

PROJETO E IMPLEMENTAÇÃO DE SISTEMA DE CONTROLE DE TEMPERATURA PARA ESTERILIZAÇÃO DE AUTOCLAVE

Vinicius Franco de Mello, vifranco.90@gmail.com

Ricardo Pires, ricardopires29@gmail.com

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo. Rua Pedro Vicente, 625 - São Paulo/SP – CEP 01109-010

RESUMO. Este trabalho apresenta um estudo sobre o controle da variabilidade de temperatura no processo de esterilização a vapor de uma autoclave, de uma determinada marca fabricante de equipamentos hospitalares. O objetivo é aperfeiçoar o controle do equipamento no processo de esterilização, para adequação às normas que tratam sobre requisitos de testes e limites máximos e mínimos de temperatura no processo de validação de esterilização a vapor, além de garantir a qualidade e melhora de desempenho do processo. Para isso, determinou-se a função de transferência da planta (autoclave) utilizando-se um controlador proporcional-integral (PI), que permitiu, através da sintonia dos seus parâmetros, controlar o sistema de forma satisfatória. Sintonizando o PI e analisando a resposta do sistema, determinou-se matematicamente a função de transferência do equipamento de esterilização, possibilitando projetar um controlador específico para o referido equipamento, por método do lugar das raízes.

Palavras-chave: Controlador PI. Esterilização. Autoclave. Temperatura. Função de Transferência.

1. INTRODUÇÃO

A autoclave é um aparelho muito utilizado em laboratórios de pesquisas e hospitais para a esterilização de materiais, através de calor úmido sob pressão (Luqueta, 2008). O processo de autoclavagem consiste em manter o material contaminado em contato com um vapor de água em temperatura elevada, por um período de tempo suficiente para matar todos os microorganismos. Segundo Luqueta (2008), o uso do vapor como agente esterilizante é uma prática comum, mesmo antes dos primeiros estudos de microbiologia comprovarem sua eficácia.

Atualmente, as autoclaves podem ser divididas em duas classes, paredes simples e paredes duplas, que se ramificam em variados modelos. Autoclaves de paredes duplas possuem construção mais complexa e robusta.

As autoclaves de paredes simples possuem construção mais simples, e é nesse tipo de esterilizador que este artigo se baseia. Um dos modelos de autoclaves de paredes simples mais comuns, fabricado atualmente, é aquele em que uma fonte de calor na base do dispositivo gera energia necessária para vaporização da água em seu interior. À medida que o vapor é gerado, a mistura ar-vapor que surge vai sendo retirada através de uma válvula que se fecha quando o máximo de vapor saturado é obtido a uma dada temperatura e pressão, de acordo com a lei dos gases ideais (Luqueta, 2008). A partir deste ponto, inicia-se a contagem de exposição e, ao término desta, descarrega-se o vapor da câmara e retira-se o material.

Um ciclo completo de esterilização constitui-se basicamente de três etapas: Aquecimento, Esterilização e Secagem. A Figura 1 ilustra graficamente o ciclo completo de esterilização de uma autoclave.

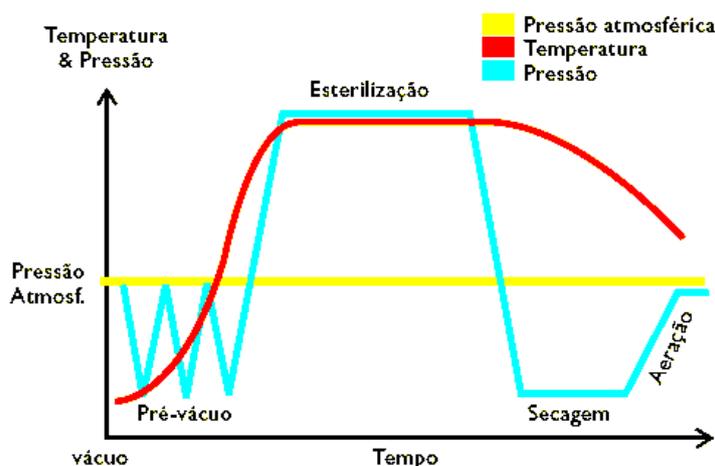


Figura 1. Representação gráfica de um ciclo completo de uma autoclave

A temperatura do processo a vapor varia conforme os materiais a serem esterilizados, situando-se entre 121°C e 134°C. A pressão para esterilização é de cerca de 1 atm para 121°C. Essas temperaturas devem ser garantidas em toda a fase de esterilização, segundo requisitos das normas NBR ISO 17665-1, ISO/TS 17665-2, NBR 11817 e ANVISA RDC 15. Segundo a ISO/TS 17665-2:2009 - Esterilização de produtos para saúde — Vapor Parte 2: Guia de aplicação da ABNT NBR ISO 17665-1, para esterilizadores a vapor, os limites mínimos e máximos de temperatura devem ser de 0°C abaixo da temperatura teórica de esterilização (ex:121°C) e 3 °C acima da temperatura teórica de esterilização (ex:124°C) respectivamente. Porém, há casos em que o sistema de controle de temperatura é falho, ou seja, não garante a conformidade com as normas, principalmente quando se trata da estabilidade térmica temporal da câmara, na fase de esterilização. Isso se deve ao fato de que, de acordo com Luqueta (2008), a maior parte dos esterilizadores modernos são vasos de pressão com controle discreto de média complexidade, ou seja, o controle de temperatura que encontramos na maioria das autoclaves do mercado é feito de forma LIGA-DESLIGA, em um processo de chaveamento de resistência (controle discreto). Esse tipo de processo depende muito da histerese de temperatura da resistência e da câmara. Caso não haja um chaveamento preciso e com tempo controlado é muito provável que em algum momento da esterilização a temperatura saia dos limites estipulados, invalidando a esterilização e no caso de aumento de temperatura ocasionando queima do material.

Essa realidade não é diferente nas máquinas da empresa fabricante da autoclave onde foram realizados os testes para este artigo. Foi testada uma autoclave odontológica de 12 litros, para avaliação de desempenho do seu sistema de controle, e da necessidade de melhorias de controlador para atender às normas.

No presente trabalho, o objetivo é estudar formas de diminuir a variabilidade térmica da autoclave na fase de esterilização, a fim de manter a temperatura dentro dos limites estipulados pelas normas ISO/TS 17665-2:2009 e ISO 11140-1:2005.

Para isto, o controlador atual será substituído por um controlador PI, e posteriormente por um controlador projetado a partir da função de transferência da planta da autoclave. Sendo comparadas as respostas da máquina aos três controladores, avaliando qual foi o melhor controle.

2. DESENVOLVIMENTO

2.1. Levantamento dos dados de temperatura da autoclave

No aparelho em estudo, a medição e controle são feitos utilizando um sensor de temperatura PT 100, uma placa de comando eletrônico e um circuito de potência para acionar a resistência (a Figura 2 ilustra o diagrama P&ID do sistema).

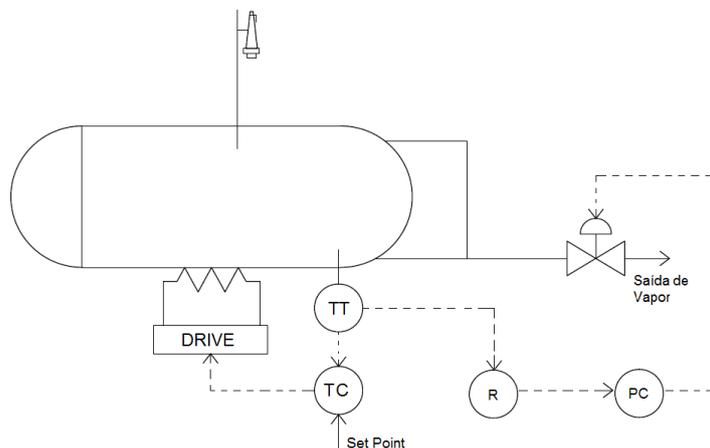


Figura 2. Diagrama de processo P&ID da autoclave

A autoclave estudada possui oito ciclos de esterilização e trabalha com duas temperaturas de esterilização, 121°C e 127°C. Para que os dados da máquina fossem levantados, utilizou-se um PT100 adicional para fazer a leitura da temperatura da câmara e enviar os dados para o sistema supervisor. Utilizou-se como hardware de aquisição de dados o ARDUINO MEGA 2056 e como sistema supervisor o software LABVIEW.

A autoclave utilizada e sua instrumentação são ilustradas pelas Figuras 3 e 4 respectivamente:



Figura 3. Autoclave utilizada para o projeto

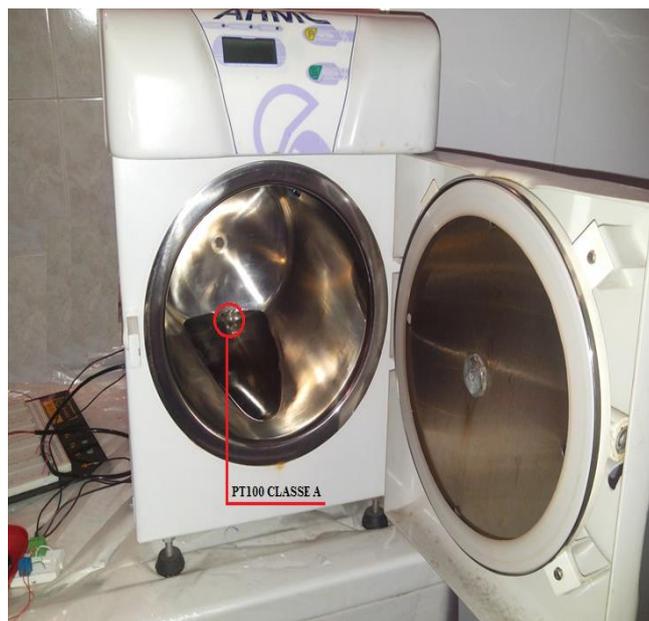


Figura 4. Localização do sensor de temperatura (PT100)

A Figura 5 mostra a curva de um ciclo completo com temperatura de esterilização de 121°C (30 min).

Obs: Todos os testes deste artigo foram realizados sem carga na autoclave.

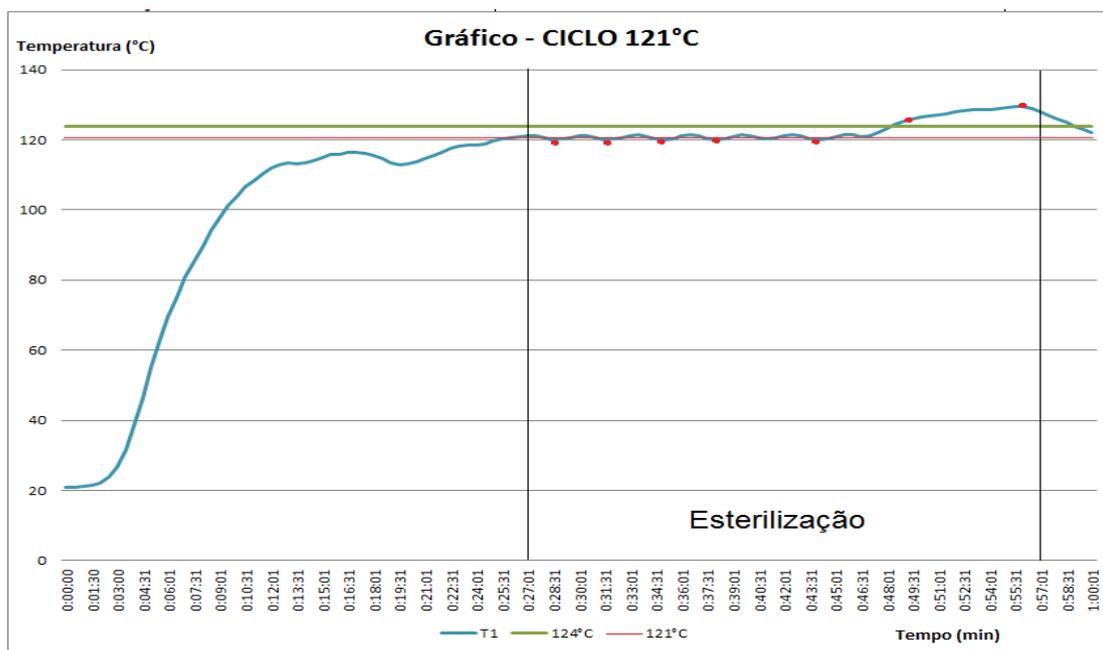


Figura 5. Curva de temperatura 121°C

O gráfico acima apresenta o comportamento térmico temporal da autoclave. Os limites máximos, inferior e superior de temperatura, especificados pela norma ISO 17665-2:2009, são identificados pelas linhas de cor vermelha/verde respectivamente. As marcações em vermelho (pontos) representam os pontos fora dos limites de temperatura. Portanto, os limites de aceitação não foram atendidos.

2.2. Implementação do controle PI

Considerando as falhas de controle de temperatura levantadas nos testes anteriores, implementou-se um controlador PI, substituindo-se o controlador antigo da autoclave. As aquisições de dados foram feitas através do sensor de temperatura da máquina (PT100), que ao passar por um circuito limitador de 0V a 5V, enviava os dados ao ARDUINO

MEGA 2056, que por sua vez fornecia o sinal lido para que fosse comparado com o valor de referência estabelecido no programa. O controlador PI foi feito via software, utilizando-se a biblioteca PID do LABVIEW.

O chaveamento da resistência foi feito por PWM. À medida que a temperatura se aproximava daquela desejada, o número de ciclos "LIGADO" diminuía e à medida que se afastava, o número de ciclos "LIGADO" aumentava, ou seja, o PI controlava o Ciclo de Trabalho do PWM para que o controle fosse feito.

A interface gráfica do programa pode ser visualizada abaixo (Figura 6).

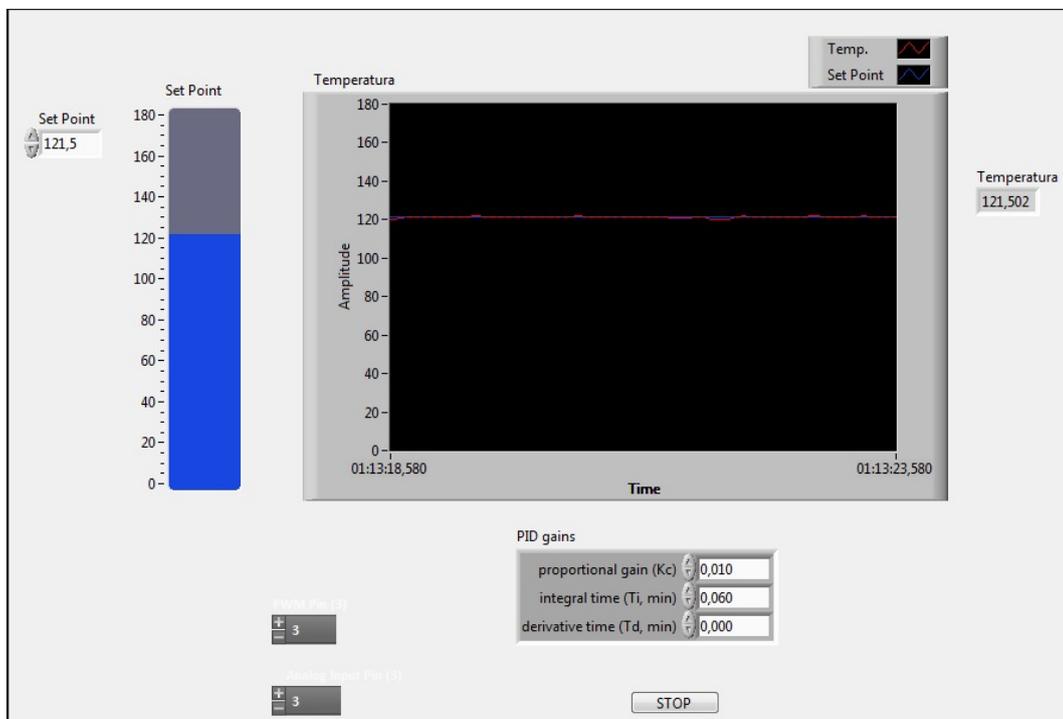


Figura 6. Interface gráfica do Labview

Abaixo está o respectivo diagrama de blocos da interface ilustrada pela Figura 7:

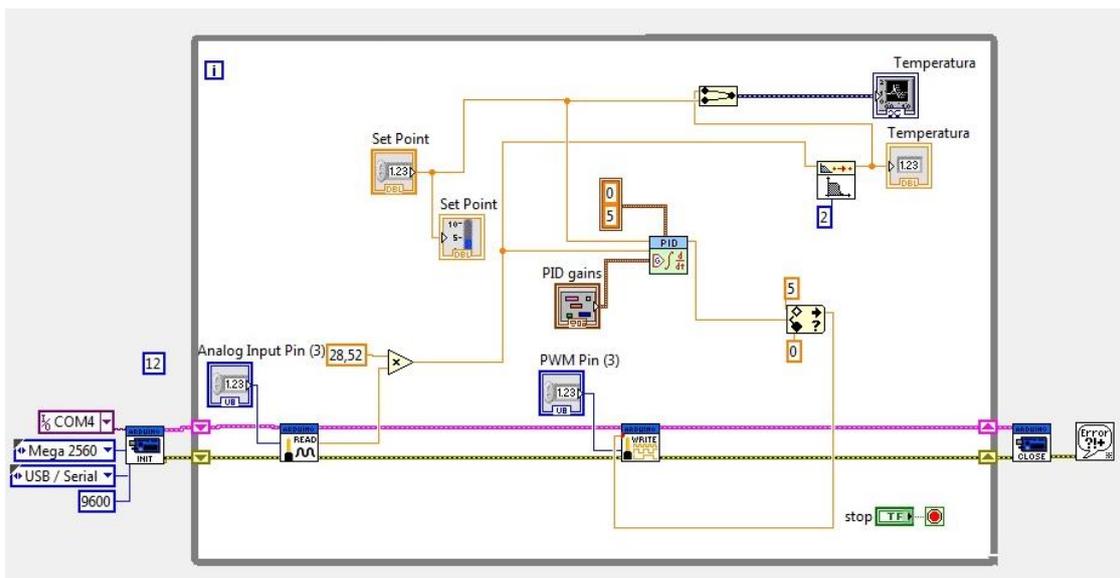


Figura 7. Diagrama de blocos do Labview

A sintonia do PI foi feita com base na resposta de temperatura da planta. Os valores ajustados foram:

$$K_p = 0,0100$$

$$T_i = 0,0600 \tag{2}$$

$$T_d = 0,0000 \tag{3}$$

$$G_c(s)(ControladorPI) = 0,0100\left(1 + \frac{1}{0,0600s}\right) \tag{4}$$

Foram levantadas as curvas de temperatura para os ganhos ajustados (Figura 8).

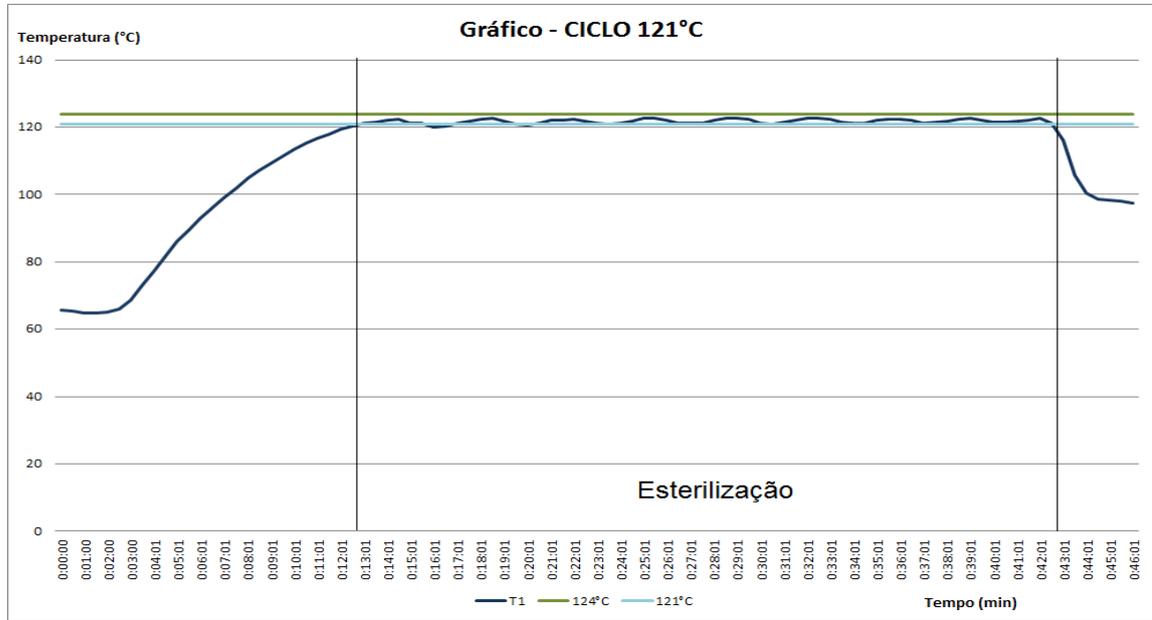


Figura 8. Curva de temperatura 121°C com controlador PI

Os limites máximos, superior e inferior de temperatura, especificados pela norma ISO 17665-2:2009, são apresentados por meio das linhas de cores verde/azul respectivamente.

O gráfico levantado mostra que, com o controle PI, a autoclave apresentou um comportamento satisfatório na fase de esterilização, ou seja, estava em conformidade com as normas de esterilização.

2.3. Determinação da planta e projeto de um novo controlador

De acordo com os gráficos levantados nos testes utilizando o controlador PI, observou-se que planta estudada possui características de um sistema de primeira ordem.

As constantes encontradas foram:

$$a = 0,0023 \tag{5}$$

$$C_{reg} = 55,45^\circ\text{C} \text{ (relativo à temperatura inicial de } 66,3^\circ\text{C)} \tag{6}$$

$$C_{reg}' = 121,75^\circ\text{C} \text{ (relativo à } 0^\circ\text{C)} \tag{7}$$

$$A = 55,20^\circ\text{C} \text{ (relativo à temperatura inicial de } 66,3^\circ\text{C)} \tag{8}$$

$$A' = 121,50^\circ\text{C} \text{ (relativo à } 0^\circ\text{C)} \tag{9}$$

$$K = 0,0023 \tag{10}$$

Portanto, a Função de Transferência aproximada é:

$$F(s) = \frac{0,0023}{s + 0,0023} \tag{11}$$

Conhecendo-se a função do controlador PI e a Função de Transferência de Malha Fechada (F(s)) determinou-se a Função de Transferência da autoclave (Fc(s)), considerando-se o ganho do sensor de temperatura (H(s)):

$$F_c(s) = \frac{0,000138s}{0,0006s^2 + 0,01s + 2,219 \cdot 10^{-5}} \quad (12)$$

Com Pólos e Zeros:

$$S1 = -0,0022 \text{ (polo dominante)} \quad (13)$$

$$S2 = -16,6667 \quad (14)$$

$$Z(\text{zero}) = 0 \quad (15)$$

Para o controle da autoclave deseja-se que sua resposta não apresente sobressinal, ou seja, possua amortecimento crítico, para evitar a variabilidade térmica no processo de esterilização. Sendo assim, espera-se que no final, o sistema apresente características de um sistema de 1º Ordem, ou seja, da mesma forma que se comportou quando implementado o controlador PI, porém sem grandes variações térmicas no decorrer do processo.

Portanto, projetou-se pelo método do Lugar das Raízes (LR) um novo controlador para o sistema, visando à obtenção de um novo LR que possua polos de malha fechada que estão relacionados às especificações de projeto:

Sistema amortecido.

Sobressinal = 0%.

Possuir um polo dominante no eixo real (semi-plano esquerdo).

Tempo de acomodação mais rápido, aproximadamente 10 minutos (600s), para uma temperatura inicial de 25°C em um ciclo de 121°C.

A constante de tempo (τ) foi estipulada da seguinte maneira:

Ta – Faixa de temperatura;

Tac – Tempo de acomodação;

$$Ta = 121^\circ\text{C} - 25^\circ\text{C} = 96^\circ\text{C} \quad (16)$$

$$Tac = 600\text{s} \quad (17)$$

Para este cálculo, considerou-se que a relação da variação de temperatura com a variação do tempo fosse linear, ou seja:

$$\frac{96}{600} = \frac{0,632 \times 96}{\tau} = 0,160 \quad (18)$$

Portanto:

$$\tau = \frac{0,632 \times 96}{0,16} = 379,2 \text{ segundos} \quad (19)$$

Considerando o modelo de 1º ordem (Ogata, 2010):

$$F(s) = \frac{K}{s + \frac{1}{\tau}} \quad (20)$$

Portanto, o polo dominante desejado para atender as especificações de projeto é:

$$s1 = -\frac{1}{\tau} = -\frac{1}{379,2} = -0,00264 \quad (21)$$

A Função de Transferência de Malha Fechada pode ser escrita (Ogata, 2010):

$$FTMF = \frac{C(s)}{R(s)} = \frac{F_c(s)}{1 + F_c(s)H(s)} \quad (22)$$

Sabendo-se que $F_c(s)H(s)$ é a Função de Transferência de Malha Aberta, determinou-se o Gráfico do Lugar das Raízes da FTMF (Figura 9).

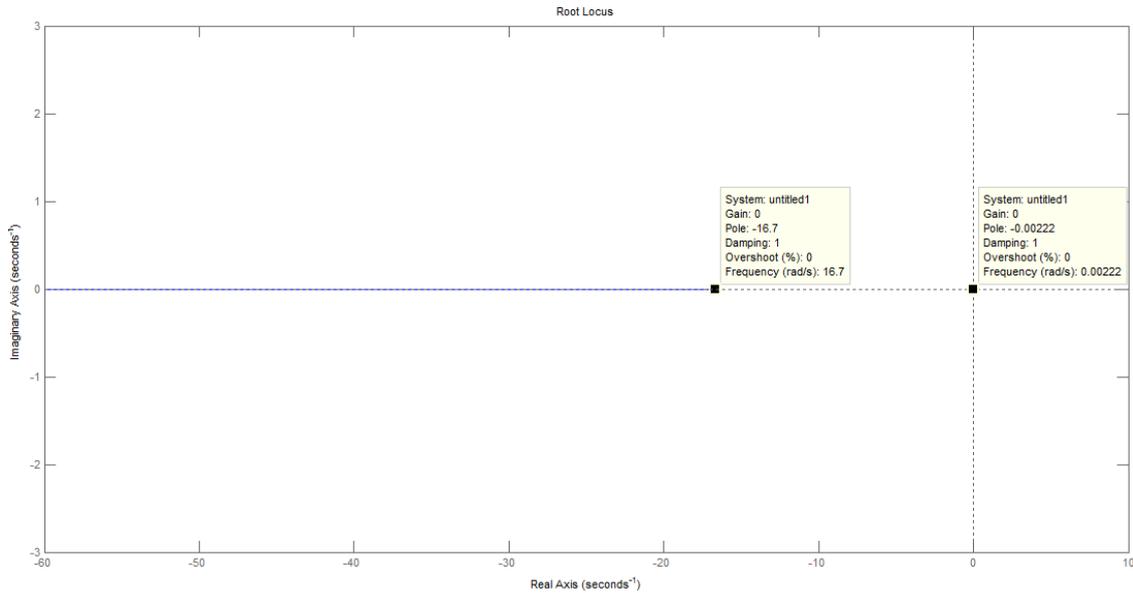


Figura 9. Gráfico do Lugar das Raízes da Função de Transferência de Malha Fechada

É possível observar pela figura acima que o polo ($s_1 = -0,00264$) desejado para o projeto não pertence ao Lugar das Raízes da Função de Transferência de Malha Fechada. Para solucionar este problema, inseriu-se um compensador ($G_c(s)$) no sistema:

$$G_c(s) = K_c \frac{s + \frac{1}{T}}{s + \frac{1}{\alpha T}} = K_c \frac{s + z_c}{s + p_c} \quad (23)$$

- K_c – Ganho do controlador.
- z_c – zero do controlador.
- p_c – polo do controlador.

Para o projeto do controlador $G_c(s)$ determinou-se quais os valores de z_c e p_c que fazem o polo $s_1 = -0,00264$ pertencer ao Lugar das Raízes da Função de Transferência de Malha Fechada do sistema. Para isso, z_c e p_c devem estar alocados de tal maneira que a condição de ângulo seja atendida (Ogata, 2010).

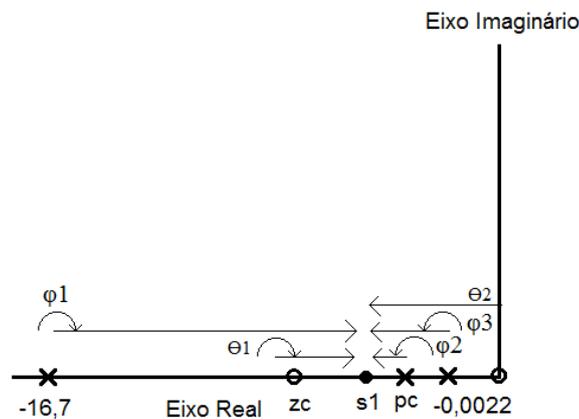


Figura 10. Posição de z_c e p_c no eixo real

Condição de ângulo para que um ponto pertença ao Lugar das Raízes de uma determinada Função de Transferência:

$$-(\varphi_1 + \varphi_2 + \dots + \varphi_n - \theta_1 - \theta_2 - \dots - \theta_m) = \pm 180^\circ(2p + 1) \quad (24)$$

$$p=0,1,2,3\dots \quad (25)$$

Portanto, observando a figura 10 é possível definir valores de z_c e p_c :

$$-16,7 < z_c < -0,00264$$

$-0,00264 < p_c < -0,0022$, portanto, escolheu-se o valor de z_c e p_c :

$$z_c = -1 \quad (26)$$

$$p_c = -0,0024 \quad (27)$$

A Figura 11 ilustra o novo gráfico do Lugar das Raízes para os valores de z_c e p_c encontrados:

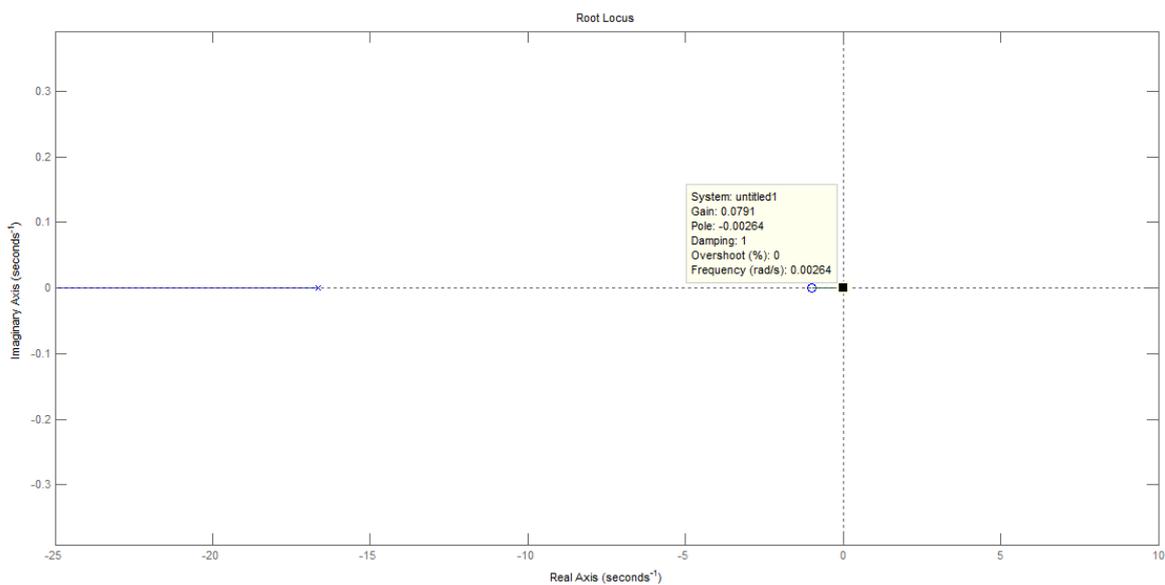


Figura 11. Novo Gráfico do Lugar das Raízes com os valores de z_c e p_c implementados

Segundo o gráfico acima, o ganho K_c do controlador que torna s_1 um polo da Função de Transferência de Malha Fechada é:

$$K_c = 0,0791 \quad (28)$$

Assim, o controlador projetado é:

$$G_c(s) = 0,0791 \frac{(s + 1)}{(s + 0,00264)} \quad (29)$$

Nos testes com a autoclave, alguns ajustes finos foram feitos no ganho K_c para obter uma resposta mais estável e com menos oscilação. O valor final do ganho K_c ajustado é:

$$K_c = 0,0500 \quad (30)$$

Assim:

$$G_c(s) = 0,0500 \frac{(s + 1)}{(s + 0,00264)} \quad (31)$$

Foi levantada a curva de temperatura para o controlador G_c (Figura 12):

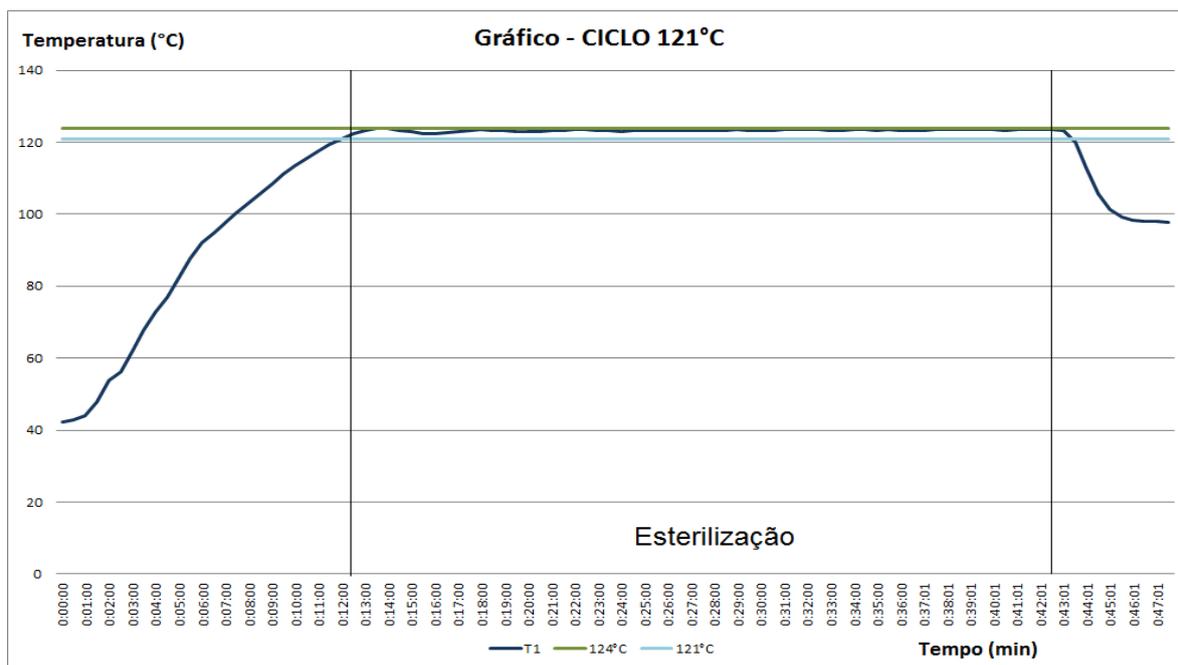


Figura 12. Curva de temperatura do sistema com controlador projetado

Os limites máximos, superior e inferior de temperatura, especificados pela norma ISO 17665-2:2009, são apresentados por meio das linhas horizontais identificadas pelas cores verde/azul.

Observa-se que a temperatura está estável e menos oscilante comparado com o gráfico da Figura 8.

3. CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos com a aplicação do controle PI, alcançou-se um melhor desempenho do que o controle discreto feito de forma LIGA-DESLIGA encontrado na maioria das autoclaves do mercado. O controlador projetado possibilitou uma estabilidade maior em relação aos outros controladores, garantindo que, no decorrer da esterilização, a temperatura se mantivesse dentro dos limites estabelecidos pelas normas que tratam sobre requisitos de testes e limites máximos e mínimos de temperatura, no processo de validação de esterilização a vapor (NBR ISO 17665-1, ISO/TS 17665-2, NBR 11817 e ANVISA RDC 15), sem que fosse feita qualquer alteração na estrutura da máquina, e sem adicionar mais instrumentação, aumentando o valor agregado do produto. Para trabalhos futuros existe a opção de inserir um Preditor de Smith para lidar com o atraso.

4. AGRADECIMENTOS

Deixo expressos meus sinceros agradecimentos ao amigo Fernando Alves de Paula pelo apoio técnico e administrativo.

5. REFERÊNCIAS

ABNT. ISO/TS 17665-2: Esterilização de produtos para saúde – Vapor Parte 2: Guia de aplicação da ABNT NBR ISO 17665-1. Rio de Janeiro, 2009. 47 p.

ABNT. NBR ISO 17665-1: Esterilização de produtos para saúde – Vapor Parte 1: Requisitos para o desenvolvimento, validação e controle de rotina nos processos de esterilização de produtos para saúde. Rio de Janeiro, 2010. 39 p.

ABNT NBR 11817: Esterilização - Esterilizador a vapor - Esterilizadores pequenos - Requisitos. Rio de Janeiro, 2001. 8 p.

ANVISA RDC 15: RESOLUÇÃO - RDC Nº 15, DE 15 DE MARÇO DE 2012. Dispõe sobre requisitos de boas práticas para o processamento de produtos para saúde e dá outras providências. 2012.

COELHO, Antonio Augusto Rodrigues; COELHO, Leandro dos Santos. **Identificação de Sistemas Dinâmicos Lineares**. Editora da UFSC, 2004, p. 65 a 75.

ISO 11140-1: **Sterilization of health care products — Chemical indicators**. Switzerland, 2005. 34 p.

LUQUETA, Gerson R. **Esterilizador a vapor com vácuo – aspectos mecânicos e de instrumentação necessários para obtenção de um artigo estéril**, 2008. Disponível em:
<http://gerson.luqueta.com.br/index_arquivos/Esterilizadoresavaporsaturado.pdf>. Acesso em: 10 jun. 2014.

LUQUETA, Gerson R. **Princípio da esterilização por calor úmido – Como funciona uma autoclave**, 2008. Disponível em:

<http://antigo.baumer.com.br/Baumer/upload/artigo/Portugues/principio_esterilizacao_calor_umido.pdf>. Acesso em: 10 jun. 2014.

OGATA, Katsuhiko. **Engenharia de Controle Moderno**. Ed. Prentice Hall, 2010, p. 145 a 312.

6. NOTA DE RESPONSABILIDADE

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste artigo.