuning Ziegler Nichols*. Dari perbandingan antara *PID Gain Scheduling* dengan *PID biasa*, dapat disimpulkan bahwa respon sistem berdasarkan Analisa nilai IAE lebih baik pada *PID Gain Scheduling*.

Referensi

- [1] Riadh W. Y, Habbash, Bioeffect and Therapeutic Application of Electromagnetic Energy, Taylor and Francis Group. 2008
- [2] D. Sardari and N. Verga, "Cancer Treatment with Hyperthermia," *Curr. Cancer Treat. - Nov. Beyond Conv. Approaches*, pp. 455–474, 2011
- [3] J. W. Valvano, "Bioheat transfer," *Encycl. Med. Devices Instrum.*, no. 4, pp.1–10, 2005.
- [4] J. A DeFord, C. F. Babbs, U. H. Patel, N. E. Fearnot, J. A Marchosky, and C. J. Moran, "Medical & Biological Engineering & Computing March 1994," no. March, pp. 1992–1995, 1994.
- [5] I. Setiawan, Kontrol PID Untuk Proses Industri. Semarang: PT. Elex Media Komputindo, 2008
- [6] Z. Zhang, "Transient bioheat transfer analysis in biological tissues by fundamental-solution-based numerical methods," Thesis, no. March, 2015.
- [7] Coleman Brosilow dan Babu Joseph, The First-Order Plus Dead Time Process, *Techniques of Model-Based Control*, Prentice Hall PTR, 2002.
- [8] Karl J. Astrom and T. Hagglund, *PID Controllers : Theory , Design, and Tuning*. 1995.
- [9] D. Pradeepkannan and S. Sathiyamoorthy, "Implementation of Gain scheduled PID controller for a nonlinear coupled spherical tank process," *Int. J. Mech.Mechatronics Eng.*, vol. 14, no. 6, pp. 93–98, 2014.