

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MODELAGEM E CONTROLE DE UMA INCUBADORA NEONATAL

GILSON FERNANDES BRAGA JUNIOR

DM 21/2013

Belém/Pará/Brasil

2013

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MODELAGEM E CONTROLE DE UMA INCUBADORA NEONATAL

GILSON FERNANDES BRAGA JUNIOR

DM 21/2013

Belém/Pará/Brasil

2013

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MODELAGEM E CONTROLE DE UMA INCUBADORA NEONATAL

GILSON FERNANDES BRAGA JUNIOR

DM 21/2013

Dissertação submetida à banca examinadora
do programa de Pós-Graduação em Engenharia
Elétrica para a obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Elétrica.

Orientador: Dr. José Augusto Lima Barreiros

Belém/Pará/Brasil

2013

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ

INSTITUTO DE TECNOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MODELAGEM E CONTROLE DE UMA INCUBADORA NEONATAL

GILSON FERNANDES BRAGA JUNIOR

BANCA EXAMINADORA

Prof. JOSÉ AUGUSTO LIMA BARREIROS
Orientador

Prof. CARLOS TAVARES da COSTA JUNIOR
Membro Interno

Prof. WALTER BARRA JUNIOR
Membro Interno

Prof. ANDRÉ MAURÍCIO DAMASCENO FERREIRA
Membro Externo

Belém/Pará/Brasil

2013

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me possibilitado chegar ao final de mais uma etapa.

Agradeço também aos professores José Augusto Lima Barreiros por ter me aceito como seu orientando no curso de Mestrado, e aos professores Walter Barra Junior, Jorge Roberto Brito de Souza e Carlos Tavares da Costa Junior pelo conhecimento passado no decorrer do curso.

Agradeço à minha mãe Roseli Ribeiro Braga, minha família e meus amigos que direta ou indiretamente contribuíram para o meu desenvolvimento, e à minha namorada Larissa Arias de Souza Figueiredo pelo grande incentivo.

*“Observa cuidadosamente aquilo que guia
as ações dos sábios, e aquilo que eles evitam
ou buscam.”*

Marco Aurélio

RESUMO

Este trabalho apresenta uma introdução sobre a história da neonatologia, a conceituação e a modelagem matemática do sistema térmico de uma incubadora neonatal, contendo a relação da mesma com um recém-nascido quanto a trocas térmicas, a partir da primeira lei da termodinâmica. É apresentado o método que foi utilizado para a linearização (Séries de Taylor) e os pontos de operação calculados para o sistema linear obtido no formato de espaço de estados, e a partir deste foi obtida uma representação em função de transferência. A partir da modelagem matemática do sistema, foi realizado um teste em malha aberta para verificar as características do mesmo, como estabilidade, constante de tempo e convergência para um valor final desejado, e como o sistema real opera em malha fechada, foi também realizado um teste com o sistema nesta configuração contendo um ganho unitário de malha.

O comportamento do sistema não linear foi comparado ao do sistema linearizado através de suas curvas de resposta temporal a uma entrada degrau para a verificação da validade da representação linear, e após a sua validação, diagramas de bode foram gerados para diferentes parâmetros do modelo, para observar-se o efeito desta variação no comportamento dinâmico da planta, e foi percebido que o comportamento do modelo não é alterado de forma substancial para a variação dentro das faixas verificadas. Um controlador proporcional e integral (PI) foi então projetado para a eliminação do erro de regime permanente presente resposta temporal do sistema.. Testes sob diversas condições de operação foram realizados no sistema linear assim como as curvas de variação de temperatura foram obtidas com o controlador aplicado no modelo não linear, sendo os resultados considerados satisfatórios para este tipo de aplicação. Este trabalho foi realizado com o auxílio da ferramenta computacional *Simulink* do software *Matalb*®.

Palavras-chave - Modelagem matemática, Incubadora neonatal, Espaço de Estados, Controlador proporcional e integral.

ABSTRACT

This work presents an introduction about neonatology history, the concept and mathematical modeling of a neonatal incubator's thermal system, with its thermal exchanges relations to an infant by the first law of thermodynamics. The method used for linearization (Taylor series) is shown and the operation points calculated to the linear system obtained in the state space format, and then a representation in transfer function format. By the system's mathematical modelling, an open loop test was done to verify the model behaviour, as characteristics of stability, time constant and convergence to a desired final value, and how the system operates at closed-loop, the system on this configuration was tested with the usage of a unitary gain.

The behaviour of the non linear system was compared to the linearized system through their time response curves at a presence of a degree input to the verification of the linearized representation validity, and after the validation, bode diagrams were generated to different model parameters, to notice the effect of this variation on the model's dynamic behaviour, and was observed that the model's behaviour do not vary at a substantial form inside the verified ranges of values. A proportional and integral (PI) controller then was designed to eliminate the steady-state error present at the system's time response. Tests under few operating conditions were done at the linear representation and the temperature variation curves were obtained with the controller applied to the non linear model, and the results were considered satisfactory to this kind of application. This work was made with the assistance of computational tool Simulink of the software Matlab®.

Keywords- Mathematical Modeling, Neonatal Incubator, State Space, Proportional and integral controller.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Incubadora Projetada por Stephane Tarnier, pelo final do século XIX (SOLER, 2009).....	19
Figura 1.2 – Incubadora neonatal microprocessada atual (COSTA,2007).....	20
Figura 1.3 – Aquecedor Radiante (CALEFATOR, 2013).....	23
Figura 2.1 – Compartimentos do modelo.....	26
Figura 2.2 – Mecanismos de troca de calor do recém-nascido com o meio em que se encontra.....	28
Figura 2.3 – Localização do Hipotálamo.....	32
Figura 2.4 – Diagrama representativo do sistema de regulação de temperatura do organismo (SOLER, 2009).....	32
Figura 2.5 - Formato aproximado do corpo em análise (AL-TAWEEL, 2006).....	35
Figura 2.6 – Compartimentos da incubadora, sendo 1 - Espaço de ar, 2 – Matriz e 3 – Paredes da incubadora.....	38
Figura 2.7 – Elemento de aquecimento (AL-TAWEEL, 2006).....	41
Figura 2.8 – Tela principal do diagrama de blocos do Simulink.....	44
Figura 3.1 Lugar geométrico das raízes da planta com controlador para o ajuste do ganho.....	50
Figura 4.1 – Curva de resposta do sistema não linear em malha aberta.....	51
Figura 4.2 – Respostas dos sistemas linearizado e não linear em malha aberta.....	51

Figura 4.3 – Respostas dos sistemas não linear e linear em malha fechada com a aplicação de um ganho $K=1$	52
Figura 4.4 – Diagramas de Bode para a variação da massa do recém-nascido.....	53
Figura 4.5 – Diagramas de Bode para a variação da temperatura externa.....	54
Figura 4.6 – Diagramas de Bode para a variação da umidade relativa do ar.....	54
Figura 4.7 – Comparação entre os sistemas controlado e não controlado.....	54
Figura 4.8 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a umidade relativa do ar.....	55
Figura 4.9 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a umidade relativa do ar. (zoom).....	55
Figura 4.10 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a temperatura externa do ambiente.....	56
Figura 4.11 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a temperatura externa do ambiente (zoom).....	56
Figura 4.12 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a massa do recém-nascido.....	56
Figura 4.13 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a massa do recém-nascido (zoom).....	57
Figura 4.14 – Temperatura nos compartimentos do modelo não linear (compensador unitário).....	57
Figura 4.15 – Erro do sistema com compensador unitário.....	57

Figura 4.16 – Temperatura nos compartimentos do sistema não linear (sistema controlado).....	58
Figura 4.17 – Sinal de erro do sistema controlado.....	58
Figura 4.18 – Sinal de controle do sistema controlado.....	59
Figura B.1 – Compartimentos principais do diagrama de blocos implementado no Simulink.....	75
Figura B.2 – Subsistemas da modelagem do recém-nascido.....	76
Figura B.3 – Compartimento Temperatura Interna do recém-nascido.....	76
Figura B.4 – Fluxo de calor metabólico.....	77
Figura B.5 – Fluxo de calor Q_{bc}	77
Figura B.6 – Fluxo de calor Q_{sen}	77
Figura B.7 – Fluxo de calor Q_{lat}	78
Figura B.8 – Fluxo de temperatura Q_{cd}	78
Figura B.9 – Cálculo de $M_c * C_{pc}$	79
Figura B.10 – Diagrama de blocos do compartimento temperatura da pele do recém-nascido.....	79
Figura B.11 – Fluxo de calor Q_{mc}	80
Figura B.12 – Fluxo de calor Q_{scv}	80

Figura B.13 – Fluxo de calor Q_{se}	81
Figura B.14 – Fluxo de calor Q_{sr}	81
Figura B.15 – Inserção dos parâmetros M_s e C_{ps}	82
Figura B.16 – Compartimento geral da modelagem da incubadora.....	82
Figura B.17 – Equação de variação da temperatura do ar.....	83
Figura B.18 – Fluxo de calor Q_{ht}	83
Figura B.19 – Fluxo de calor Q_{acv}	84
Figura B.20 – Inserção da massa de ar e do calor específico do ar.....	84
Figura B.21 – Diagrama de blocos da variação da temperatura nas paredes da incubadora.....	85
Figura B.22 – Fluxo de calor Q_{cvo}	85
Figura B.23 – Fluxo Q_{chzt}	86
Figura B.24 – Fluxo Q_{cvrtl}	86
Figura B.25 – Fluxo Q_{cvrts}	86
Figura B.26 – Fluxo de calor Q_{ro}	87
Figura B.27 – Diagrama da variação de temperatura das paredes da incubadora.....	87
Figura B.28 – Fluxo de calor Q_{mat}	88

Figura B.29 – Diagrama de blocos da temperatura do ar aquecido da incubadora.....88

LISTA DE SIGLAS

RH%	Umidade relativa do ar
m	Massa do recém-nascido
Mrst	Taxa de relaxamento metabólico
Age	Idade pós-natal
GA	Tempo gestacional
ths	Espessura da pele do recém-nascido
IV	Volume inspirado de ar
ρ_{bl}	Saída cardíaca
bf	Parâmetro de fluxo sanguíneo
Vcb	Volume sanguíneo
Amat	Área da matriz de contato
Awi	Área das paredes
thw	Espessura das paredes
thm	Espessura da matriz de contato
Mm	Massa da matriz de contato
Q _{air}	Taxa volumétrica de fluxo de ar
Kc	Condutividade térmica interna
Kmat	Condutividade térmica da matriz
Ka	Condutividade térmica do espaço de ar
ρ_c	Densidade interna
ρ_s	Densidade da pele
ρ_a	Densidade do ar a 35°C
ρ_w	Densidade das paredes de pexiglass
ρ_{H_2O}	Densidade da água
Pt	Pressão ambiente a 35°C
Awh	Área de superfície da parede horizontal
g	Aceleração da gravidade
β	Coefficiente de expansão de volume
Lc	Comprimento característico da parede

μ_{ao}	Viscosidade dinâmica a 30°C
C_{pa}	Calor específico do ar a 30°C
K_a	Condutividade térmica do ar a 30°C
ν	Condutividade cinemática do ar a 30°C
L_{cl}	Comprimento caract. das paredes verticais
A_{wv}	Área da parede vertical longa
A_{wv1}	Área da parede vertical curta
T_e	Temperatura ambiente
$RH1$	Umidade relativa do ar exalado
h_{fg}	Calor latente da água a 35°C
C_{pc}	Calor específico interno
C_{ps}	Calor específico da pele
C_{pm}	Calor específico da matriz de contato
C_{pb}	Calor específico sanguíneo
C_{pw}	Calor específico das paredes (pexiglass)
μ_a	Viscosidade Dinâmica do ar a 35°C
μ_s	Viscosidade Dinâmica da pele a 35°C
V_a	Velocidade do ar
D_{sph}	Diâmetro aproximado do recém-nascido
Pr	Número de Prandtl a 35°C
Re	Número de Reynolds
Nus_{ph}	Número de Nusselt
A_c	Área na direção do fluxo de ar
p	Perímetro da incubadora na direção do fluxo de ar
D_h	Diâmetro hidráulico da incubadora
f	Fator de fricção
Re_l	Número de Reynolds para a incubadora
Nu_l	Numero de Nusselt para o interior da incubadora
σ	Constante de Stephan-Boltzmann
ε_s	Emissividade da pele

ε_w	Emissividade da parede (pexiglass)
Tci	Temperatura inicial interna
Tsi	Temperatura inicial da pele
Tai	Temperatura inicial do ar
Tw_i	Temperatura inicial das paredes
Tmi	Temperatura inicial da matriz de contato
u	Entrada do sistema

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	19
1.1 NEONATOLOGIA.....	19
1.2 PARTOS PREMATUROS AO REDOR DO MUNDO.....	20
1.3 INCUBADORAS NEONATAIS.....	23
1.4 OBJETIVO GERAL.....	24
1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	25
1.6 JUSTIFICATIVA.....	25
1.7 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	25
2. MODELAGEM MATEMÁTICA DA INCUBADORA NEONATAL.....	26
2.1 INTRODUÇÃO.....	26
2.2 TERMOREGULAÇÃO.....	31
2.3 MODELAGEM DO RECÉM-NASCIDO.....	33
2.3.1 MODELAGEM DA CAMADA INTERNA DO RECÉM- NASCIDO.....	33
2.3.2 MODELAGEM DA PELE DO RECÉM-NASCIDO.....	35
2.4 MODELAGEM DO ESPAÇO DE AR DA INCUBADORA.....	38
2.5 MODELAGEM DAS PAREDES DA INCUBADORA.....	39
2.6 MODELAGEM DA MATRIZ DA INCUBADORA.....	40
2.7 MODELAGEM DO ELEMENTO DE AQUECIMENTO.....	41
3. LINEARIZAÇÃO DO MODELO DO SISTEMA E PROJETO DE UM CONTROLADOR PI PARA REGULAÇÃO DE TEMPERATURA.....	45
3.1 INTRODUÇÃO.....	45
3.2 MÉTODO DE LINEARIZAÇÃO.....	45
3.3 MÉTODO DE NEWTON.....	46
3.4 PROJETO DE UM CONTROLADOR PI.....	48
4. RESULTADOS.....	51
4.1 INTRODUÇÃO.....	51
4.2 CARACTERÍSTICAS DOS SISTEMAS NÃO LINEAR E LINEARIZADO.....	51
4.3 RESPOSTAS EM FREQUÊNCIA PARA A VARIAÇÃO DE PARÂMETROS DO SISTEMA.....	53

4.4 ANÁLISE DO SISTEMA COM CONTROLADOR.....	54
5. DISCUSSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	60
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	61
ANEXO A.....	64
ANEXO B.....	74
ANEXO C.....	88

Capítulo 1. Introdução

1.1 Neonatologia

A neonatologia (do grego *néos* - novo, do latim *natus* – nascido, do grego *legein* – estudo (DICIONÁRIO, 2012)), é um ramo da medicina que trata do cuidado, desenvolvimento e tratamento de doenças de recém-nascidos (ENCICLOPÉDIA (2012)). A Neonatologia como especialidade teve seu início oficial no período entre os séculos XVIII e XIX, com o pediatra Dr. Julius Hess nos Estados Unidos da América e o obstetra Dr. Pierre Budin na França (COSTA, 2009), mas sua história é indissociável da história da pediatria. A preocupação com a saúde das crianças tanto física quanto moral se data desde a *Paideia* grega (modelo grego clássico de educação que visava uma formação completa para a vida, aplicado aproximadamente desde o século V A.C.) (PEREIRA 2006).

Ambos os médicos citados anteriormente observaram, a partir das altas taxas de mortalidade entre os recém-nascidos, a necessidade de se dedicar uma atenção maior a eles, oferecendo um cuidado mais eficiente com a finalidade de aumentar a sua taxa de sobrevivência (COSTA, 2009). Em 1882, o Dr. Budin tomou a decisão de estender as suas preocupações além da sala de parto e criou o Ambulatório de Puericultura (Especialidade da Pediatria que se trata do acompanhamento integral do desenvolvimento da criança (Olivier, 2012)) no Hospital Charité em Paris, onde fez um conjunto de recomendações para os cuidados de um prematuro de 1000 g em seu livro, *The Nursling*, de 1907 (COUTINHO, 2009). O Dr. Budin descreveu três problemas que considerava básicos: A prevenção de doenças infecciosas, a alimentação e a termorregulação (COSTA, 2009).

Dr. Budin também percebeu que a mortalidade de prematuros com um peso menor que 2 kg sofre uma queda de 98% para 23% se a temperatura retal for mantida acima de 35 °C em vez de 32°C, a partir da observação da temperatura vaginal da mãe logo após o parto e a temperatura do feto, e anotou as variações de temperatura deste feto dentro de uma incubadora neonatal durante uma noite, e as registrou em seu livro. Este também foi um feito pioneiro. Ele realizou estudos juntamente com Stephane Tarnier, que desenvolveu uma incubadora de ar aquecido, como se demonstra na Figura 1.1 (SOLER, 2009).

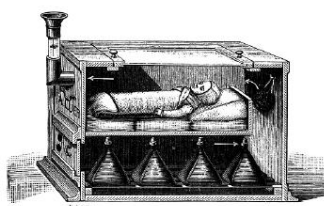


Figura 1.1 – Incubadora Projetada por Stephane Tarnier, pelo final do século XIX (SOLER, 2009).

Em 1914, o Dr. Julius Hess Criou o primeiro centro de recém-nascidos prematuros no Hospital Michel Reese, em Chicago. E após o seu desenvolvimento foram criados outros centros que seguiram os mesmos princípios dos obstetras, para proporcionar aos recém-nascidos enfermeiras treinadas e dispositivos próprios, como as incubadoras neonatais (COUTINHO 2009).

No Brasil, a assistência neonatal teve início no começo do século XX, sob influência dos métodos dos países desenvolvidos, com o médico Arthur Moncorvo Filho. O Dr. Moncorvo é responsável pela criação do Instituto de Proteção e Assistência a Infância do Rio de Janeiro, em 1899, que funcionou efetivamente em 1901. O mesmo era destinado à assistência de crianças até 14 anos sem distinção de raça ou nacionalidade desde a sua vida intrauterina (RODRIGUES E DOS SANTOS, 2004).

A partir da década de 1960 nos EUA houve notáveis avanços na área de neonatologia com o desenvolvimento de modernas incubadoras com a aplicação de diversos sensores (como por exemplo, de monitoração da frequência cardíaca e respiratória), fato em parte impulsionado pelo falecimento do prematuro filho do presidente americano John Kennedy, Patrick Bournier Kennedy, por ocorrência de uma doença chamada DMH (Doença da membrana hialina) e, hoje em dia, o progresso da área está atrelado ao desenvolvimento de mais novas tecnologias (COUTINHO, 2009). A Figura 1.2 apresenta um tipo de incubadora neonatal atual.



Figura 1.2 – Incubadora neonatal microprocessada atual (COSTA, 2007).

1.2 Partos prematuros ao redor do Mundo

Prematuridade é definida como o nascimento antes de se completarem 37 semanas de gestação (259 dias), e esta condição é a principal causa da mortalidade neonatal (cerca de 75% se incluem nesta condição). A condição de prematuridade é subdividida em mais duas categorias, *Very preterm birth* (Nascimento muito prematuro), que é o nascimento com menos

de 32 semanas e *Extremely preterm birth* (Nascimento extremamente prematuro), que se trata do nascimento com menos de 28 semanas de gestação, sendo que não há um padrão definido de semanas mínimas, sendo aceito normalmente como 23-24 semanas e com um peso fetal de aproximadamente 500 g (HARAM, 2003).

De acordo com o CDC (*Centers for Disease Control and Prevention*), as causas da ocorrência dos partos prematuros são numerosas e complexas. Fatores clínicos, psicológico-sociais e biológicos afetam o risco do parto prematuro, porém algumas ocorrências não são ainda bem entendidas, pois em alguns casos ocorre espontaneamente sem possuir uma causa específica em si (CENTERS, 2012).

Segundo um estudo realizado pela Organização Mundial de Saúde em 2012 a cada ano nasce por volta de 15 milhões de bebês prematuros no mundo, e lamentavelmente mais de um milhão destes bebês morrem logo após o nascimento, e um número incontável sofrerá ao longo da vida de alguma doença, seja física, neurológica ou dificuldades de aprendizado devido às circunstâncias em que nasceram. É estimado que $\frac{3}{4}$ deste número de bebês prematuros que morrem poderiam sobreviver sem tratamentos caros se tratamentos mais baratos e programas de prevenção de doenças fossem disponíveis ao redor do mundo (CHAIB, 2012).

TABELA 1 – Ranking dos países com maior número de nascimentos de bebês prematuros por ano.

País	Número de nascimentos prematuros (anual)
Índia	3 519 100
China	1 172 300
Nigéria	773 600
Paquistão	748 100
Indonésia	675 700
Estados Unidos da América	517 400
Bangladesh	424 100
Filipinas	348 900
República Democrática do Congo	341 400
Brasil	279 300

Fonte: Organização Mundial de Saúde.

A Tabela 1 demonstra os países com um maior número de nascimentos de bebês prematuros por ano (CHAIB, 2012). Este estudo pôde demonstrar que apesar desta ocorrência ser presente em diversos países pobres, também se mostra em países mais desenvolvidos, porém devido à causas diferentes. Por exemplo, se em países pobres os partos prematuros são causados por infecções como malária e gravidez na adolescência, nos países ricos está relacionada a partos excessivos por cesariana, uso de técnicas de fertilização que resulta em múltiplas gestações e gravidez em idade mais avançada.

Para o Ministério da Saúde brasileiro, os elevados custos financeiros para o cuidado da saúde do neonato se caracterizam como um problema de saúde pública. Na Tabela 2 pode ser visto o número de óbitos ocorridos no Brasil em 2004, destacando o peso do recém-nascido e a sua faixa etária (DE OLIVEIRA, 2007). Pelo fato do Brasil estar no índice dos países de maior ocorrência dos nascimentos prematuros, o Ministério da Saúde brasileiro lançou em março de 2011 um programa chamado Rede Cegonha. Este programa visa garantir um atendimento de qualidade a todas as brasileiras pelo Sistema Único de Saúde (SUS), desde a confirmação da gestação até os dois primeiros anos de vida do bebê. O investimento total é contabilizado em R\$ 9,4 bilhões do Ministério da Saúde, que serão aplicados na construção de uma rede de cuidados primários à mulher e à criança, iniciando o atendimento pela Amazônia (PORTAL, 2012).

TABELA 2 – Número de óbitos no Brasil relacionando o peso e a faixa etária do recém-nascido.

Óbitos infantis no Brasil em 2004					
Óbitos infantis relacionando o peso com a faixa etária					
Peso ao nascer	0 a 6 dias	7 a 27 dias	1 a 11 meses	Menor de 1 ano	Total
Menos de 500g	797	31	22	1	851
500 a 999g	6749	1382	604	17	8752
1000 a 1499g	3880	1342	727	8	5957
1500 a 2499g	5008	1663	2065	15	8751
2500 a 2999g	2415	821	2263	7	5506
3000 a 3999g	3484	1101	3610	13	8208
4000g e maior	382	129	350	1	862
Ignorado	4784	1922	8513	77	15296
Total	27499	8391	18154	139	54183

Fonte: De Oliveira (2007).

1.3 Incubadoras Neonatais

Apesar de a neonatologia como área específica da medicina ter seu início oficial datado por volta do início do século XX, as incubadoras neonatais já eram utilizadas em hospitais principalmente em países mais frios. O mais antigo registro da utilização de incubadoras data-se de 1835, no hospital imperial de São Petersburgo, talvez motivado pelos invernos severos da região, a partir de uma sugestão do físico Von Ruehl a Czarina Feodorovna, esposa do Czar Paulo I. Esta incubadora consistia de um tubo de zinco com paredes duplas e uma abertura no topo, e o espaço entre as paredes eram preenchidos com água morna, para que o recém-nascido permanecesse aquecido. Em 1850 por volta de 40 destas incubadoras eram utilizadas no hospital de Moscou, e pelo fim do século XIX versões modificadas foram desenvolvidas na Alemanha, França Inglaterra (ANTONUCCI e PORCELLA, 2009).

Existem basicamente dois tipos de dispositivos de aquecimento utilizados em unidades intensivas neonatais, as incubadoras e os aquecedores radiantes. Os Aquecedores radiantes são sistemas abertos em que o calor é fornecido a partir de cima do local onde o bebê é localizado, providenciando contato direto com o bebê e provém aquecimento através da radiação (MATHUR, 2006). Um modelo de aquecedor radiante é mostrado na figura 1.3.



Figura 1.3 – Aquecedor Radiante (CALEFATOR, 2013).

O outro tipo de dispositivo utilizado são as incubadoras neonatais. Devido algumas restrições dos aquecedores radiantes (a exposição do recém-nascido ao ambiente pode facilitar a aquisição de infecções, por exemplo), muitas vezes os bebês precisam ser transferidos para as incubadoras. Estas serão abordadas de forma detalhada por serem o foco deste trabalho.

Incubadoras neonatais são equipamentos médicos-assistenciais que possuem como funcionalidade a criação de um ambiente com temperatura e umidade ideais, com objetivo de garantir a manutenção da vida de bebês prematuros. As incubadoras possuem usualmente uma cabine com paredes transparentes para que o recém-nascido possa ser facilmente observado,

com dimensões de aproximadamente $0,5,0,5,1 m^3$. É mantido no interior da mesma um clima artificial que geralmente difere do ambiente local, quanto à temperatura, umidade e/ou concentração de oxigênio.

O dispositivo também deve incluir um aquecedor, um ventilador para causar a circulação do ar aquecido, um container contendo água para adicionar ao sistema umidade, válvulas de circulação de oxigênio e portas de acesso para o cuidado do recém-nascido pelos médicos ou profissionais de enfermagem (SOLER, 2009).

Em uma sala de parto dentro de condições normais, a temperatura do recém-nascido pode cair rapidamente, pois alguns fatores influenciam para a perda de calor do mesmo, como a larga superfície de seu corpo em relação ao volume, alta condutância térmica e superfície úmida. Em bebês com nascimento normal, a resposta metabólica ao resfriamento é tida como ocorrer dentro de minutos após o nascimento, porém é insuficiente para manter a temperatura do corpo até o segundo ou terceiro dia de vida. Esta perda de calor é altamente indesejável para o recém-nascido, logo esforços devem ser tomados para que seja controlada.

Este controle é necessário, pois os recém-nascidos possuem uma habilidade muito baixa de conservar o calor e nenhuma habilidade de ajuste em resposta a estresse térmico, sendo que a resposta do seu organismo pode ser influenciada por outros fatores que podem surgir no contexto pós-parto, como a hipoxia (condição em que o oxigênio dissolvido está abaixo do nível necessário para sustentar a vida, em geral definido como nível de oxigênio abaixo de 2 mg/l) (SMALES e KIMES, 1978), (STEVENSON e WYMAN, 2012). Alguns estudos anteriores realizados a cerca de modelagem e controle são os trabalhos de Mathur (2006), onde foi realizado um projeto de controle Fuzzy do tipo Mandani para um sistema de equações não lineares de uma incubadora neonatal, e o de Al Taweel (2006), onde foi incluída a umidificação no sistema, e a linearização foi realizada com base em um comando do Matlab para um sistema visto como SISO (*Single Input Single Output*).

1.4 Objetivo geral

O objetivo geral desta pesquisa é a modelagem matemática das relações térmicas de uma incubadora neonatal para o desenvolvimento de uma representação linear e o desenvolvimento de um controlador para a mesma, com o intuito de melhorar o seu funcionamento.

1.5 Objetivos específicos

Os objetivos específicos da pesquisa são listados abaixo:

- Levantamento bibliográfico.
- Equacionamento da incubadora, incluindo a modelagem do recém-nascido.
- Desenvolvimento do modelo matemático no Matlab® Simulink.
- Cálculo da linearização do sistema.
- Validação da representação através da comparação entre as respostas temporais do sistema linear e não linear
- Realização de testes sob a variação de parâmetros
- Projeto de um controlador para a melhora da resposta temporal do sistema.

1.6 Justificativa

Devido à necessidade do desenvolvimento de alternativas para a manutenção da vida de prematuros que sejam mais baratas e que ao mesmo tempo sejam confiáveis, garantindo os requisitos básicos de projeto de uma incubadora neonatal, e também pelo fato de haver um grande número de partos de prematuros tanto na sociedade brasileira, quanto em diversos países subdesenvolvidos, faz-se importante a análise do funcionamento das incubadoras neonatais, junto à sua modelagem, pois através de modelos podem-se obter características quantitativas e qualitativas a respeito do sistema real.

1.7 Organização do Trabalho

Este trabalho está dividido em Introdução, Modelagem Matemática, Linearização, Resultados de testes no modelo, Conclusão e trabalhos futuros, Referências Bibliográficas, e Anexos.

Capítulo 2. Modelagem Matemática da Incubadora Neonatal

2.1 Introdução

Este capítulo visa apresentar uma breve introdução dos conceitos do sistema térmico, uma breve definição de termorregulação e o conjunto de equações não lineares que descrevem o sistema térmico de uma incubadora neonatal como desenvolvido em (MATHUR, 2006), sendo que para o estudo da incubadora em análise é realizada a realimentação da saída do sistema através do valor instantâneo da temperatura do ar em °C, juntamente com o controle desta variável. O controle é introduzido através do fluxo de ar aquecido para o interior da massa de ar da incubadora. Neste trabalho, não é considerado um sistema de umidificação, a umidade é considerada um parâmetro constante da planta.

O processo de linearização do sistema com a utilização de séries de Taylor é apresentada no Anexo A, e o uso do método de Newton para o cálculo dos valores dos estados do sistema no ponto de operação para que o mesmo apresente um comportamento aproximado em relação ao sistema não linear original da incubadora é demonstrado no capítulo 3.

O modelo é consistido no recém-nascido mais a incubadora, relacionando as trocas de temperatura entre os compartimentos do modelo, que inclui transferências de calor por condução, convecção, evaporação, radiação e produção metabólica de calor do recém-nascido. A Figura 2.1 abaixo demonstra os compartimentos do modelo e suas relações de forma simplificada.

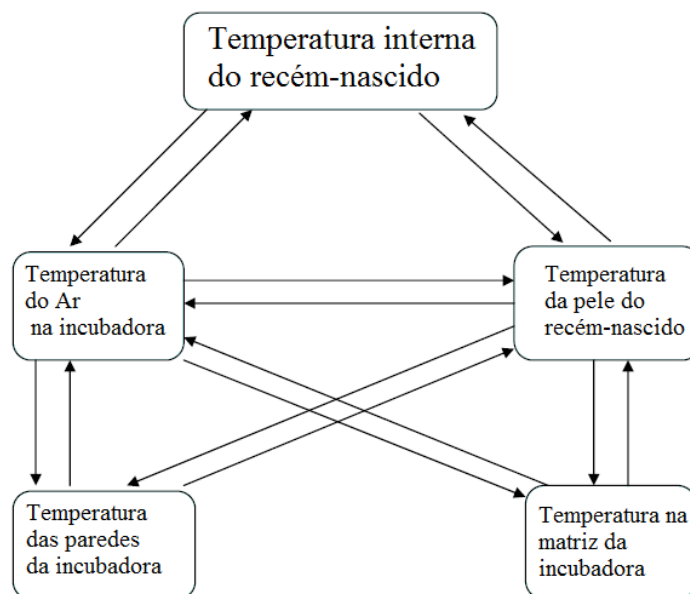


Figura 2.1 – Compartimentos do modelo

Segundo Smales (SMALES e KIMES, 1978), as trocas de calor entre o recém-nascido e o ambiente ocorrem por condução (a perda de calor por este processo é baixa, pois a condução depende da condutividade térmica da substância em contato com o corpo, sendo que os recém-nascidos são geralmente envolvidos por um material de baixa condutividade térmica), por convecção (sendo que depende da velocidade e da temperatura do ar), por evaporação (depende da velocidade e da umidade absoluta do ar) e a perda por radiação, produzida por ondas eletromagnéticas infravermelhas entre superfícies sólidas que não estão em contato com o mesmo.

As equações do modelo são relacionadas à variação instantânea de temperatura em cada compartimento, sendo descritas através da primeira lei da termodinâmica (lei da conservação de energia), onde a variação na absorção de energia de um sistema (neste caso, energia térmica) é determinada pela quantidade de energia que entra menos a energia que deixa o sistema.

Para a simplificação do modelo, algumas considerações são feitas:

- As paredes da incubadora apresentam uma única camada e o aquecimento é realizado através de convecção.
- Os materiais de cada compartimento são considerados homogêneos.
- O fluxo de ar é uniforme através do sistema.
- A taxa metabólica para a termorregulação do recém-nascido é a taxa metabólica de relaxamento, representada pela variável M_{rst} .
- Não são incluídos no modelo do recém-nascido a produção de suor e arrepios (processos de auto termorregulação).
- O processo de condução de calor entre a matriz e a incubadora não é considerada no modelo.

Os conceitos dos tipos de troca de calor presentes no sistema térmico da incubadora abordada neste trabalho são especificados a seguir, juntamente com fatores determinantes dos mesmos. A Figura 2.2 demonstra os mecanismos de troca de calor do recém-nascido.

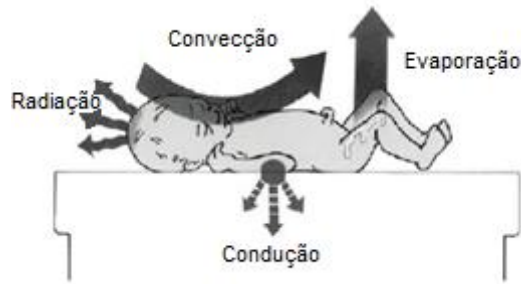


Figura 2.2 – Mecanismos de troca de calor do recém-nascido com o meio em que se encontra.

A condução é a transferência de calor entre dois objetos sólidos que estão em contato, e se tratando da incubadora neonatal trata-se do fluxo de calor entre a superfície do corpo do recém-nascido e outras superfícies sólidas. Os seguintes fatores influenciam na condução de calor (THOMAS, 1994):

- Coeficiente de condutividade da superfície sólida, coeficiente que quantifica a habilidade de uma determinada superfície de transferir ou conduzir calor. Metais são altamente condutíveis, já materiais plásticos e madeira não conduzem tanto calor.
- O tamanho da área de superfície em contato entre o recém-nascido e a superfície sólida, quanto maior área em contato com o objeto, maior é o fluxo de calor. Em incubadoras pré-aquecidas ou aquecedores, a perda por condução é não substancial.
- O gradiente de temperatura entre as superfícies, o recém-nascido não é aquecido por condução a menos que a superfície sólida em contato seja mais quente que a temperatura de sua pele. Almofadas aquecedoras e dispositivos similares reduzem a perda de calor pelo fornecimento de um gradiente entre a pele e a superfície sólida.

Algumas medidas que ajudam a prevenir a perda de calor por condução incluem o aquecimento de superfícies sólidas antes de o recém-nascido entrar em contato com a mesma, e o isolamento térmico do recém-nascido com a superfície sólida.

A convecção é a transferência de calor entre uma superfície sólida e fluidos, como o ar ou líquidos, e fatores importantes são:

- A área de superfície larga dos recém-nascidos em relação à sua massa corporal, que resulta em um aumento da perda de calor por convecção. Reduzindo-se a área de superfície reduz-se a perda por condução.
- Velocidade de fluxo de ar e turbulência, fatores diretamente relacionados à perda de calor por convecção. Quanto maior a velocidade do fluxo de ar e maior a turbulência, ocorre uma maior perda por convecção.

- Gradiente de temperatura entre a pele do recém-nascido e fluidos. Quanto maior este gradiente, maior será a transferência, seja de perda ou ganho. O aumento de temperatura do ar no ambiente em que o recém-nascido está inserido diminui o gradiente, reduzindo perdas por convecção.
- Diâmetro dos membros do recém-nascido. Quanto menor o diâmetro, menor a isolamento externa e maior o potencial de perda de calor via convecção.

As incubadoras operam por convecção, não apenas aquecendo o recém-nascidos, mas reduzindo o gradiente de troca de calor entre o ar e a temperatura corporal. O uso de roupas em incubadoras é um meio efetivo de reduzir a área da superfície exposta ocasionando uma isolamento externa mais eficiente.

A evaporação produz uma perda de calor através da energia utilizada na conversão da água em seu estado de vapor. Os fatores que influenciam a perda por evaporação são:

- A área de superfície do recém-nascido; quanto maior a área maior a perda por evaporação.
- Pressão de vapor, que é governada pela pressão do ar, temperatura e umidade. Quanto maior a pressão do ar do ambiente, menor é a perda por evaporação, e apesar da pressão do ar ser relativamente estável, a mesma decresce com uma altitude maior e durante o transporte de recém-nascidos em aeronaves não pressurizadas. A umidade aumenta a pressão de vapor e causa uma diminuição na perda por evaporação.
- A velocidade do ar, que causa uma diminuição na perda por evaporação.

Por último, a radiação, que é a transferência de calor entre superfícies sólidas que não estão em contato, neste caso, a energia do calor é transferida através de ondas eletromagnéticas infravermelhas. Os seguintes fatores afetam o fluxo de calor pela radiação:

- A emissividade das superfícies radiantes. A emissividade é uma característica que se trata da habilidade de emitir calor através da radiação. A emissividade da pele de um recém-nascido é relativamente constante, porém, as vestimentas reduzem esta característica assim como promovem a isolamento do mesmo. Devido ao fato de que a radiação envolve a troca de calor entre superfícies sólidas, a temperatura dos objetos ao redor do recém-nascido deve ser considerada, mesmo que a temperatura ambiente esteja em um nível confortável.

- O gradiente de temperatura entre as superfícies sólidas. Tipicamente, a temperatura da pele do recém-nascido é mais quente que a temperatura dos objetos que se localizam à sua volta, logo o fluxo de calor ocorre a partir do recém-nascido para os mesmos.
- A área de superfície das superfícies sólidas. A superfície do recém-nascido é susceptível à perda de calor por radiação, pois comparado à área do mesmo, à sua volta os objetos sólidos são muito maiores, aumentando a perda de calor através da radiação. O colchão debaixo do recém-nascido pode ser um meio importante a ser considerado quanto a este tipo de transferência de calor.
- A distância entre as superfícies sólidas. Quanto mais perto duas superfícies se encontram, maior é o fluxo de calor através da radiação. A temperatura do ar ambiente não afeta a temperatura em fluxo através da radiação. As incubadoras neonatais não devem ser expostas à luz do sol, pois a mesma resulta no efeito estufa na incubadora, possivelmente causando sobreaquecimento no interior da mesma, o que é altamente indesejável para a saúde do recém-nascido. Dispositivos de aquecimento radiantes não devem ser utilizados próximo à incubadora neonatal, pois também pode causar um sobreaquecimento, e como este tipo de calor não é medido pela temperatura do ar, a temperatura no interior da incubadora pode não ser medida com um bom grau de confiabilidade.

De acordo com as diretrizes apresentadas em Neonatology (2012), podem ser sugeridos valores de temperatura para a utilização dos controladores de temperatura das incubadoras neonatais, porém os recém-nascidos devem ter sua temperatura corporal monitorada, pois cada indivíduo possui seu próprio padrão de produção e perda de calor, apesar de poder aproximar o seu comportamento. As tabelas 3 e 4 mostram o Ambiente termal neutro para recém- nascidos prematuros, de acordo com seu peso.

TABELA 3 – Temperatura a ser aplicada à incubadora neonatal em relação ao peso e tempo de vida.

Período	1000-1200g +/- 0,5 °C	1201-1500g +/- 0,5 °C	1501-2500g +/- 0,5 °C	>2500g e >3 semanas de gestação
0-12 h	35	34	33,3	32,8
12 -24h	34,5	33,8	32,8	32,4
24-96 h	34,5	33,5	32,3	32

TABELA 4 – Ambiente térmico para recém-nascidos com mais de 5 dias de vida.

Período	<1500g	1501-2500g	>2500g e >36/40 semanas de gestação
5-14 dias	33,5	32,1	32
2-3 semanas	33,1	31,7	30
3-4 semanas	32,6	31,4	
4-5 semanas	32	30,9	
5-6 semanas	31,4	30,4	

Alguns dos procedimentos para a utilização das incubadoras em Neonatology (2012) são:

- Medir a temperatura do recém-nascido no momento anterior de entrada na incubadora neonatal.
- As configurações de umidade e temperatura devem ser determinadas de acordo com o peso, tempo de gestação, e temperatura corporal de cada recém-nascido.
- Pré-aquecimento da incubadora dois degraus acima do necessário para o recém-nascido.
- Realização de um monitoramento contínuo das variáveis de processo, e gravação dos dados a cada hora.

2.2 Termorregulação

A temperatura corporal é uma variável fisiológica precisamente controlada pelo organismo, e a temperatura apropriada é essencial para a correta função de sistemas enzimáticos regulando funções celulares. A temperatura normal corporal representa a condição termal ótima necessária para as funções internas do organismo. A resposta termorregulatória manipula a produção de calor e perda para manter a temperatura do corpo, através da oxidação de substratos metabólicos, sendo produzidos calor, água, e dióxido de carbono, sendo que esta produção se dá através de um balanceamento preciso com a sua perda através da condução, convecção, radiação e evaporação (THOMAS, 2004).

A termorregulação é controlada pelo hipotálamo, sendo que a informação que o mesmo recebe é proveniente da pele e de receptores térmicos, e também de receptores no próprio hipotálamo. A informação proveniente do corpo é então processada no hipotálamo e comparada a uma temperatura de set point, que é a temperatura ótima para o funcionamento do organismo, e então alterações no metabolismo, atividade vasomotora, contração muscular,

e a produção de suor são desencadeadas para o processo de ganho e perda de calor do organismo (THOMAS, 2004). A Figura 2.3 mostra a localização do hipotálamo.

O hipotálamo pode ter sua função subdividida em duas partes, sendo que a sua parte anterior apresenta uma função parassimpática, controlando a redução da temperatura do organismo quando a mesma é estimulada, e a parte posterior funciona por meio do sistema nervoso simpático, controlando o aquecimento do corpo, ao ser estimulada (DE OLIVEIRA, 2007).

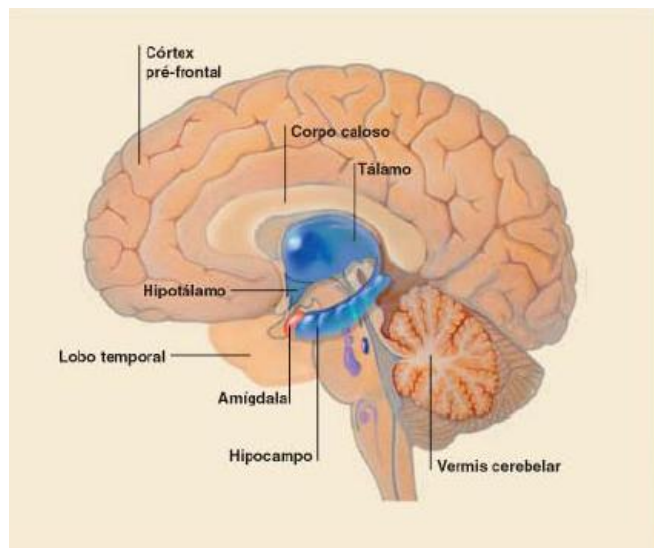


Figura 2.3 – Localização do Hipotálamo.

Os principais mecanismos desencadeados pelo hipotálamo para a produção de calor são a vasoconstrição e a rigidez muscular. Para a perda de calor, são a vasodilatação e a produção de suor (DE OLIVEIRA, 2007). A Figura 2.4 mostra um esquema do funcionamento do sistema de regulação de temperatura do organismo (SOLER, 2009).



Figura 2.4 – Diagrama representativo do sistema de regulação de temperatura do organismo (SOLER, 2009).

Em se tratando de recém-nascidos prematuros, estes podem estar com uma regulação de temperatura imperfeita, pois vários são os fatores que causam uma interferência na sua regulação térmica, como uma ineficiente produção de suor, vasoconstrição e falta de rigidez muscular para o equilíbrio de temperatura, porém. A dificuldade dos recém-nascidos de manter sua temperatura corporal constante perdendo e ganhando calor facilmente dá-se por deficiências da não ativação do centro de controle térmico localizado no hipotálamo. Uma das possibilidades de ocorrência é a imaturidade do centro de controle, e por alterações patológicas, como má formação cerebral e traumas (DE OLIVEIRA, 2007).

Como no período gestacional o feto possui a regulação da sua temperatura garantida pelo meio intrauterino em que está localizado (que é aproximadamente constante em torno de 37,9 °C), ao momento do parto o mesmo precisa adaptar-se à mudança temperatura. Os recém-nascidos naturalmente conseguem controlar a sua temperatura no ambiente externo, porém os prematuros, a partir das dificuldades relatadas, precisam manter-se em um ambiente controlado (COSTA, 2009), (DE OLIVEIRA, 2007).

A fadiga causada pelo esforço da criança prematura pode ocasionar diversos problemas, como a falta de oxigênio, hipoglicemia, acidose metabólica e queda nos níveis de glicogênio (DE OLIVEIRA, 2007).

2.3 Modelagem do recém-nascido

Para o processo de modelagem do bebê, o mesmo é considerado como possuindo duas camadas, a camada interna e a camada de pele, as quais se relacionam termicamente com a matriz da incubadora (local onde o mesmo se encontra deitado), a massa de ar e as paredes. As equações são mostradas abaixo:

2.3.1 Modelagem da camada interna do recém-nascido

A equação do balanço de calor na parte interna do recém-nascido é dada através da Equação (1):

$$(m_c \cdot C_{pc}) \cdot \frac{dT_c}{dt} = Q_{met} + Q_{bc} - Q_{sen} - Q_{lat} - Q_{cd} \quad (1)$$

Onde:

- Q_{met} : Taxa metabólica de produção de calor:

$$Q_{met} = M_{rst} \cdot S_a \quad (2)$$

A taxa metabólica de relaxamento do recém-nascido M_{rst} é estimada a partir de testes na primeira semana de vida, na zona termoneutra (condição em que a produção de calor é considerada mínima). Esta taxa é utilizada em vez da taxa metabólica basal devido o valor da taxa metabólica precisar ser medido após o jejum do bebê desde um dia anterior ao processo,

o que seria prejudicial para a sua saúde. A área de superfície do bebê é calculada através de uma fórmula empírica:

$$S_a = \frac{m^{0,75}}{10,8} \quad (3)$$

Onde m é a massa do bebê em quilogramas.

- Q_{bc} - Taxa de transferência de calor por convecção com o sangue:

$$Q_{bc} = \rho_{bl} \cdot bf \cdot C_{pb} \cdot V_{cb} \cdot (T_c - T_s) \quad (4)$$

O sangue constitui um meio onde ocorre convecção, onde o volume sanguíneo V_{cb} é calculado diretamente pela relação (MATHUR, 2006):

$$V_{cb} = 80 \cdot m \quad (5)$$

O parâmetro bf é o fluxo sanguíneo, calculado pela saída de fluxo sanguíneo do coração q_c e a densidade do sangue ρ_{bl} , como:

$$bf = q_c \cdot \rho_{bl} \quad (6)$$

A variável C_{pb} na equação (4) é o calor específico do sangue.

- Q_{sen} - Taxa de transferência de calor por convecção com o ar inalado pelo recém-nascido:

$$Q_{sen} = IV \cdot m \cdot C_{pa} \cdot \rho_a \cdot (T_c - T_a) \quad (7)$$

- Q_{lat} - Convecção causada pelas diferenças entre pressão do vapor de água inalado e exalado:

$$Q_{lat} = IV \cdot m \cdot hfg \cdot \rho_a \cdot (W_{ex} - W_a) \quad (8)$$

Ambas as Equações (7) e (8) são funções do volume de ar inspirado e da massa do recém-nascido. A equação (7) também é função do calor específico do ar e da densidade do ar, e a Equação (8) é função do calor latente da massa de água hfg . As variáveis W_{ex} e W_a são definidas como:

- W_{ex} - Razão de umidade do ar exalado;
- W_a - Razão de umidade do ar inalado;

Ambas as variáveis demonstradas acima são calculadas através da equação (9):

$$W_{ex,a} = 0,622 \cdot \frac{P_{H2O}}{P_t - P_{H2O}} \quad (9)$$

A variável pressão parcial água-vapor na equação anterior, P_{H2O} , é calculada por:

$$P_{H2O} = P_{sat} \cdot RH\% \quad (10)$$

Sendo a pressão de saturação P_{sat} calculada através de:

$$P_{sat} = 2,2347 \cdot T_{c,a} - 18,104 \quad (11)$$

Na Equação (11), a pressão de saturação é calculada em função de T_c (temperatura interna) e RH1 (umidade relativa do ar exalado pelo bebê) para a equação de W_{ex} e em função de T_a (temperatura do ar) e RH% (umidade relativa do ar) para a determinação de W_a .

- Q_{cd} – Transferência de calor por condução com a pele:

$$Q_{cd} = \frac{K_c \cdot \rho_c \cdot S_a^2}{m} \cdot (T_c - T_s) \quad (12)$$

A transferência de calor por condução com a pele é uma função da condutividade térmica interna do bebê (constante K_c), a área de superfície da pele S_a , da densidade interna e da massa do bebê (ρ_c), e da diferença entre a temperatura interna e a temperatura da pele.

A massa interna do bebê pode ser calculada usando:

$$m_c = m \cdot m_s \quad (13)$$

Em (13), a variável m_s é a massa da pele do bebê, calculada através da sua área de superfície, da densidade da pele (ρ_s) e da espessura da pele (th_s), como pode-se observar na Equação (14).

$$m_s = th_s \cdot \rho_s \cdot S_a \quad (14)$$

2.3.2-Modelagem da pele do recém-nascido

Para a modelagem matemática das trocas térmicas referentes à pele do recém-nascido, para efeito de simplificação foi determinado que o comportamento do fluxo de ar em direção ao corpo do recém-nascido é similar ao fluxo de ar em direção a um corpo cilíndrico, pois se considerado não uniforme como na realidade, a direção do fluxo de ar ao longo do eixo longitudinal do recém-nascido adicionaria uma grande complexidade na determinação de alguns parâmetros do modelo, como o número de Nusselt (NÚMERO, 2013), que será utilizado em algumas equações do modelo. A aproximação pode ser vista na Figura 2.5.

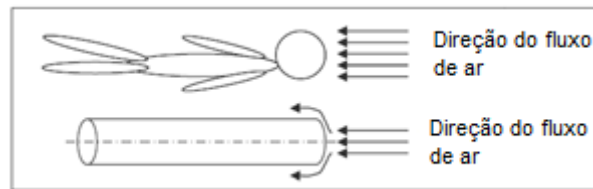


Figura 2.5 - Formato aproximado do corpo em análise (AL-TAWEEL, 2006).

A equação que expressa o balanço de temperatura na pele é expressa abaixo:

$$(m_s C_{ps}) \cdot \frac{dT_s}{dt} = Q_{cd} - Q_{bc} - Q_{mc} - Q_{scv} - Q_{se} - Q_{sr} \quad (15)$$

Onde:

- Q_{mc} - Condução de calor entre a pele e a matriz da incubadora:

$$Q_{mc} = \frac{A_s \cdot K_{mat}}{0,5 \cdot th_m} \cdot (T_s - T_m) \quad (16)$$

Para a determinação da condução de calor entre a pele e a matriz da incubadora, a temperatura da matriz é calculada a partir da metade da espessura da matriz, devido a este fato th_m é definido multiplicando-se por 0,5. A constante K_{mat} é a condutividade térmica da matriz, e A_s é definido como a área de superfície da pele em contato com a incubadora, definida como 10% da área de superfície da pele, como em (17).

$$A_s = 0,1 \cdot S_a \quad (17)$$

- Q_{scv} - Convecção entre a pele e a massa de ar da incubadora:

$$Q_{scv} = h_{scv} \cdot A_{cv} \cdot (T_s - T_a) \quad (18)$$

Na Equação (18), h_{scv} (coeficiente convectivo de transferência de calor por convecção forçada) é calculado em função dos números de Reynolds e Nusselt. O número de Reynolds (R_e) é um número adimensional utilizado na mecânica dos fluidos para o cálculo do regime de escoamento de um certo fluido dentro de um tubo ou sobre uma determinada superfície, o qual possui como sentido físico o quociente entre as forças de inércias e as forças de viscosidade que atuam no fluido. A sua importância fundamental é a possibilidade da avaliação da estabilidade do fluxo podendo-se obter através do mesmo uma indicação do tipo de escoamento do fluido, se ocorre de forma laminar ou de forma turbulenta. A fórmula para sua determinação é apresentada em (19).

$$R_e = \frac{\rho_a \cdot V_a \cdot D_{sph}}{\mu_a} \quad (19)$$

Na equação anterior, a constante D_{sph} é o diâmetro aproximado do bebê, calculado em metros, μ_a é a viscosidade dinâmica do ar, V_a trata-se da velocidade do ar e ρ_a a densidade do ar. O número de Nusselt (Nu_{sph}) (CALCULO, 2013) proporciona uma medida de transferência convectiva de calor em uma superfície, o qual pode ser determinado a partir do número de Reynolds (NUMERO, 2013), do número de Prandtl (P_r) (CONVECCÃO, 2013) e das viscosidades dinâmicas do ar e da pele do recém-nascido (20) (MATHUR, 2006).

$$Nu_{sph} = 2 + \left(0,4 \cdot R_e^{\frac{1}{2}} + 0,06 \cdot R_e^{\frac{2}{3}} \right) \cdot P_r^{0,4} \cdot \left(\frac{\mu_a}{\mu_s} \right) \quad (20)$$

O número de Prandtl é um parâmetro que relaciona as espessuras relativas das camadas limites hidrodinâmica e térmica. A camada limite hidrodinâmica é a região do escoamento

onde atuam as forças viscosas, e a camada limite térmica é a região onde os gradientes de temperatura estão presentes no escoamento. Os gradientes de temperatura resultam da transferência de calor entre um fluido e uma superfície. Este número pode ser calculado através de (21).

$$P_r = \frac{\mu_a \cdot C_{pa}}{K_a} \quad (21)$$

A partir das Equações (19), (20) e (21) pode-se definir o coeficiente convectivo de transferência de calor por convecção forçada (22):

$$h_{scv} = \frac{Nu_{sph} \cdot K_a}{D_{sph}} \quad (22)$$

A área de superfície da pele exposta à massa de ar da incubadora é 90% da área da superfície da pele (desde que foi definida a área em contato com a matriz sendo 10% da área da pele), logo:

$$A_{cv} = 0,9 \cdot S_a \quad (23)$$

- Q_{se} - Razão de evaporação:

$$Q_{se} = \frac{hfg \cdot m \cdot Evap \cdot \rho_{H2O}}{86400} \quad (24)$$

A perda de água da pele para o espaço de ar da incubadora através de evaporação é inversamente proporcional à pressão parcial água-vapor ambiente. Na Equação (24) variável $Evap$ representa a perda por evaporação da pele ao ambiente, e é uma função do período de gestação (GA) e da idade pós-natal (age), e pode ser determinada pela equação de número (25).

$$Evap = \left[\left(6,5 \cdot e^{\left(\frac{168}{age+11,8} \right)} \right) \cdot \left(e^{\left(\frac{-5,2 \cdot GA}{age+12,2} \right)} + 4,8 \right) \right] \cdot \left(2 - \frac{P_{H2O}}{23} \right) \quad (25)$$

- Q_{sr} - Troca de calor por radiação com as paredes da incubadora:

$$Q_{sr} = A_r \cdot \sigma \cdot \varepsilon_s \cdot [(T_s + 273,15)^4 - (T_w + 273,15)^4] \quad (26)$$

Na Equação (26), σ é a constante de Stephen-Boltzmann e ε_s é a emissividade radiante da pele (possuindo o valor unitário) [1].

A superfície exposta diretamente às paredes é calculada com base na superfície exposta à massa de ar e nas seguintes definições:

- 30% da superfície total é relacionado ao espaço diretamente acima do bebê
- 17% da superfície total se relaciona com os lados da incubadora

- 8,5% da superfície total se relaciona com a área acima da cabeça e abaixo dos pés do bebê

Logo:

$$A_r = S_a \cdot 0,90555 \quad (27)$$

2.4-Modelagem do espaço de ar da incubadora

As partes da incubadora presente no equacionamento podem ser visualizadas na Figura 2.6, as quais consistem no espaço de ar, paredes e matriz.

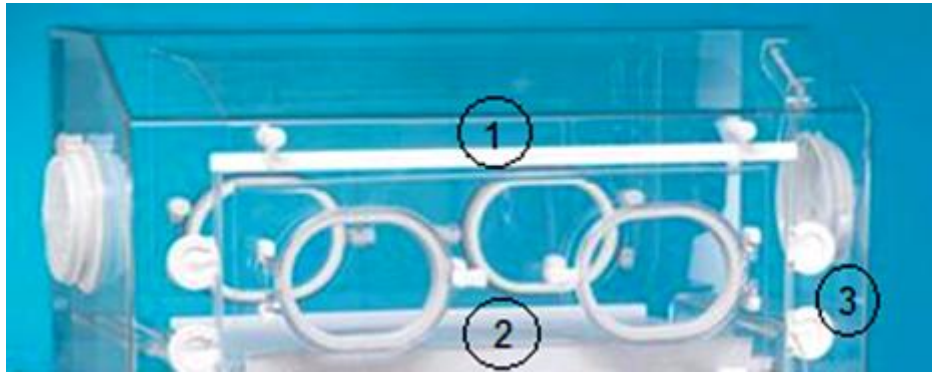


Figura 2.6 – Compartimentos da incubadora, sendo 1 - Espaço de ar, 2 – Matriz e 3 – Paredes da incubadora.

O espaço de ar da incubadora realiza trocas de calor com todos os compartimentos do modelo, sendo principalmente por convecção. A equação que representa o balanço de temperaturas para o espaço de ar é dado por (28):

$$(M_a \cdot C_{pa}) \cdot \frac{dT_a}{dt} = Q_{scv} + Q_{se} + Q_{sen} + Q_{ht} + Q_{lat} - Q_{acv} - Q_{mat} \quad (28)$$

Diversas variáveis do compartimento de ar da incubadora já foram definidas nas equações anteriores, como a convecção de calor com a pele do bebê Q_{scv} e as trocas de calor a partir da relação de evaporação Q_{se} . Os demais fluxos de calor são mostrados nas equações seguintes.

- Q_{acv} - Transferência de calor por convecção para as paredes da incubadora

$$Q_{acv} = h_{acv} \cdot A_{wi} \cdot (T_a - T_w) \quad (29)$$

A constante h_{acv} (coeficiente de transferência de calor por convecção) depende da geometria da incubadora e o regime de fluxo de ar dentro da mesma, logo é calculada através do número de Nusselt para o regime de fluxo Nu_1 e o diâmetro hidráulico equivalente da incubadora D_h :

$$D_h = \frac{4 \cdot A_c}{p} \quad (30)$$

$$Nu_1 = \frac{\left(\frac{f}{8}\right) \cdot (Re_1 - 1000) \cdot Pr_1}{1 + 12,7 \cdot \left(\frac{f}{8}\right)^{0,5} \cdot (Pr_1^{\frac{2}{3}} - 1)} \quad (31)$$

Na equação (31), f é um fator de fricção (AL-TAWEEL, 2006).

- Q_{mat} - Transferência de calor com a matriz:

$$Q_{mat} = h_{acv} \cdot A_{net} \cdot (T_a - T_m) \quad (32)$$

A área da matriz não coberta pelo recém-nascido A_{net} pode ser calculada através da diferença entre a área da matriz e a área de superfície do bebê exposta à massa de ar da incubadora:

$$A_{net} = A_{mat} - A_s \quad (33)$$

- Q_{ht} - Fluxo de ar aquecido:

$$Q_{ht} = \rho_a \cdot C_{pa} \cdot q_{air} \cdot (T_{ha} - T_a) \quad (34)$$

A temperatura do ar aquecido T_{ha} será apresentada na modelagem do elemento de aquecimento da planta. A constante q_{air} na Equação (34) é a taxa de fluxo volumétrico de ar.

A massa de ar da incubadora é calculada através da seguinte equação:

$$M_a = \frac{49,6926}{(T_a + 273,15)} \quad (35)$$

2.5-Modelagem das paredes da incubadora

Para o equacionamento do compartimento paredes da incubadora, as seguintes considerações são tomadas:

- O material das paredes é homogêneo e uniforme.
- Existe uma distribuição uniforme de temperatura através das camadas interna e externa das paredes da incubadora.

A equação que expressa o balanço de temperaturas nas paredes da incubadora é a de número (36):

$$(M_w \cdot C_{pw}) \cdot \frac{dT_w}{dt} = Q_{acv} + Q_{sr} - Q_{cvt} - Q_{ro} \quad (36)$$

Onde:

- Q_{cvt} - Transferência de calor convectivo nas paredes:

$$Q_{cvt} = Q_{chzt} + 2 \cdot Q_{cVRTl} + 2 \cdot Q_{cVRTs} \quad (37)$$

As três variáveis da equação anterior representam as transferências de calor por convecção na área horizontal e nas áreas verticais, calculadas por:

$$Q_{cv} = h_{chzt} \cdot A_{wh} \cdot (T_w - T_e) \quad (38)$$

$$Q_{cvrtl} = h_{cvrt} \cdot A_{wv} \cdot (T_w - T_e) \quad (39)$$

$$Q_{cvrts} = h_{cvrt} \cdot A_{wv1} \cdot (T_w - T_e) \quad (40)$$

O coeficiente de transferência de calor para as paredes h_c é calculado pelas seguintes funções de Nusselt, Prandtl e Rayleigh (MECÂNICA, 2013). O número de Rayleigh é formado pelos números de Prandtl e de Grashof (G_r , indica a relação entre as forças de empuxo, inércia e viscosas (CONVECÇÃO, 2013)).

$$G_r = \frac{g \cdot \beta \cdot L_c^3 \cdot (T_w - T_e)}{\nu^2} \quad (41)$$

$$Ra_l = Pr_2 \cdot G_r \quad (42)$$

$$Pr_2 = \frac{\mu_{ao} \cdot C_{pa}}{K_{ao}} \quad (43)$$

$$Nu_{hzt} = 0,27 \cdot Ra_l^{1/4} \quad (44)$$

$$Nu_{vrt} = \left(0,825 + \frac{0,387 \cdot Ra_l^{1/6}}{\left(1 + \left(\frac{0,492}{Pr_2}\right)^{9/16}\right)^{8/27}} \right)^2 \quad (45)$$

O coeficiente h_c é calculado como na equação (22).

- Q_{ro} - Perda de calor por radiação:

$$Q_{ro} = A_{wi} \cdot \sigma \cdot \varepsilon_w \cdot [(T_w + 273,15)^4 - (T_e + 273,15)^4] \quad (46)$$

Na Equação (46), A_{wi} é a área de superfície das paredes e ε_w é a emissividade radiante das paredes. T_e é a temperatura ambiente.

A massa das paredes da incubadora é calculada por:

$$M_w = \rho_w \cdot th_w \cdot A_{wi} \quad (47)$$

Onde ρ_w é a densidade das paredes e th_w é a espessura das paredes.

2.6-Modelagem da matriz da incubadora

A Matriz da incubadora ganha calor por condução com a pele do bebê e é aquecida por convecção pelo espaço de ar da incubadora. Os suportes da matriz e sua área de contato são considerados pequenos, então a transferência de calor da matriz da incubadora para os suportes é desprezada.

A equação de balanço térmico referentes à matriz da incubadora é dada através de (48):

$$(M_m \cdot C_{pm}) \cdot \frac{dT_m}{dt} = Q_{mc} + Q_{mat} \quad (48)$$

Ambas as equações de fluxo de calor Q_{mc} e Q_{mat} foram definidos anteriormente.

2.7-Modelagem do elemento de aquecimento

A Figura 2.7 apresenta uma representação simplificada do elemento de aquecimento. Para este compartimento, é considerado que o ventilador não insere calor no processo, o calor é somente inserido pela resistência de aquecimento.

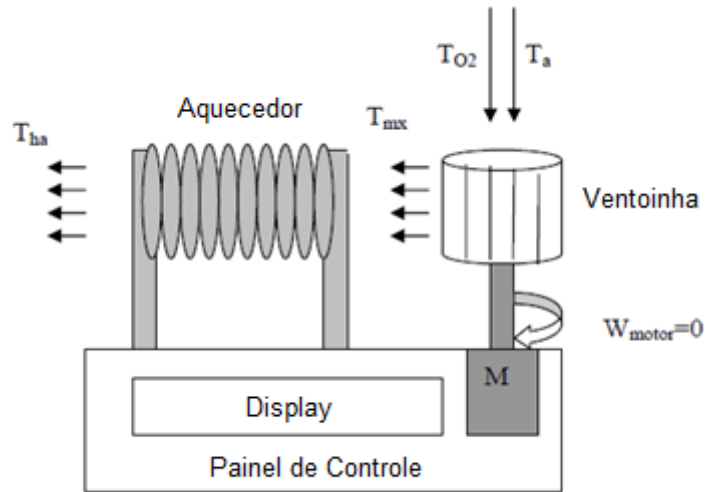


Figura 2.7 – Elemento de aquecimento (AL-TAWEEL, 2006).

A temperatura do ar na entrada do aquecedor sofre influencia da temperatura do ar e da temperatura do oxigênio adicionado. Para a modelagem deste compartimento, as seguintes considerações são feitas:

- O material do aquecedor é homogêneo com características constantes.
- A distribuição de temperatura é uniforme.
- O calor específico do ar misturado (na entrada do ventilador) é o mesmo do ar C_{pa} .

Como neste trabalho é desconsiderada a adição de oxigênio à incubadora, a temperatura na entrada do aquecedor é a mesma que a temperatura do ar da incubadora. Logo:

$$T_{mx} = T_a \quad (49)$$

A temperatura do ar aquecido é dada por:

$$T_{ha} = T_{mx} + \frac{u}{\rho_a \cdot q_{air} \cdot C_{pa}} \quad (50)$$

Onde u é a variável de entrada para a temperatura do aquecedor. A Tabela 5 apresenta as constantes do conjunto de equações de (1) a (50), apresentando seus valores e grandezas.

TABELA 5 – Parâmetros do conjunto de equações diferenciais.

Constante	Valor	Unidade
RH%	0,75	-
m	0,9	Kg
Mrst	24,8	W/m ²
Age	1	Dias
GA	28	Semanas
Ths	0,0005	m
IV	3,667	ml/Kg.s
ρ_{bl}	1,06.10 ⁻³	Kg/ml
bf	0,00458	s ⁻¹
Vcb	80.m	ml
Amat	0,2194	m ²
Awi	1,3988	m ²
thw	0,006	m
thm	0,02735	m
Mm	0,2575	Kg
Q _{air}	0,35	l/s
Kc	0,51	W/m.C
Kmat	0,04184	W/m.C
Ka	0,02625	W/m.C
ρ_c	1080	Kg/m ³
ρ_s	1000	Kg/m ³
ρ_a	1,145.10 ⁻⁶	Kg/m ³
ρ_w	1190,236	Kg/m ³
ρ_{H_2O}	0,001	Kg/m ³
Pt	760	Torr
Awh	0,3438	m ²
g	9,81	m/s ²
β	3,356.10 ⁻³	1/K

Lc	0,2737	m
μ_{ao}	1,872.10 ⁻⁵	J/Kg.s
Cpa	1007	J/Kg.C
Ka	0,02588	W/Kg.C
v	1,608.10 ⁻⁵	m ² /s
Lc1	0,42	m
Awv	0,3583	m ²
Awv1	0,1693	m ²
Te	25	°C
RH1	1	%
hfg	2419000	J/Kg
Cpc	3470	J/Kg.C
Cps	3766	J/Kg.C
Cpm	1757	J/Kg.C
Cpb	3840	J/Kg.C
Cpw	1297	J/Kg.C
μ_a	1,895.10 ⁻⁵	Kg/m.s
μ_s	1,8996.10 ⁻⁵	Kg/m.s
Va	0,1	m/s
Dsph	0,08	m
Pr	0,727	-
Re	483,3773	-
Nusph	12,9675	-
Ac	0,1693	m ²
p	1,646	m
Dh	0,4113	m
f	0,0119	-
Re1	2,4853.10 ³	-
Nu1	1,7724	-
σ	5,67.10 ⁻⁸	W/m ² .K ⁴

ε_s	1	-
ε_w	0,86	-
Tci	35,5	°C
Tsi	35,5	°C
Tai	37	°C
Twi	25,5	°C
Tmi	37	°C
u	1	°C

Fonte: Al-Taweel (2006).

Com o conjunto de equações do sistema e os valores dos parâmetros determinados, pôde-se dar início ao desenvolvimento do diagrama de blocos no Simulink, o qual está apresentado no anexo B.

O sistema é do tipo SISO (*single input single output*), e os valores dos parâmetros massa (m), temperatura ambiente (Te) e umidade relativa do ar (RH%) não foram inseridos (para a realização de testes de desempenho do controlador sob a variação dos mesmos posteriormente). A tela principal do diagrama de blocos desenvolvido pode ser visualizada na Figura 2.8.

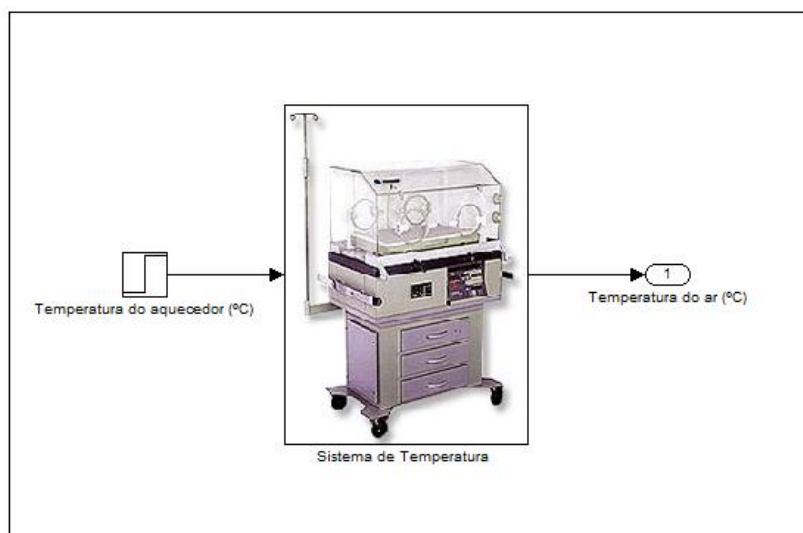


Figura 2.8 – Tela principal do diagrama de blocos do Simulink.

Capítulo 3. Linearização do Modelo do Sistema e projeto de um Controlador PI para regulação de temperatura

3.1 Introdução

Este capítulo apresenta o processo de linearização do sistema de equações da incubadora neonatal, incluindo o método utilizado e a representação obtida na forma de espaço de estados e na forma de função de transferência representando a relação entre a entrada do sistema (Temperatura do aquecedor (°C)) e a saída (Temperatura do Ar (°C)), além do projeto de um controlador PI através do lugar geométrico das raízes para o sistema.

3.2 Método de Linearização

O método de Linearização de Lyapunov (SLOTINI e LI, 1991) é relacionado com a estabilidade local de um sistema não linear. Intuitivamente, é a formalização do conceito o qual estabelece que um sistema não linear deve se comportar similarmente a sua aproximação linear para pequenos intervalos em torno de um ponto de equilíbrio ou operação. Como, na prática, todos os sistemas físicos são não lineares, o método de Lyapunov serve como justificativa fundamental para o uso de técnicas de controle lineares, o projeto de controle linear garante a estabilidade do sistema físico original localmente (SLOTINI e LI, 1991). Em termos de equação, seja o seguinte sistema não linear autônomo:

$$\dot{x} = f(x) \quad (51)$$

Assumindo que $f(x)$ é continuamente diferenciável, então a dinâmica do sistema pode ser descrita como:

$$\dot{x} = \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)_{x=x^0} (x - x^0) + f_{h.o.t.}(x) \quad (52)$$

Onde $f_{h.o.t.}$ representa os termos de maior ordem em x . O que temos na Equação (52) é uma expansão em séries de Taylor iniciando diretamente com o termo de primeira ordem, sendo x^0 um ponto de equilíbrio do sistema. Seja $A(n_x \times n_x)$ a matriz Jacobiana de f em relação a x :

$$A = \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)_{x=x^0} \quad (53)$$

Então, o sistema $\dot{x} = Ax$ é uma aproximação linear do sistema não linear original no ponto de equilíbrio x^0 . O mesmo pode ser aplicado a sistemas não lineares não autônomos, onde $\dot{x} = f(x, u)$, então:

$$\dot{x} = \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)_{x=x^0, u=u^0} (x - x^0) + \left(\frac{\partial f}{\partial u} \right)_{x=x^0, u=u^0} (u - u^0) + f_{h.o.t.}(x, u) \quad (54)$$

Fazendo uma matriz $A(n_x \times n_x)$ a jacobiana de f em relação a x e $B(n_x \times m)$ a jacobiana de f em relação a u (onde m é o número de entradas), tem-se:

$$A = \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)_{x=x^0, u=u^0} \text{ e } B = \left(\frac{\partial f}{\partial u} \right)_{x=x^0, u=u^0} \quad (55)$$

O sistema $\dot{x} = Ax + Bu$ é uma aproximação linear do sistema não linear não autônomo original em torno do ponto de equilíbrio $x=x^0, u=u^0$. Na prática, a linearização é realizada desconsiderando os termos de maior ordem $f_{h.o.t.}$, obtendo-se mais facilmente um modelo linear local do sistema original, podendo-se representar o sistema em torno de um ponto de equilíbrio ou de operação escolhido pelo projetista. Neste trabalho, as variáveis do sistema linearizado são antecedidas pela letra Δ , significando desvio em torno do ponto de operação.

São mostrados no anexo A de forma detalhada os valores das derivadas calculadas para a obtenção das matrizes A e B listadas anteriormente, para a representação linear do sistema, a partir do cálculo das derivadas parciais em relação à temperatura de cada compartimento e em relação à entrada do sistema. Como cada compartimento do modelo é representado por um conjunto de fluxos de calor, foi calculada a derivada de cada fluxo (desde que a derivada da soma é igual à soma das derivadas), e os valores α_{ij} são os valores que formam a matriz A e B_i formam a matriz B (visto que o sistema possui apenas uma entrada).

3.3 Método de Newton

O cálculo dos valores iniciais das variáveis de estado, bem como da entrada u nos pontos de operação considerados $(T_c^*, T_s^*, T_a^*, T_w^*, T_m^*, u^*)$ foi realizado a partir do método de Newton (MÉTODOS, 2013) para a solução de equações algébricas não lineares. O procedimento adotado neste trabalho é demonstrado a seguir.

Sendo um sistema de equações diferenciais:

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = F_1(x, u) \\ \dot{x}_2 = F_2(x, u) \\ \vdots \\ \dot{x}_n = F_n(x, u) \\ y = G(x, u) \end{cases} \quad (56)$$

Onde y é a equação de saída do sistema, deseja-se calcular os valores dos pontos de operação para a saída em equilíbrio em um determinado valor de y . Este trabalho possui 5 equações diferenciais mais a equação de saída, sendo que a mesma deve operar no valor de 37°C.

Fazendo $y = y^0 = 37$, deve-se calcular:

$$\begin{cases} 0 = F_1(x^*, u^*) \\ 0 = F_2(x^*, u^*) \\ \vdots \\ 0 = F_n(x^*, u^*) \\ y = G(x^*, u^*) \end{cases} \quad (57)$$

Visto que em regime estacionário as derivadas são nulas.

Para o cálculo do sistema anterior pode-se utilizar o método de Newton. A solução de um sistema de equações algébricas não linear consiste em determinar os pontos no subespaço do problema que solucione o conjunto de equações, sendo que os pontos de solução estão na interseção das curvas que representam as equações. No método de Newton para a solução de equações escalares, determina-se a reta tangente ao gráfico da função no ponto inicial, mas quando existe um conjunto de equações representando um sistema, determina-se o hiperplano tangente ao polítopo (Região contida no \mathbb{R}^n resultante da interseção de um conjunto de subespaços) determinado pelo sistema de equações em um ponto inicial. Seja x^* um vetor solução para (eq.) e x^0 uma aproximação de x^* , tal que $h = x^* - x^0$ é pequeno de forma suficiente e a matriz $J(x^0) = F'(x^0)$ seja passível de inversão, onde J é a jacobiana do sistema de equações. Segue-se que:

$$0 = F(x^*) = F(x^0 + h) \approx F(x^0) + J(x^0)h \quad (58)$$

Isolando h , tem-se:

$$h = -J(x^0)^{-1} * F(x^0) \quad (59)$$

O método de solução do sistema não linear é iterativo, logo a partir de um vetor inicial determinado pode-se chegar à solução se houver a convergência dentro de um número limitado de iterações, então a equação a ser determinada pode ser escrita como:

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} - J(x^k)^{-1} * F(x^k) \quad (60)$$

Como critério de parada, deve-se determinar se a partir de uma tolerância $\varepsilon_p > 0$, se a condição $\|x^{(k+1)} - x^{(k)}\| < \varepsilon_p$, então o método é finalizado e $x^{(k+1)}$ é considerado uma aproximação de uma solução para o sistema não linear. Neste trabalho foi utilizado como critério de parada o valor $\varepsilon_p = 10^{-3}$ e o vetor inicial:

$$X^{(0)} = \begin{bmatrix} T_c^0 \\ T_s^0 \\ T_a^0 \\ T_w^0 \\ T_m^0 \\ u^0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 35 \\ 34 \\ 20 \\ 25,5 \\ 20 \\ 2 \end{bmatrix} \quad (61)$$

A Tabela 6 mostra o número de iterações, os valores da aproximação da solução e a diferença entre o vetor atualizado e os anteriores (para a verificação do critério de parada) calculados a partir do método de Newton.

TABELA 6. Valores calculados com o método de Newton (a coluna 4 está multiplicada por 10^{-5}).

$\ \mathbf{x}^{(k+1)} - \mathbf{x}^{(k)}\ $	$k = 1$	$k = 2$	$k = 3$	\mathbf{x}^*	$k = 1$	$k = 2$	$k = 3$
$T_c^{(k+1)} - T_c^{(k)}$	4,1397	0,0463	0,5295	T_c^*	39,1397	39,0934	39,0934
$T_s^{(k+1)} - T_s^{(k)}$	4,5804	0,0467	0,5291	T_s^*	38,5804	38,5336	38,5336
$T_a^{(k+1)} - T_a^{(k)}$	7	0	0	T_a^*	37	37	37
$T_w^{(k+1)} - T_w^{(k)}$	0,0882	0,0010	0,0090	T_w^*	25,5882	25,5892	25,5892
$T_m^{(k+1)} - T_m^{(k)}$	17,8435	0,0249	0,2824	T_m^*	37,8435	37,8186	37,8186
$u^{(k+1)} - u^{(k)}$	0,7748	0,0173	0,1771	u^*	1,2252	1,2426	1,2426

Utilizando a aproximação obtida e as equações do sistema linearizado, primeiramente foi obtida uma representação no formato de Espaço de Estados, como pode ser vista na equação (62).

$$\begin{bmatrix} \Delta \dot{T}_c \\ \Delta \dot{T}_s \\ \Delta \dot{T}_a \\ \Delta \dot{T}_w \\ \Delta \dot{T}_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0,026 & 0,0258 & 0,0001 & 0 & 0 \\ 0,0214 & -0,0254 & 0,0027 & 0,0016 & 0,0002 \\ 0,0001 & 0,002 & -0,0039 & 0,001 & 0,0001 \\ 0 & 0,00002 & 0,00001 & -0,0019 & 0 \\ 0 & 0,0001 & 0,0001 & 0 & -0,0001 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta T_c \\ \Delta T_s \\ \Delta T_a \\ \Delta T_w \\ \Delta T_m \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0,0062 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \cdot \Delta u$$

$$\Delta y = [0 \quad 0 \quad 1 \quad 0 \quad 0] \cdot \begin{bmatrix} \Delta T_c \\ \Delta T_s \\ \Delta T_a \\ \Delta T_w \\ \Delta T_m \end{bmatrix} \quad (62)$$

E então foi aplicada a transformação de uma representação no espaço de estados para funções de transferência (equação (63)):

$$G(s) = \frac{\Delta T_a}{\Delta u} = C(sI - A)^{-1}B \quad (63)$$

E a seguinte função de transferência (64) foi obtida:

$$G(s) = \frac{0,006203(s + 0,04918)(s + 0,002219)(s + 0,001088)(s + 0,000106)}{(s + 0,04923)(s + 0,004988)(s + 0,001274)(s + 0,0009235)(s + 9,652 \cdot 10^{-5})} \quad (64)$$

3.4 Projeto de um controlador PI

Após a determinação da função de transferência, foi verificado que os polos e zeros apresentam valores próximos de zero (o que caracteriza um sistema de resposta lenta, o que geralmente representa sistemas térmicos) e então foi realizada a verificação do valor do erro

na malha direta presente no sistema, que foi realizada como em Nise (2009), para uma entrada do tipo degrau:

$$e(\infty) = e_{degrau}(\infty) = \frac{1}{1 + K_{po}} \quad (65)$$

Onde K_p é a constante de erro estático do sistema em malha fechada, calculada através da equação (66):

$$K_{po} = \lim_{s \rightarrow 0} G(s) \quad (65)$$

A partir da função de transferência, a constante de erro estático foi calculada como $K_{po} = 2,7996$, e o erro na malha direta pode ser definido como $e(\infty) = 0,2632$.

Devido à existência deste erro no sistema, como verificado, foi determinado que a aplicação de um controlador proporcional e integral (PI) poderia ser feita para resolver este problema, visto que a partir da adição de polos e zeros pode-se modificar o comportamento do sistema em malha fechada de acordo com as especificações de projeto. No caso do controlador PI, foi escolhida a abordagem através da adição de um compensador integral ideal [26], que consiste em um polo na origem (igual a “0”) e um zero à direita do polo mais próximo da origem (ver equação (67)):

$$C_{pi}(s) = K \frac{(s + z_c)}{s} \quad (67)$$

Onde K é o ganho a ser escolhido através do lugar geométrico das raízes, para a definição de uma dinâmica determinada para a planta. O zero do controlador z_c foi escolhido com o valor de $-5 * 10^{-5}$, devido o pólo mais próximo da origem possuir o valor de $-9,652.10^{-5}$. Como a resposta do sistema em malha fechada é desejado não possuir sobressinal (o que implica em um amortecimento unitário), então a partir de um tempo de assentamento desejado (tempo que um sistema leva para entrar dentro de uma determinada faixa de valores e permanecer na mesma) pode-se determinar a frequência natural de oscilação do sistema (para determinar o valor do ganho K no lugar geométrico das raízes). Foi utilizado um critério de 2% para o tempo de assentamento, logo:

$$w_n \cong \frac{4}{t_s} \quad (68)$$

Onde w_n é a frequência natural do sistema desejado e t_s o tempo de assentamento desejado. A partir de um tempo de assentamento escolhido de 85 segundos foi determinada a frequência natural de 0,0465 radianos por segundo, e então gerado o gráfico do lugar

geométrico das raízes para o cálculo do ganho K , o qual pode ser visualizado na Figura 3.1 (para K de 0 a 8).

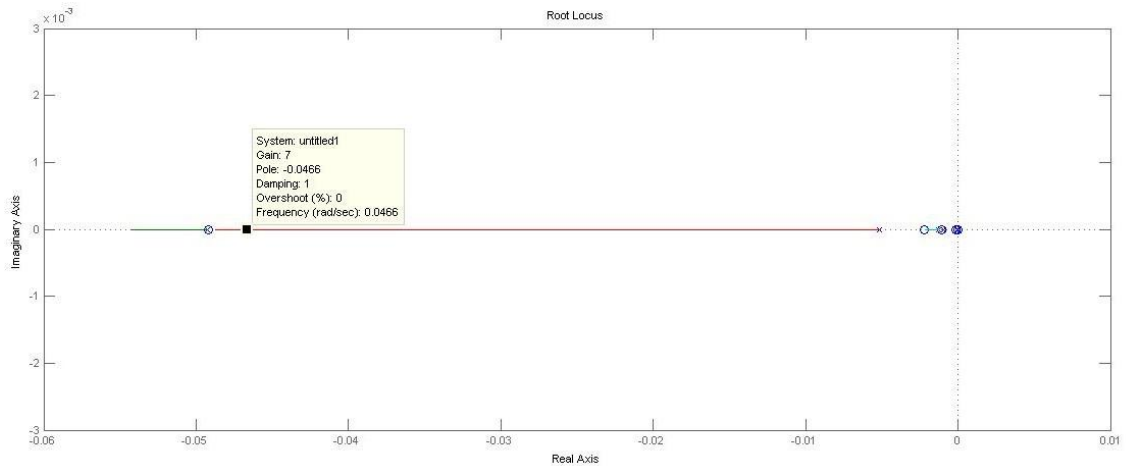


Figura 3.1 Lugar geométrico das raízes da planta com controlador para o ajuste do ganho.

O ganho então foi definido como $K = 7$. A função de transferência do controlador é então definida como na equação (69):

$$C_{pi}(s) = 7 * \frac{(s + 5 * 10^{-5})}{s} \quad (69)$$

No capítulo posterior, serão apresentados os resultados a partir de uma avaliação dos gráficos de resposta em frequência para diversas condições de funcionamento do sistema, assim como a resposta ao degrau nas mesmas condições e a avaliação quanto à estabilidade, resposta de regime transitório e erro de regime permanente, assim como a comparação das respostas do sistema linear e não linear é realizada.

Capítulo 4. Resultados

4.1 Introdução

Neste capítulo, é apresentada uma comparação entre a resposta ao degrau do sistema não linear apresentado no capítulo 2 e o sistema linearizado apresentado no capítulo 3. São apresentados também diversos gráficos de resposta em frequência para a variação de condições de operação do sistema linearizado, com o intuito de verificar o efeito desta variação no comportamento do sistema quanto às suas características de estabilidade e resposta temporal. Também são apresentadas as características da resposta temporal do sistema com a utilização do controlador projetado.

4.2 Características dos sistemas não linear e linearizado

Primeiramente, o sistema não linear em malha aberta foi submetido a uma entrada do tipo degrau equivalente a 37 °C na temperatura do aquecedor, para a verificação de algumas características, como tempo de subida, estabilidade, convergência para o valor desejado de referência. Como na Figura 4.1 é visto o valor da temperatura do ar no interior da incubadora estabilizando no valor de 120 °C se faz necessária a aplicação do controlador no sistema. Também se percebe que o sistema é estável.

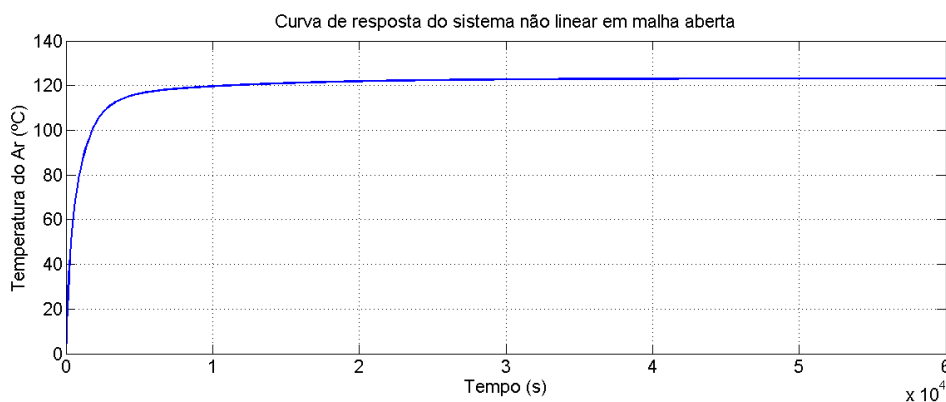


Figura 4.1 – Curva de resposta do sistema não linear em malha aberta.

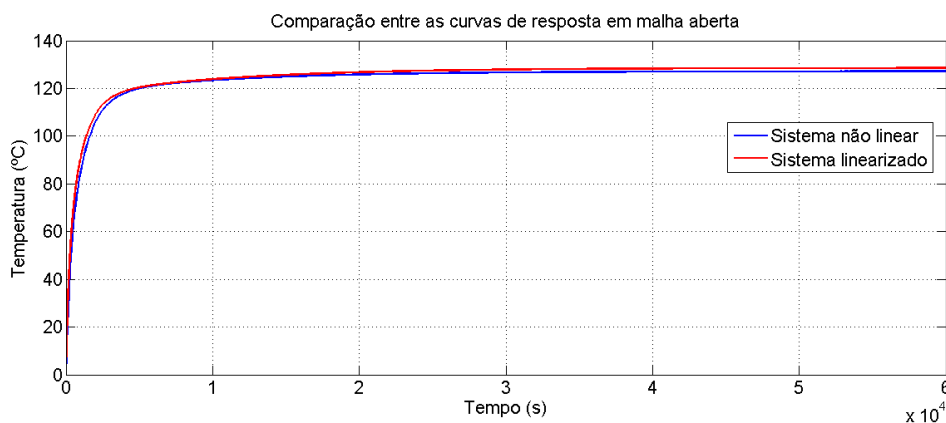


Figura 4.2 – Respostas dos sistemas linearizado e não linear em malha aberta.

A Figura 4.2 apresenta a comparação entre a resposta dos sistemas linear e não linear para um mesmo valor de referência (37°C), onde se pode ver que as curvas não convergiram para o mesmo valor, apresentando uma pequena diferença no valor da temperatura do ar, e as características quantitativas são descritas na Tabela 7.

TABELA 7 – Informações quantitativas sobre as curvas de resposta da Figura 2.

Características	Sistema Não linear	Sistema Linear
Constante de Tempo	13,33 min.	13,25 min.
Valor final de saída	120°C	122°C

Como o sistema não opera em malha aberta e sim em malha fechada, foi feita a comparação dos valores de saída para os sistemas linearizado e não linear em malha fechada com a adição de um compensador unitário ($K=1$), e as curvas de resposta foram comparadas (ver Figura 4.3). Percebe-se que o sistema opera de forma semelhante para ambos os sistemas (em malha aberta e fechada), tornando a representação linear válida.

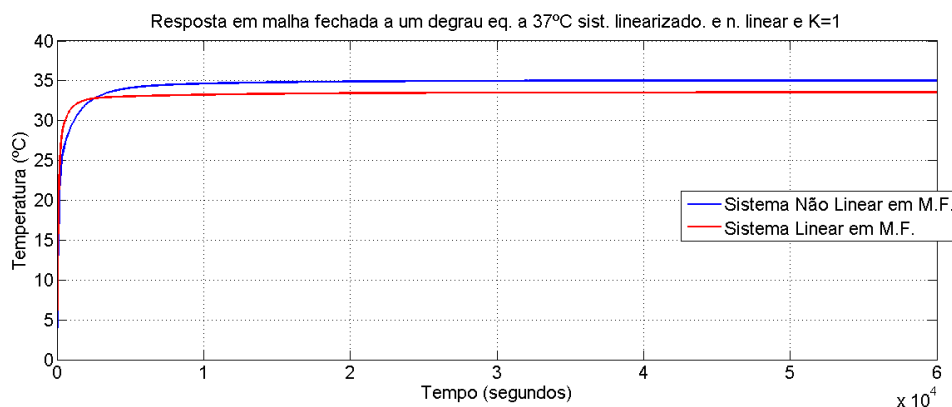


Figura 4.3 – Respostas dos sistemas não linear e linear em malha fechada com a aplicação de um ganho $K=1$.

A Tabela 8 mostra características quantitativas do sistema em malha fechada com compensador unitário.

TABELA 8 – Informações quantitativas sobre as curvas de resposta da figura 1.

Características	Sistema Não linear	Sistema Linear
Constante de Tempo	2,79 min.	2,24 min.
Valor final de saída	$34,36^{\circ}\text{C}$	$33,77^{\circ}\text{C}$

4.3 Respostas em frequência para a variação de parâmetros do sistema.

A partir da comparação realizada na seção anterior, o sistema linear foi avaliado quanto à variação de parâmetros na planta. Os parâmetros escolhidos foram os seguintes: a massa do recém-nascido, a umidade relativa do ar e o valor da temperatura ambiente, devido estes parâmetros poderem sofrer variações facilmente em uma situação prática. O efeito da variação de parâmetros foi verificado através de diagramas de resposta em frequência.

Foi escolhido este tipo de diagrama por haver uma relação entre o mesmo e as características de estabilidade e resposta temporal a partir da frequência de banda do sistema (NISE, 2009). A Figura 4.4 apresenta os diagramas de Bode para a variação da massa do bebê, para quatro situações de valores de massa: 0,9 Kg, 0,8 Kg, 1 Kg e 1,2 Kg.

A Figura 4.5 apresenta os diagramas de Bode para a variação da umidade relativa do ar e a Figura 4.6 apresenta os diagramas de Bode para a variação da temperatura do ambiente externo à incubadora.

Pode-se verificar que tanto os gráficos de módulo quanto os de fase para a variação dos parâmetros escolhidos da planta são semelhantes, sendo que a variação da temperatura externa foi a que apresentou menor discrepância entre as mesmas. Sendo assim, verifica-se que as características de estabilidade e de resposta temporal do sistema são mantidas.

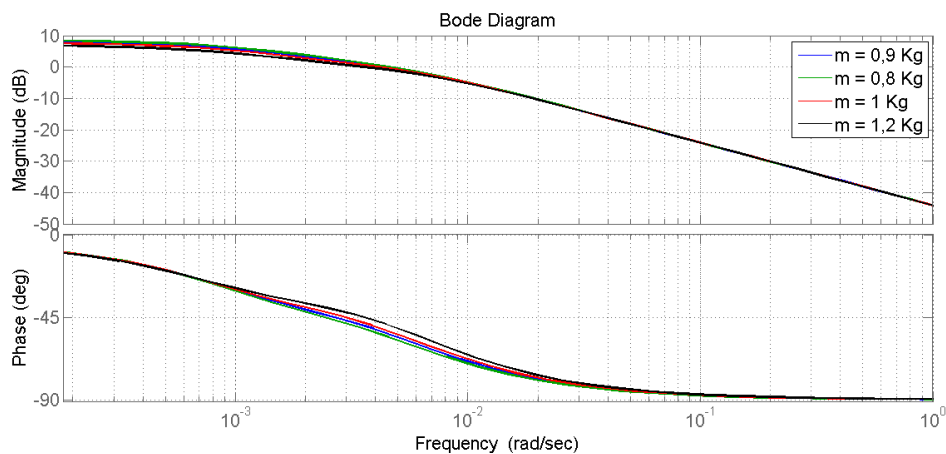


Figura 4.4 – Diagramas de Bode para a variação da massa do recém-nascido.

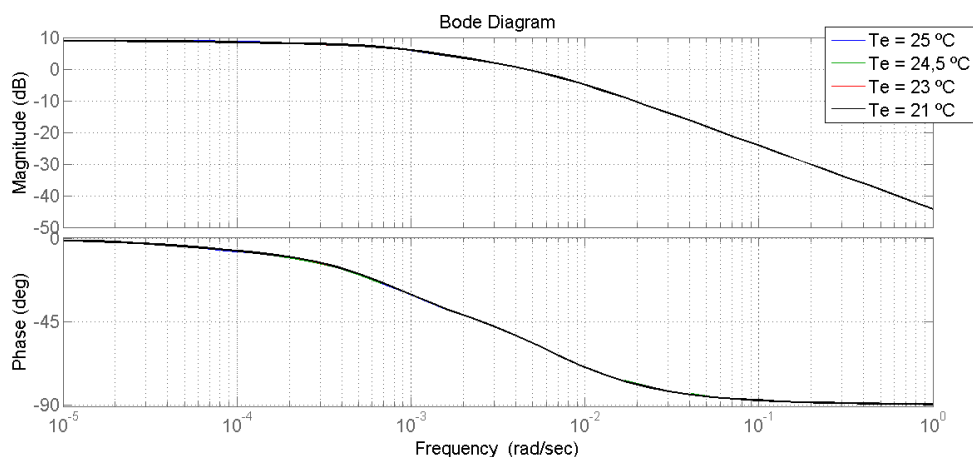


Figura 4.5 – Diagramas de Bode para a variação da temperatura externa.

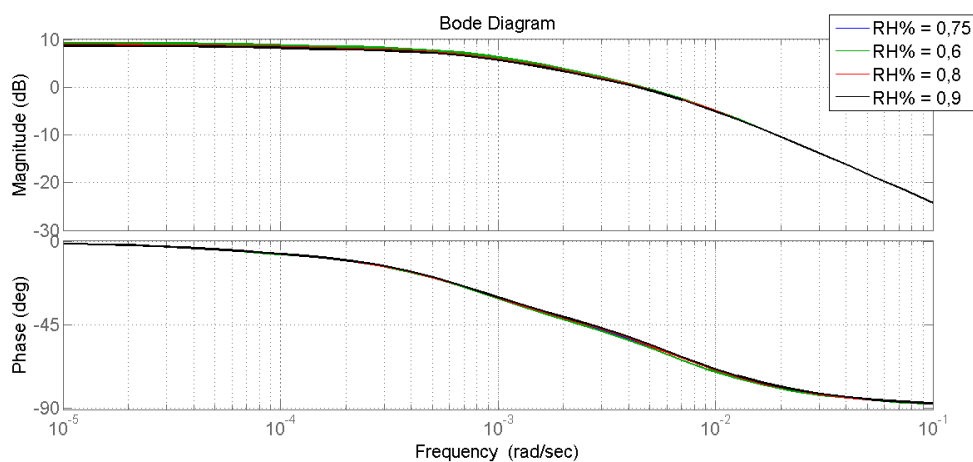


Figura 4.6 – Diagramas de Bode para a variação da umidade relativa do ar.

4.4 Análise do sistema com controlador.

A inserção do controlador foi realizada no sistema linear e foi feito um teste para verificar seu desempenho, como pode ser visto na Figura 4.7, a partir da comparação com o sistema não controlado.

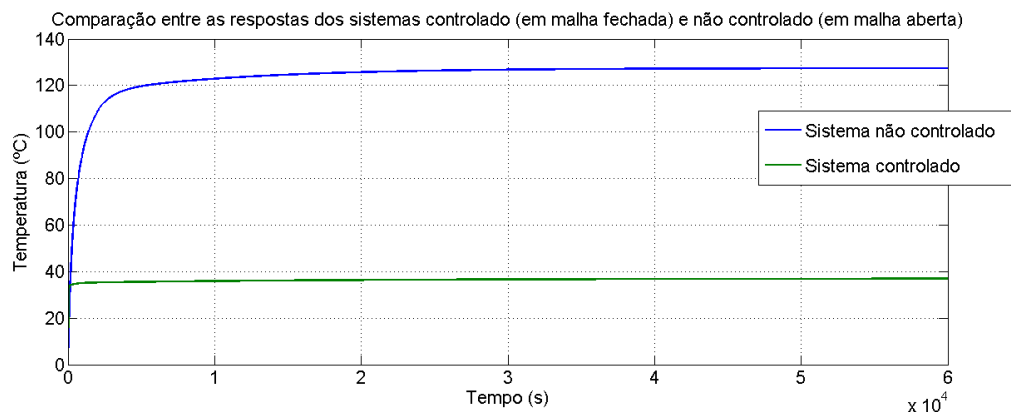


Figura 4.7 – Comparação entre os sistemas controlado e não controlado.

Como características do sistema com o controlador, o mesmo não inseriu sobressinal no sistema e foi capaz de eliminar o erro de regime permanente, além de apresentar uma constante de tempo de aproximadamente 123 segundos. Foram realizadas simulações para verificar o comportamento do sistema compensado também sob a mudança de parâmetros (com o mesmo valor de referência da Figura 4.1), as quais podem ser visualizadas nas Figuras 4.8, 4.10 e 4.12, demonstrando que o sistema não sofre grande variação na sua resposta temporal quando submetido à variações dos parâmetros escolhidos. As figuras 4.9, 4.11 e 4.13 apresentam as mesmas curvas de 4.8, 4.10 e 4.12 a partir de um zoom na imagem para perceber as diferentes curvas (devido as mesmas serem muito próximas).

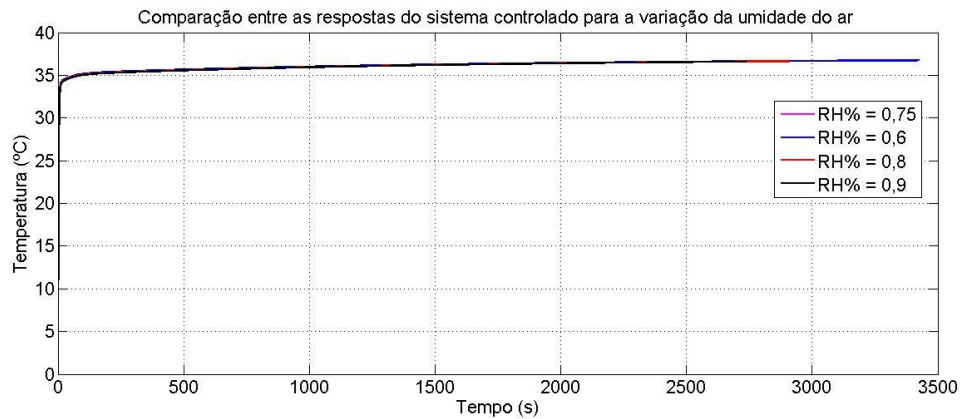


Figura 4.8 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a umidade relativa do ar.

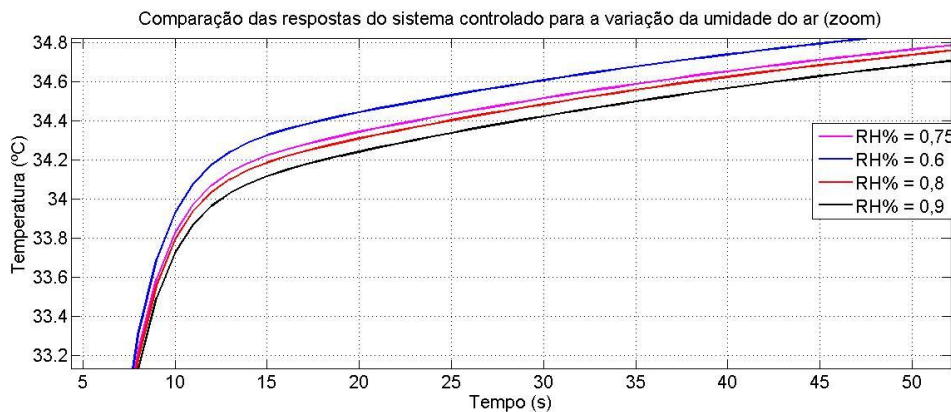


Figura 4.9 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a umidade relativa do ar. (zoom).

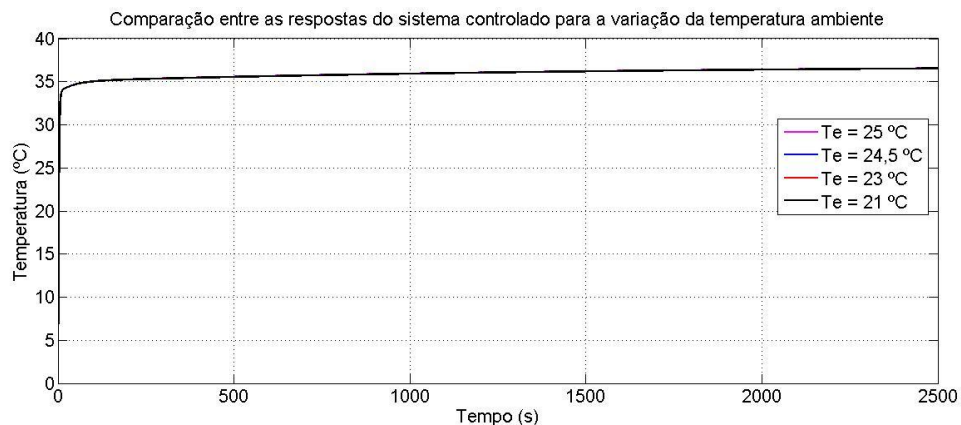


Figura 4.10 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a temperatura externa do ambiente.

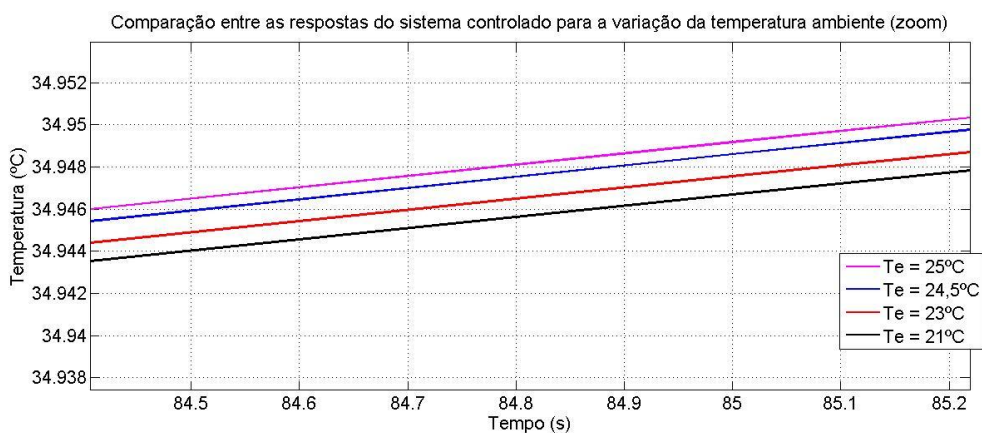


Figura 4.11 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a temperatura externa do ambiente (zoom).

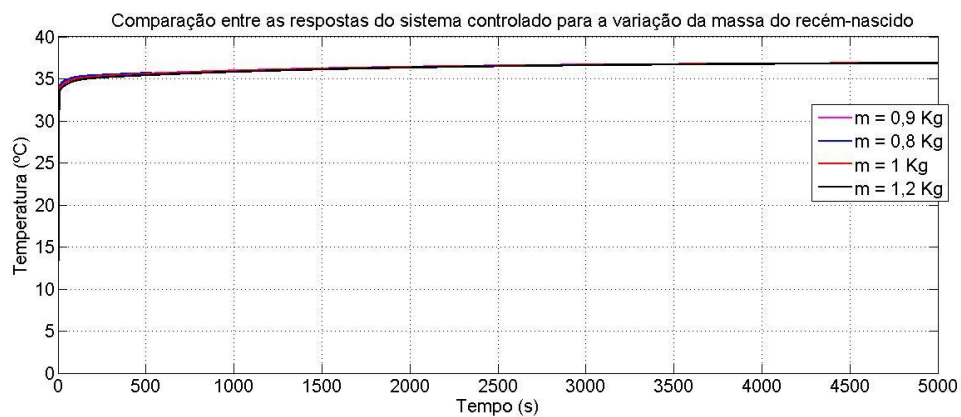


Figura 4.12 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a massa do recém-nascido.

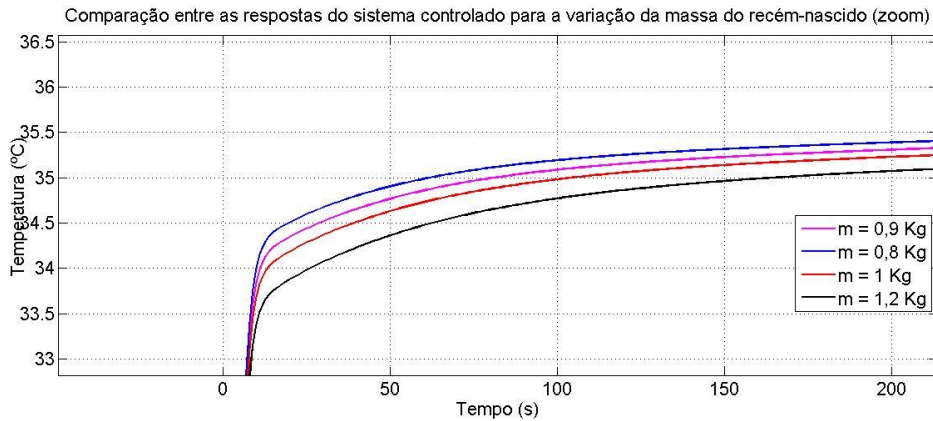


Figura 4.13 – Comparação entre as respostas do sistema controlado variando a massa do recém-nascido (zoom).

Após a realização dos testes do controlador na planta linear, o mesmo foi aplicado no sistema não linear para a avaliação do seu comportamento e das curvas de variação de temperatura nos compartimentos do modelo. Como previsto, o sistema se comportou de maneira esperada, sendo capaz de eliminar o erro de regime estacionário e estabilizar em torno do valor de referência (sendo igual a uma temperatura de 37°C). A Figura 4.14 demonstra as curvas de temperatura do sistema em malha fechada com um compensador unitário, e a Figura 4.15 o sinal de erro existente no sistema (indesejável).

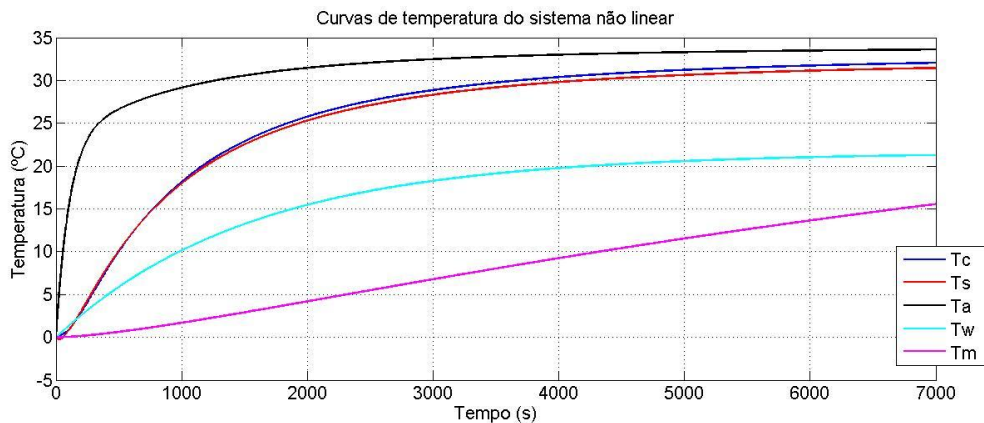


Figura 4.14 – Temperatura nos compartimentos do modelo não linear (compensador unitário).

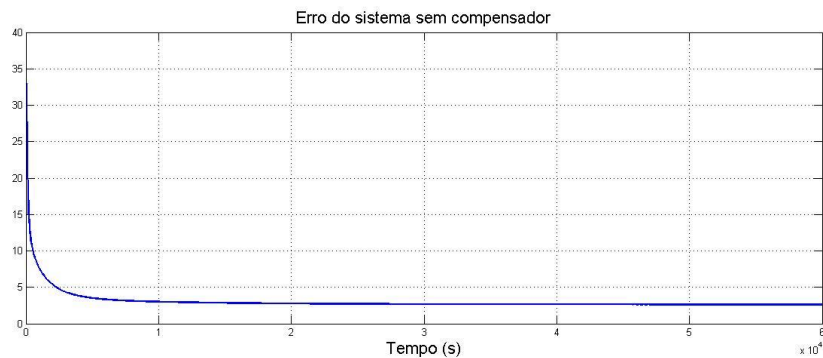


Figura 4.15 – Erro do sistema com compensador unitário.

Já as Figuras 4.16, 4.17 e 4.18 apresentam as curvas de resposta relativas à inserção do controlador desenvolvido neste trabalho, pode-se notar que a curva de temperatura do ar converge para o valor de 37 °C com um pequeno sobressinal, que foi considerado aceitável para o sistema em malha fechada, e as outras curvas de temperatura não apresentaram grande variação em relação à Figura 4.14. Através da Figura 4.17 percebe-se a eliminação do erro de regime permanente e a Figura 4.18 mostra o sinal de controle. Devido as características apresentadas, percebe-se que o projeto do controlador foi capaz de regular tanto a representação linear quanto a representação não linear, o que era esperado e desejado no projeto de controle.

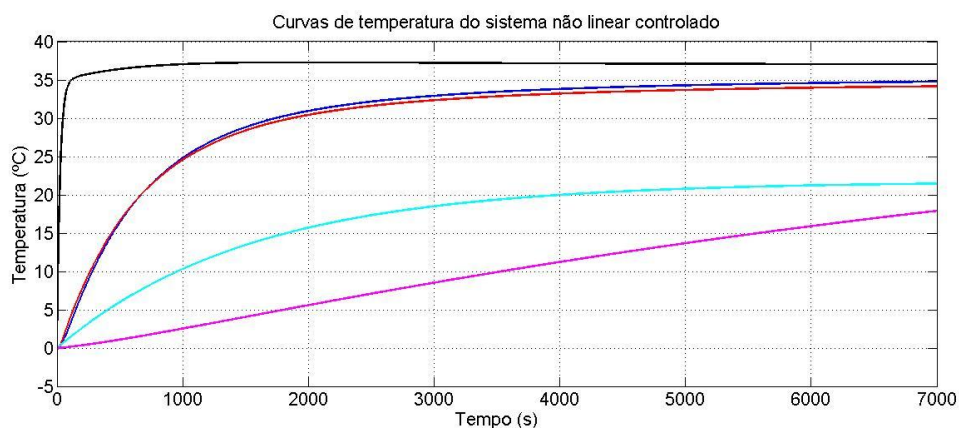


Figura 4.16 – Temperatura nos compartimentos do sistema não linear (sistema controlado).

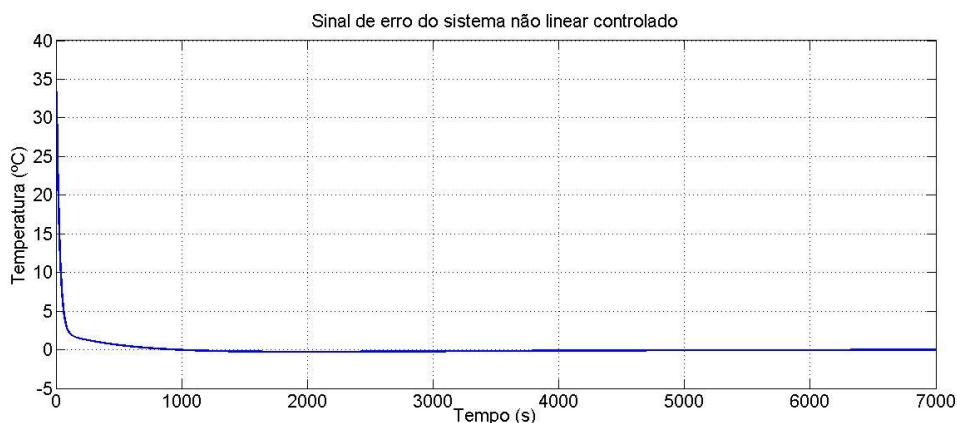


Figura 4.17 – Sinal de erro do sistema controlado.

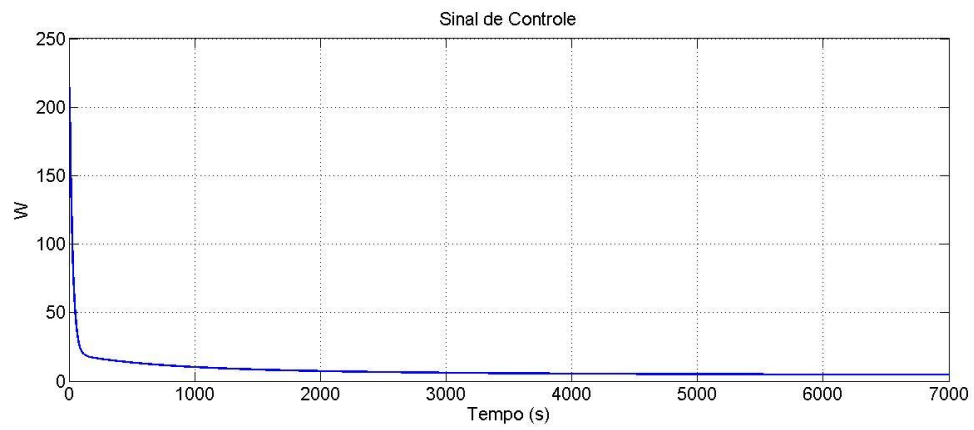


Figura 4.18 – Sinal de controle do sistema controlado.

Capítulo 5. Conclusão e trabalhos futuros

A obtenção de uma função de transferência para o sistema de equações linearizadas do sistema térmico de uma incubadora neonatal mostrou-se aceitável para a realização de uma análise sobre esta planta, com a estabilidade. O controlador PI projetado para o controle de temperatura do sistema comportou-se de acordo com as especificações de projeto e como visto a partir dos diagramas de bode das funções de transferência com a variação nos parâmetros da planta, a estabilidade assim como a resposta do sistema em malha fechada não foram substancialmente afetadas pela variação nas características do sistema, o que é desejável em um projeto de controle.

Este trabalho apresentou a modelagem do sistema térmico de uma incubadora neonatal, com o objetivo de se obter posteriormente uma representação linear da mesma e o projeto de um compensador para a melhoria do erro de regime permanente sob diversas condições de operação. Como sugestão de trabalhos futuros, recomenda-se:

- O desenvolvimento de uma incubadora real ou um protótipo de baixo custo para a realização de testes práticos e a inclusão do compensador no sistema real, pois as incubadoras neonatais hoje ainda são dispositivos caros e o barateamento desta tecnologia poderia levar um atendimento pós natal a regiões onde a saúde pública é deficiente.
- O projeto de controladores para a eliminação do erro de regime permanente da planta e da melhora da resposta transitória.
- A investigação de estratégias de controle inteligente,
- A obtenção de um modelo multivariável contendo também um sistema de umidificação para a planta representativa do sistema.

Referências Bibliográficas

Al-Taweel, Y. A. (2006). "Simulation model of Infant-Incubator-Feedback System with humidification and Temperature Control", Tese de Mestrado, Universidade Tecnológica de Auckland.

Antonucci, R. A, F, V. e Porcella. (2009). "The infant incubator in the neonatal intensive care unit: unresolved issues and future developments", J Perinat Med, 37(6):587; 598

Calculo do numero de Nusselt. Online, Acessado em: 11/04/2013. Disponível em: http://www.sinmec.ufsc.br/cfd/doc/pt/pt/cfd-classes/docs/manual-science/node15_.html

Calefator Radiante infantil. Online, Acessado em: 11/04/2013. Disponível em: <http://www.d4surgical.com/portugese/Infant-Incubator/Infant-Radiant-Warmer.htm>

Coutinho, F. C. A. (2009). "Unidade de Terapia Neonatal: Estressores Laborais da equipe de enfermagem e caracterização do ambiente", Dissertação de Mestrado. Universidade Tiradentes, Aracaju.

Centers for Disease Control and Prevention. Online, Acessado em: 21/08/2012. Endereço: <http://www.cdc.gov/reproductivehealth/maternalinfanthealth/PretermBirth.htm>

Chaib, F. (2012), "15 million babies Born too soon", Online. Acessado em 21/08/2012. Endereço: http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2012/preterm_20120502/en/index.html

Convecção. Online, Acessado em: 10/04/2013. Disponível em: <http://www.users.rdc.puc-rio.br/wbraga/transcal/equacoes.htm>

Costa, E. J. L. (2009). "Análise Crítica de Incubadoras neonatais a partir de medições de parâmetros dos ambientes interno e externo", Tese de Doutorado, Universidade Federal da Paraíba.

De Oliveira M. A. (2007). "Sistema de Ensaio de Desempenho de Incubadora Neonatal", Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina.

Dicionário Etimológico. Online, Acessado em: 20/08/2012. Endereço: <http://origemdapalavra.com.br/pergunta/dicionario-etimologico>

Enciclopédia Merriam-Webster. Online, Acessado em 21/08/2012. Endereço: <http://www.merriam-webster.com/medical/neonatology>

Kjell Haram et al., Preterm delivery: an overview. Acta Obstet Gynecol scand 2003; 82: 687-704. Departamento de Obstetrícia e Ginecologia, Helse-Bergen, Bergen, Noruega.

Mathur, G. (2006). "Fuzzy logic control for infant incubator system ". Tese de Mestrado, Universidade de Akrom, Estados Unidos da América.

Neonatology Clinical Care Unit Clinical Guidelines, Woman and Newborn Health Service (2006). Online, Acessado em 30/08/2012. Endereço: <http://www.kemh.health.wa.gov.au/services/nccu/guidelines/>

Mecânica dos Fluidos. Online, Acessado em: 11/04/2013. Disponível em: <http://www.engbrasil.eng.br/pp/mf/aula10.pdf>

Nise, N. (2009). "Engenharia de Sistemas de Controle", LTC.

Olivier, C. E. (2012). "Puericultura". Online. Acessado em: 21/08/2012. Endereço: <http://www.docsystems.med.br/puericlt/puerdef.htm>.

Numero de Nusselt. Online, Acessado em: 10/04/2013. Disponível em: <http://pcc261.pcc.usp.br/Convec%C3%A7%C3%A3o%20apres.%2004-00%20internet.pdf>

Método de Newton. Online. Acessado em: 10/04/2013. Disponível em: <http://www2.icmc.usp.br/~apneto/cursos/2012/sme0300e/T1/trabalho1.pdf>

Pereira, J. S. (2006). "História da pediatria no Brasil de final do século XIX a meados do século XX", Tese de Doutorado. Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Filosofia e Ciências Humanas.

Portal Brasil. Online. Acessado em: 21/08/2012. Endereço: <http://www.brasil.gov.br/sobre/saude/maternidade/gestacao/rede-cegonha>

Rodrigues, R. O. e Dos Santos, I. C. (2004). "Os primórdios da assistência aos recém-nascidos no exterior e no Brasil: Perspectivas para o saber de enfermagem na neonatologia (1870-1903)", Revista Eletrônica de Enfermagem, v. 06, n. 02, p. 286-291.

Slotini, J. J. E. e Li, W. (1991). "Applied Non linear Control". Prentice Hall.

Smales, O. R. C. e Kimes, R. (1978). "Thermoregulation in babies immediately after birth". Achieves of Disease in Childhood, 53, 58-61.

Soler, C. P. (2009) "Prototyping a closed loop control system for a neonatal incubator", Helmholtz Institute for biomedical engineering.

Stevenson, L. H., e Wyman, B. (1991). "Hypoxia in Dictionary of Environmental Science", New York, Facts on File, Inc., p. 125. Online, Acessado em: 27/08/2012. Disponível em: <http://toxics.usgs.gov/definitions/hypoxia.html>.

Thomas, K. (1994). "Thermoregulation in Neonates". Neonatal network,. Vol. 13, nº 2.

ANEXO A

Cálculo das derivadas parciais para a linearização do capítulo 4

A.1 Linearização do compartimento Temperatura Interna:

Retomando a equação que expressa a variação de temperatura interna no recém-nascido (1):

$$(m_c \cdot C_{pc}) \frac{dT_c}{dt} = Q_{met} + Q_{bc} - Q_{sen} - Q_{lat} - Q_{cd}$$

A seguir é apresentado o cálculo das derivadas parciais para a formação da linha equivalente a esta temperatura (α_{1j}) na matriz A.

A.1.1 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_c :

$$\frac{\partial Q_{met}}{\partial T_c} = 0 \quad (70)$$

$$\frac{\partial Q_{sen}}{\partial T_c} = 0,0042 * m \quad (71)$$

$$\frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_c} = \frac{4,7222 \cdot (m^{0,75})^2}{m} \quad (72)$$

$$\frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_c} = 1,034 \quad (73)$$

$$\frac{\partial Q_{lat}}{\partial T_c} = 10,1567 \cdot d_{wex} \quad (74)$$

$$\alpha_{11} = \frac{\partial Q_{met}}{\partial T_c} + \frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q_{sen}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q_{lat}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_c} \quad (75)$$

A.1.2 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_s :

$$\frac{\partial Q_{met}}{\partial T_s} = 0 \quad (76)$$

$$\frac{\partial Q_{sen}}{\partial T_s} = 0 \quad (77)$$

$$\frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_s} = -\frac{4,7222 \cdot (m^{0,75})^2}{m} \quad (78)$$

$$\frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_s} = -1,034 \quad (79)$$

$$\frac{\partial Q_{lat}}{\partial T_s} = 0 \quad (80)$$

$$\alpha_{12} = \frac{\partial Q_{met}}{\partial T_s} + \frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{sen}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{lat}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_s} \quad (81)$$

A.1.3 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_a :

$$\frac{\partial Q_{met}}{\partial T_a} = 0 \quad (82)$$

$$\frac{\partial Q_{sen}}{\partial T_a} = -0,0042.m \quad (83)$$

$$\frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_a} = 0 \quad (84)$$

$$\frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_a} = 0 \quad (85)$$

$$\frac{\partial Q_{lat}}{\partial T_a} = -10,1567.m.d_{wa} \quad (86)$$

$$\alpha_{13} = \frac{\partial Q_{met}}{\partial T_a} + \frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{sen}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{lat}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_a} \quad (87)$$

Os parâmetros α_{14} e α_{15} são iguais a zero, visto que não há influência direta das temperaturas das paredes e da matriz da incubadora, nem da entrada do sistema u, logo B_1

A.2 Linearização do compartimento Temperatura da Pele:

Retomando a equação que expressa a variação de temperatura na pele do recém-nascido (15):

$$(m_s \cdot C_{ps}) \frac{dT_s}{dt} = Q_{cd} - Q_{bc} - Q_{mc} - Q_{scv} - Q_{se} - Q_{sr}$$

A seguir é apresentado o cálculo das derivadas parciais para a formação da linha equivalente a esta temperatura (α_{2j}) na matriz A.

A.2.1 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_c :

$$\frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_c} = 0 \quad (88)$$

$$\frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_c} = 0 \quad (89)$$

$$\frac{\partial Q_{se}}{\partial T_c} = 0 \quad (90)$$

$$\frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_c} = 0 \quad (91)$$

$$\frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_c} = \frac{4,7222.(m^{0,75})^2}{m} \quad (92)$$

$$\frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_c} = 1,034 \quad (93)$$

$$\alpha_{21} = \frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q_{se}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_c} \quad (94)$$

A.2.2 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_s :

$$\frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_s} = 0,0283.m^{0,75} \quad (95)$$

$$\frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_s} = 0,3546.m^{0,75} \quad (96)$$

$$\frac{\partial Q_{se}}{\partial T_s} = 0 \quad (97)$$

$$\frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_s} = (2,6224.10^{-9}.m^{0,75}).4.(T_s^* + 273,15)^3 \quad (98)$$

$$\frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_s} = \frac{4,7222.(m^{0,75})^2}{m} \quad (99)$$

$$\frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_s} = 1,034 \quad (100)$$

$$\alpha_{22} = \frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{se}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_s} \quad (101)$$

A.2.3 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_a :

$$\frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_s} = 0 \quad (102)$$

$$\frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_s} = -0,3546.m^{0,75} \quad (103)$$

$$\frac{\partial Q_{se}}{\partial T_s} = -0,07.m.2,2347.RH\% \quad (104)$$

$$\frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_s} = 0 \quad (105)$$

$$\frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_s} = 0 \quad (106)$$

$$\frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_s} = 0 \quad (107)$$

$$\alpha_{23} = \frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{se}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_a} \quad (108)$$

A.2.4 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_w :

$$\frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_w} = 0 \quad (109)$$

$$\frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_w} = 0 \quad (110)$$

$$\frac{\partial Q_{se}}{\partial T_w} = 0 \quad (111)$$

$$\frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_w} = -(2,6224 \cdot 10^{-9} \cdot m^{0,75}) \cdot 4 \cdot (T_s^* + 273,15)^3 \quad (112)$$

$$\frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_w} = 0 \quad (113)$$

$$\frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_w} = 0 \quad (114)$$

$$\alpha_{24} = \frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q_{se}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_w} \quad (115)$$

A.2.5 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_m :

$$\frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_m} = -0,0283 \cdot m^{0,75} \quad (116)$$

$$\frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_m} = 0 \quad (117)$$

$$\frac{\partial Q_{se}}{\partial T_m} = 0 \quad (118)$$

$$\frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_m} = 0 \quad (120)$$

$$\frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_m} = 0 \quad (121)$$

$$\frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_m} = 0 \quad (122)$$

$$\alpha_{25} = \frac{\partial Q_{cd}}{\partial T_m} - \frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_m} - \frac{\partial Q_{scv}}{\partial T_m} - \frac{\partial Q_{se}}{\partial T_m} - \frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_m} - \frac{\partial Q_{bc}}{\partial T_m} \quad (123)$$

Assim como no compartimento anterior do modelo, neste compartimento também não há influência direta da entrada do sistema, logo $B_2 = 0$.

A.3 Linearização do compartimento Temperatura do Ar

Retomando a equação da variação de temperatura do ar da incubadora (28):

$$(M_a \cdot C_{pa}) \frac{dT_a}{dt} = Q_{scv} + Q_{se} + Q_{sen} + Q_{ht} + Q_{lat} - Q_{acv} - Q_{mat}$$

Para o cálculo das derivadas parciais para o compartimento do modelo referente à temperatura do ar na incubadora, cada fluxo de calor é dividido pelo termo da direita da equação diferencial $M_a \cdot C_{pa}$, então os fluxos são denominados nesta seção como Q' , ou seja:

$$Q' = Q \cdot \frac{(T_a^* + 273,15)}{5 \cdot 10^4} \quad (124)$$

A seguir, são apresentados os valores de α_{3j} e B_3 .

A.3.1 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_c :

$$\frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_c} = 0 \quad (125)$$

$$\frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_c} = 0 \quad (126)$$

$$\frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_c} = 0 \quad (127)$$

$$\frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_c} = \frac{10,1567.m.d_{wex}}{5.10^4} * (T_a^* + 273,15) \quad (128)$$

$$\frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_c} = \frac{0,0042.m}{5.10^4} \cdot (T_a^* + 273,15) \quad (129)$$

$$\frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_c} = 0 \quad (130)$$

$$\frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_c} = 0 \quad (131)$$

$$\alpha_{31} = \frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_c} + \frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_c} + \frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_c} + \frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_c} + \frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_c} - \frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_c} \quad (132)$$

A.3.2 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_s :

$$\frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_s} = \frac{0,3546.m^{0,75}}{5.10^4} \cdot (T_a^* + 273,15) \quad (133)$$

$$\frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_s} = 0 \quad (134)$$

$$\frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_s} = 0 \quad (135)$$

$$\frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_s} = \frac{10,1567.m.d_{wex}}{5.10^4} \cdot (T_a^* + 273,15) \quad (136)$$

$$\frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_s} = 0 \quad (137)$$

$$\frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_s} = 0 \quad (138)$$

$$\frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_s} = 0 \quad (139)$$

$$\alpha_{32} = \frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_s} + \frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_s} + \frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_s} + \frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_s} + \frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_s} \quad (140)$$

A.3.3 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_a :

$$\frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_a} = \frac{0,3546 \cdot m^{0,75}}{5 \cdot 10^4} \cdot (-2 \cdot T_a^* + 273,15 + T_s^*) \quad (141)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_a} &= \frac{1}{5 \cdot 10^4} \cdot \{-0,07 \cdot m \cdot (2,2347 \cdot RH) \\ &+ [3,2246 \cdot m - 0,07 \cdot m \cdot (2,2347 \cdot T_a^* \cdot RH\% - 18,104 \cdot RH\%)]\} \cdot (T_a^* \\ &+ 273,15) \end{aligned} \quad (142)$$

$$\frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_a} = \frac{u}{5 \cdot 10^4} \quad (143)$$

$$\frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_a} = \frac{10,1567 \cdot m}{5 \cdot 10^4} \cdot \{w_{ex}^* - [d_{wa} \cdot (T_a^* + 273,15) + w_a^*]\} \quad (144)$$

$$\frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_a} = \frac{0,0042 \cdot m}{5 \cdot 10^4} \cdot (-2 \cdot T_a^* - 273,15 + T_c^*) \quad (145)$$

$$\frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_a} = \frac{0,1582}{5 \cdot 10^4} \cdot (2 \cdot T_a^* + 273,15 + T_w^*) \quad (146)$$

$$\frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_a} = \frac{(0,0238 - 0,0011 \cdot m^{0,75})}{5 \cdot 10^4} \cdot (2 \cdot T_a^* + 273,15 - T_m^*) \quad (147)$$

$$\alpha_{33} = \frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_a} + \frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_a} + \frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_a} + \frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_a} + \frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_a} \quad (148)$$

A.3.4 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_w :

$$\frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_w} = 0 \quad (149)$$

$$\frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_w} = 0 \quad (150)$$

$$\frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_w} = 0 \quad (151)$$

$$\frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_w} = 0 \quad (152)$$

$$\frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_w} = 0 \quad (153)$$

$$\frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_w} = \frac{0,1582}{5 \cdot 10^4} \cdot (-T_a^* - 273,15) \quad (154)$$

$$\frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_w} = 0 \quad (155)$$

$$\alpha_{34} = \frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_w} \quad (156)$$

A.3.5 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_m :

$$\frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_w} = 0 \quad (157)$$

$$\frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_w} = 0 \quad (158)$$

$$\frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_w} = 0 \quad (159)$$

$$\frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_w} = 0 \quad (160)$$

$$\frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_w} = 0 \quad (161)$$

$$\frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_w} = 0 \quad (162)$$

$$\frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_w} = \frac{(0,0238 - 0,0011 \cdot m^{0,75})}{5 \cdot 10^4} \cdot (-T_a^* - 273,15) \quad (163)$$

$$\alpha_{35} = \frac{\partial Q'_{scv}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q'_{se}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q'_{ht}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q'_{lat}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q'_{sen}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q'_{acv}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q'_{mat}}{\partial T_w} \quad (164)$$

A.3.6 Cálculo das derivadas parciais em relação a u :

$$\frac{\partial Q'_{scv}}{\partial u} = 0 \quad (165)$$

$$\frac{\partial Q'_{se}}{\partial u} = 0 \quad (166)$$

$$\frac{\partial Q'_{ht}}{\partial u} = \frac{(T_a^* + 273,15)}{5 \cdot 10^4} \quad (167)$$

$$\frac{\partial Q'_{lat}}{\partial u} = 0 \quad (168)$$

$$\frac{\partial Q'_{sen}}{\partial u} = 0 \quad (169)$$

$$\frac{\partial Q'_{acv}}{\partial u} = 0 \quad (170)$$

$$\frac{\partial Q'_{mat}}{\partial u} = 0 \quad (171)$$

$$B_{13} = \frac{\partial Q'_{scv}}{\partial u} + \frac{\partial Q'_{se}}{\partial u} + \frac{\partial Q'_{ht}}{\partial u} + \frac{\partial Q'_{lat}}{\partial u} + \frac{\partial Q'_{sen}}{\partial u} - \frac{\partial Q'_{acv}}{\partial u} - \frac{\partial Q'_{mat}}{\partial u} \quad (172)$$

A.4 Linearização do compartimento Temperatura das Paredes da Incubadora.

Retomando a equação da variação de temperatura das paredes (36):

$$(M_w \cdot C_{pw}) \frac{dT_w}{dt} = Q_{acv} + Q_{sr} - Q_{cvt} - Q_{ro}$$

A.4.1 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_c :

O valor das derivadas dos fluxos de calor presentes nas paredes da incubadora em relação à temperatura é igual a zero, então:

$$\alpha_{41} = 0 \quad (173)$$

A.4.2 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_s :

$$\frac{\partial Q_{acv}}{\partial T_s} = 0 \quad (174)$$

$$\frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_s} = (2,6224 \cdot 10^{-9} \cdot m^{0,75}) \cdot 4 \cdot (T_s^* + 273,15)^3 \quad (175)$$

$$\frac{\partial Q_{cvo}}{\partial T_s} = 0 \quad (176)$$

$$\frac{\partial Q_{ro}}{\partial T_s} = 0 \quad (177)$$

$$\alpha_{42} = \frac{\partial Q_{acv}}{\partial T_s} + \frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{cvo}}{\partial T_s} - \frac{\partial Q_{ro}}{\partial T_s} \quad (178)$$

A.4.3 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_a :

$$\frac{\partial Q_{acv}}{\partial T_a} = 0,1582 \quad (179)$$

$$\frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_a} = 0 \quad (180)$$

$$\frac{\partial Q_{cvo}}{\partial T_a} = 0 \quad (181)$$

$$\frac{\partial Q_{ro}}{\partial T_a} = 0 \quad (182)$$

$$\alpha_{43} = \frac{\partial Q_{acv}}{\partial T_a} + \frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{cvo}}{\partial T_a} - \frac{\partial Q_{ro}}{\partial T_a} \quad (183)$$

A.4.4 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_w :

$$\frac{\partial Q_{acv}}{\partial T_w} = -0,1582 \quad (184)$$

$$\frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_w} = -(2,6224 \cdot 10^{-9} \cdot m^{0,75}) \cdot 4 \cdot (T_s^* + 273,15)^3 \quad (185)$$

$$\frac{\partial Q_{cvo}}{\partial T_w} = \frac{\partial Q_{chzt}}{\partial T_w} + 2 \cdot \frac{\partial Q_{cvrtl}}{\partial T_w} + 2 \cdot \frac{\partial Q_{cvrts}}{\partial T_w} \quad (186)$$

$$\frac{\partial Q_{chzt}}{\partial T_w} = 0,0089 \cdot \frac{\partial \left\{ (T_w - T_e) \cdot [1,8977 \cdot 10^6 \cdot (T_w - T_e)]^{1/4} \right\}}{\partial T_w} \quad (187)$$

$$u_{T_w1} = (T_w - T_e) \quad (188)$$

$$v_{T_w1} = [1,8977 \cdot 10^6 \cdot (T_w - T_e)]^{1/4} \quad (189)$$

$$\frac{\partial Q_{chzt}}{\partial T_w} = 0,0089 \cdot (u'_{T_w1} * v_{T_w1} + u_{T_w1} \cdot v'_{T_w1}) \quad (190)$$

$$u'_{T_w1} = 1 \quad (191)$$

$$v'_{T_w1} = \frac{1}{4 \cdot [1,8977 \cdot 10^6 \cdot (T_w^* - T_e)]^{3/4}} (1,8977 \cdot 10^6) \quad (192)$$

$$\frac{\partial Q_{cvrtl}}{\partial T_w} = 0,0221.$$

$$\frac{\partial \left\{ (T_w - T_e) \cdot \left\{ 0,825 + 0,325 \cdot [6,8713 \cdot 10^6 \cdot (T_w - T_e)]^{1/6} \right\}^2 \right\}}{\partial T_w} \quad (193)$$

$$u_{T_w2} = u_{T_w1} \quad (194)$$

$$v_{T_w2} = \left\{ 0,825 + 0,325 \cdot [6,8713 \cdot 10^6 \cdot (T_w^* - T_e)]^{1/6} \right\}^2 \quad (195)$$

$$u'_{T_w2} = u'_{T_w1} \quad (196)$$

$$v'_{T_w2} = 0,6806 + \frac{3,6847 \cdot 10^6}{6 \cdot [6,8713 \cdot 10^6 \cdot (T_w^* - T_e)]^{5/6}} + \frac{7,2578 \cdot 10^5}{3 \cdot [6,8713 \cdot 10^6 \cdot (T_w^* - T_e)]^{2/3}} \quad (197)$$

Para o cálculo da derivada $\frac{\partial Q_{cvrts}}{\partial T_w}$, a única diferença entre a mesma e a derivada $\frac{\partial Q_{cvrtl}}{\partial T_w}$ a substituição:

$$\frac{\partial Q_{cvrtl}}{\partial T_w} = 0,0104 \cdot \frac{\partial \left\{ (T_w - T_e) \cdot \left\{ 0,825 + 0,325 \cdot [6,8713 \cdot 10^6 \cdot (T_w - T_e)]^{1/6} \right\}^2 \right\}}{\partial T_w} \quad (198)$$

$$\frac{\partial Q_{ro}}{\partial T_w} = 6,8208 \cdot 10^{-8} \cdot 4 \cdot (T_w^* + 273,15)^3 \quad (199)$$

$$\alpha_{44} = \frac{\partial Q_{acv}}{\partial T_w} + \frac{\partial Q_{sr}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q_{cvo}}{\partial T_w} - \frac{\partial Q_{ro}}{\partial T_w} \quad (200)$$

O cálculo das derivadas parciais em relação a T_m é igual a zero, logo:

$$\alpha_{45} = 0 \quad (201)$$

A.5 Linearização do compartimento Temperatura da Matriz da Incubadora.

Retomando a equação que expressa a variação de temperatura na matriz (48):

$$(M_m \cdot C_{pm}) \frac{dT_m}{dt} = Q_{mc} + Q_{mat}$$

A.5.1 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_c :

As derivadas parciais dos fluxos de temperatura para T_c são todos iguais a zero, então:

$$\alpha_{51} = 0 \quad (202)$$

A.5.2 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_s :

$$\frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_s} = 0,0283 \cdot m^{0,75} \quad (203)$$

$$\frac{\partial Q_{mat}}{\partial T_s} = 0 \quad (204)$$

$$\alpha_{52} = \frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_s} + \frac{\partial Q_{mat}}{\partial T_s} \quad (205)$$

A.5.3 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_a :

$$\frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_a} = 0 \quad (206)$$

$$\frac{\partial Q_{mat}}{\partial T_a} = 0,0238 - 0,0011 \cdot m^{0,75} \quad (207)$$

$$\alpha_{53} = \frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_a} + \frac{\partial Q_{mat}}{\partial T_a} \quad (208)$$

A.5.4 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_w :

As derivadas parciais dos fluxos de temperatura para T_w são todos iguais a zero, então:

$$\alpha_{54} = 0 \quad (209)$$

A.5.5 Cálculo das derivadas parciais em relação a T_m :

$$\frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_m} = -0,0283 \cdot m^{0,75} \quad (210)$$

$$\frac{\partial Q_{mat}}{\partial T_m} = -(0,0238 - 0,0011 \cdot m^{0,75}) \quad (211)$$

$$\alpha_{54} = \frac{\partial Q_{mc}}{\partial T_m} + \frac{\partial Q_{mat}}{\partial T_m} \quad (212)$$

ANEXO B

B.1 Introdução

Este Anexo demonstra o desenvolvimento completo do diagrama de blocos no Simulink, sendo que a tela principal pode ser visualizada na Figura 2.5. O subsistema principal (ver Figura B.1) é subdividido em 3 subsistemas, sendo eles a modelagem térmica do recém-nascido, a modelagem do fornecimento de ar aquecido para a incubadora e a modelagem das equações que representam as trocas de calor no ambiente da incubadora. As equações e os parâmetros utilizados foram inseridos no Capítulo 2.

Para a inserção das equações diferenciais, foi utilizado o bloco do simulink *integrator*, visto que o mesmo pode ser utilizado para este propósito, onde a entrada do bloco *integrator* é o valor da função que expressa a taxa de variação de um determinado compartimento do modelo.

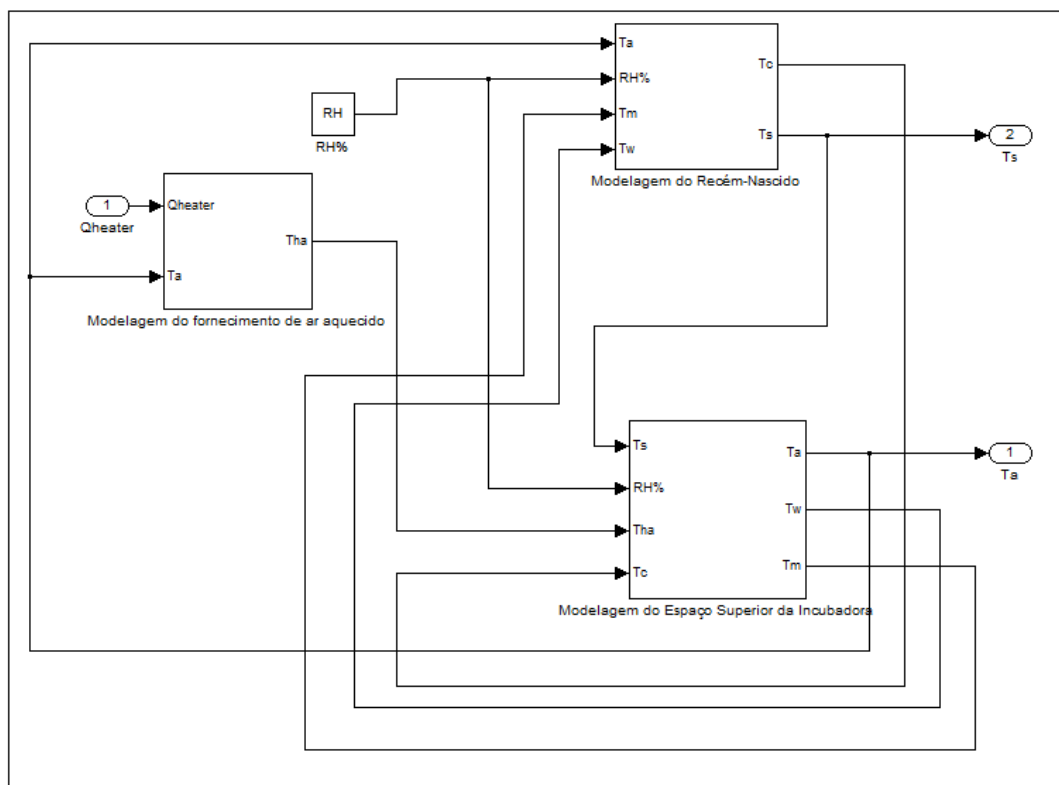


Figura B.1 – Compartimentos principais do diagrama de blocos implementado no Simulink.

B.2 Diagrama de blocos do recém-nascido

O diagrama de blocos do recém-nascido é formado pelos subsistemas correspondentes à modelagem da temperatura interna e da temperatura da pele do recém-nascido, e como respectivas saídas as temperaturas instantâneas nos compartimentos (ver Figura B.2).

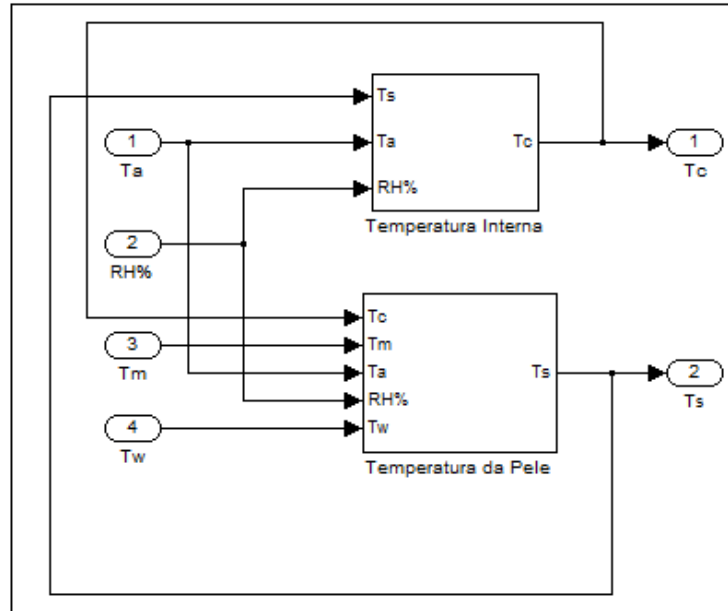


Figura B.2 – Subsistemas da modelagem do recém-nascido.

B.2.1 Fluxos de temperatura no compartimento interno do recém-nascido

Modelagem da Temperatura Interna (Figura B.3).

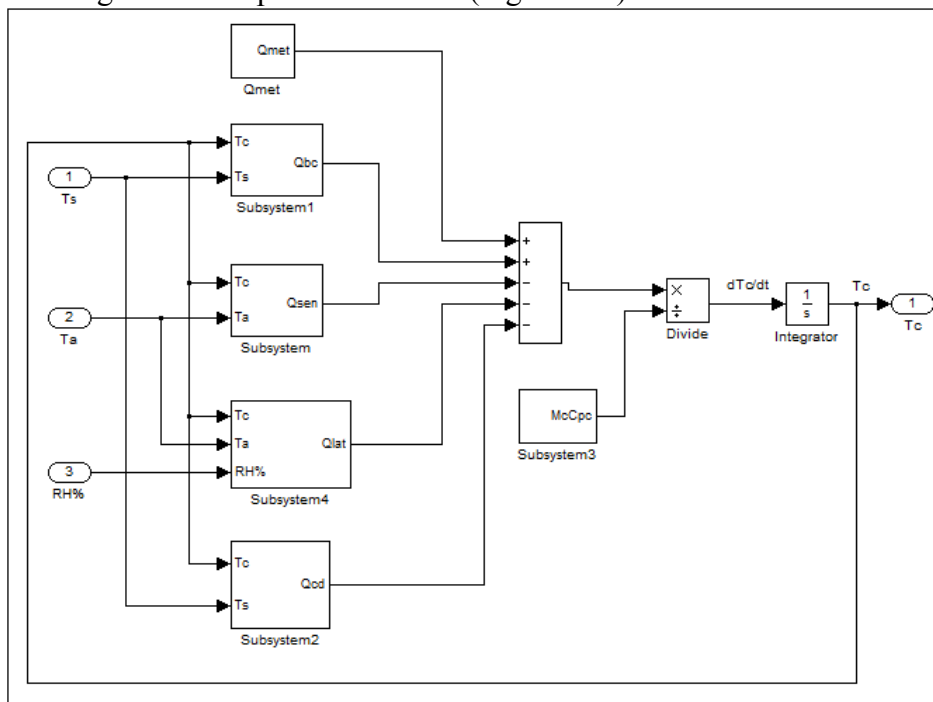


Figura B.3 – Compartimento Temperatura Interna do recém-nascido

Fluxo Q_{met} (Figura B.4):

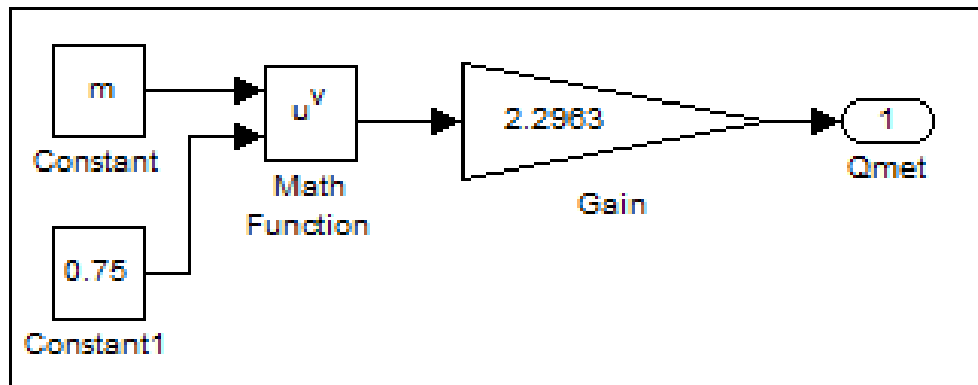


Figura B.4 – Fluxo de calor metabólico

Fluxo Q_{bc} (Figura B.5):

$$Q_{bc} = 1,034. (T_c - T_s) \quad (213)$$

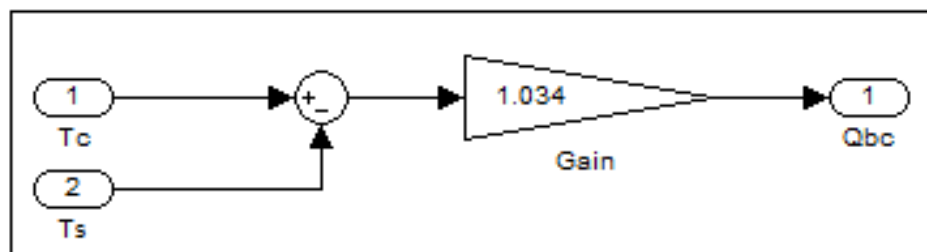


Figura B.5 – Fluxo de calor Q_{bc} .

O fluxo de calor sensível (Figura B.6):

$$Q_{sen} = 0,0042. m. (T_c - T_a) \quad (214)$$

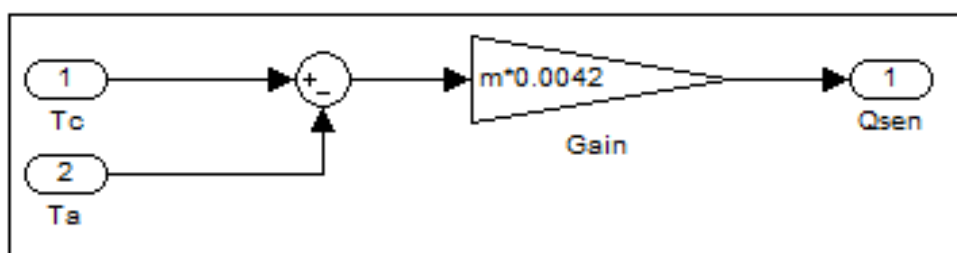


Figura B.6 – Fluxo de calor Q_{sen} .

O fluxo de calor latente (Figura B.7):

$$Q_{lat} = 10,1567. m. (w_{ex} - w_a) \quad (215)$$

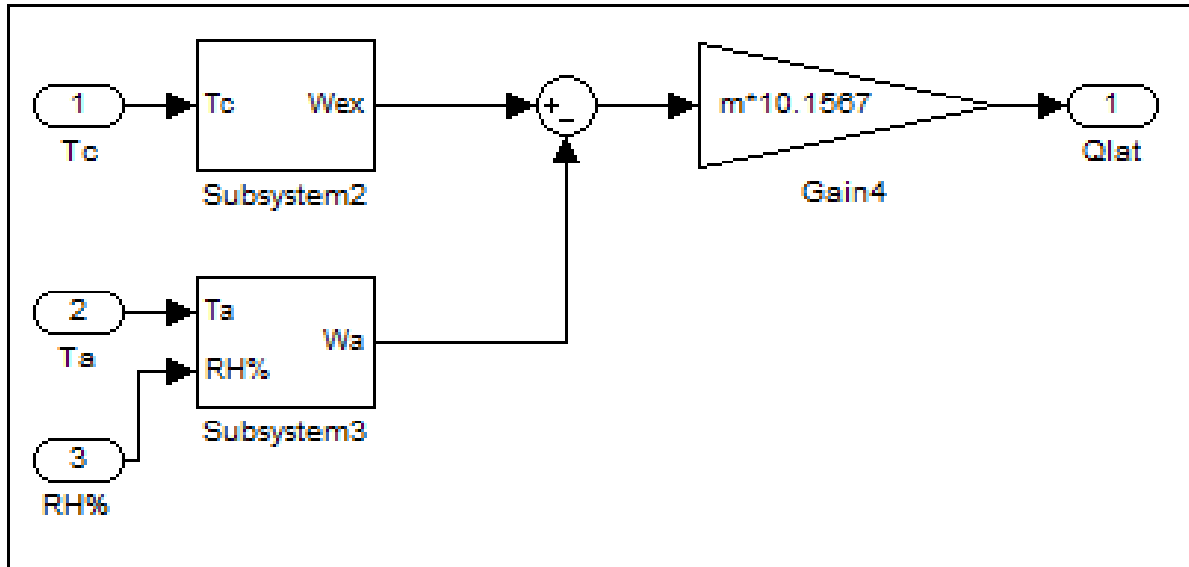


Figura B.7 – Fluxo de calor Q_{lat} .

O fluxo de calor Q_{cd} (Figura B.8):

$$Q_{cd} = \frac{4,7222 \cdot (m^{0,75})^2}{m} \cdot (T_c - T_s) \quad (216)$$

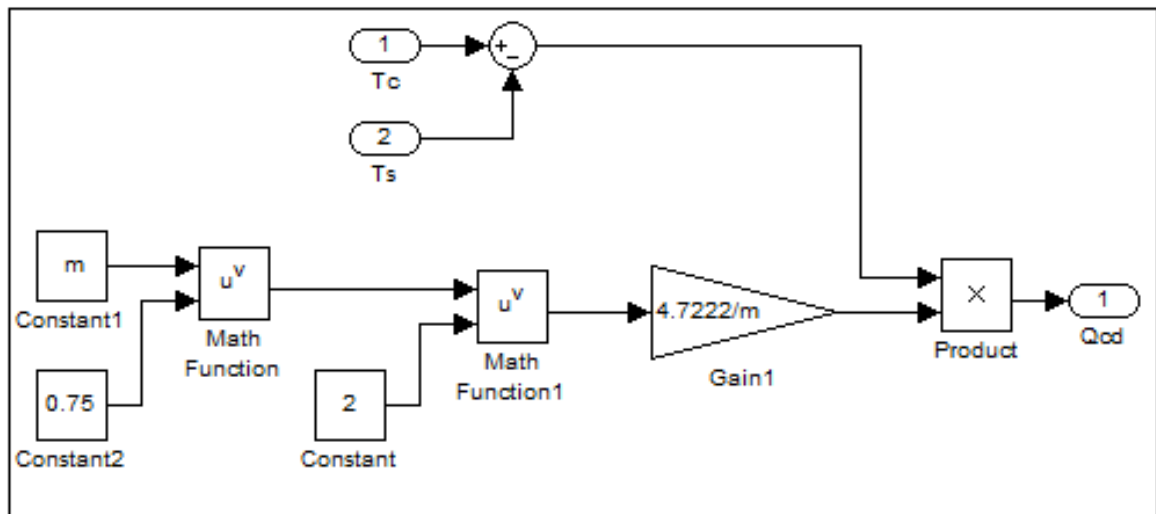


Figura B.8 – Fluxo de temperatura Q_{cd} .

Os parâmetros que multiplicam a derivada da temperatura interna são apresentados na Figura B.9 e calculados através da equação (217):

$$M_c \cdot C_{pc} = m \cdot m^{0,75} \cdot 0,0463 \cdot 3470 \quad (217)$$

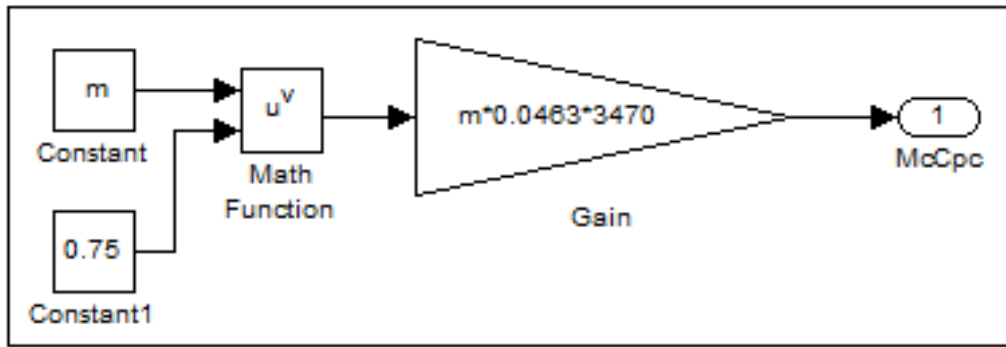


Figura B.9 – Inserção da expressão $M_c \cdot C_{pc}$.

B.2.2 Fluxos de temperatura no compartimento relativo à pele do recém-nascido

O compartimento geral do fluxo de temperatura da pele do recém-nascido é apresentado na Figura B.10. Os fluxos de calor que já foram apresentados no diagrama de blocos da temperatura interna não serão apresentados novamente.

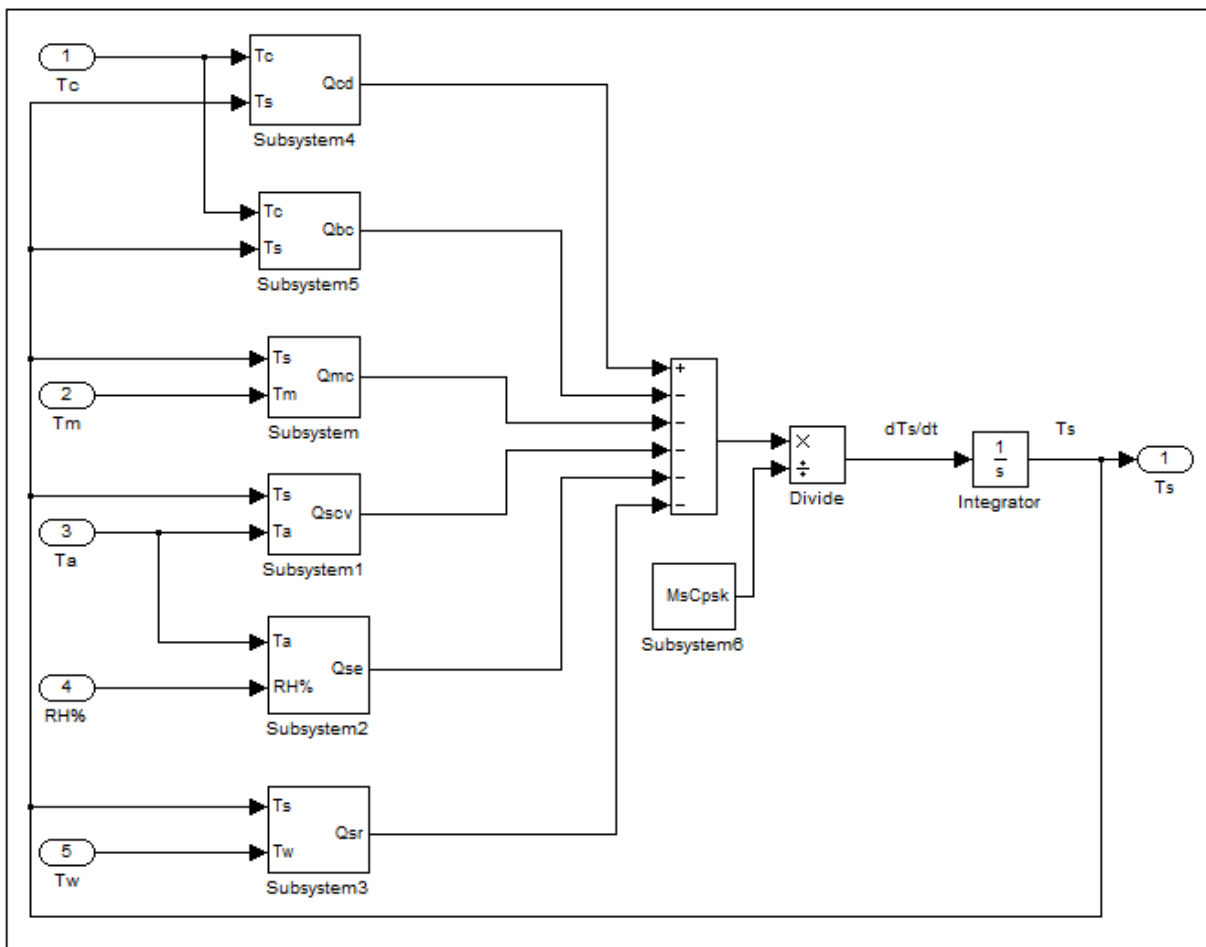


Figura B.10 – Diagrama de blocos do compartimento temperatura da pele do recém-nascido.

Fluxo Q_{mc} (Figura B.11):

$$Q_{mc} = 0,0283 \cdot m^{0,75} \cdot (T_s - T_m) \quad (218)$$

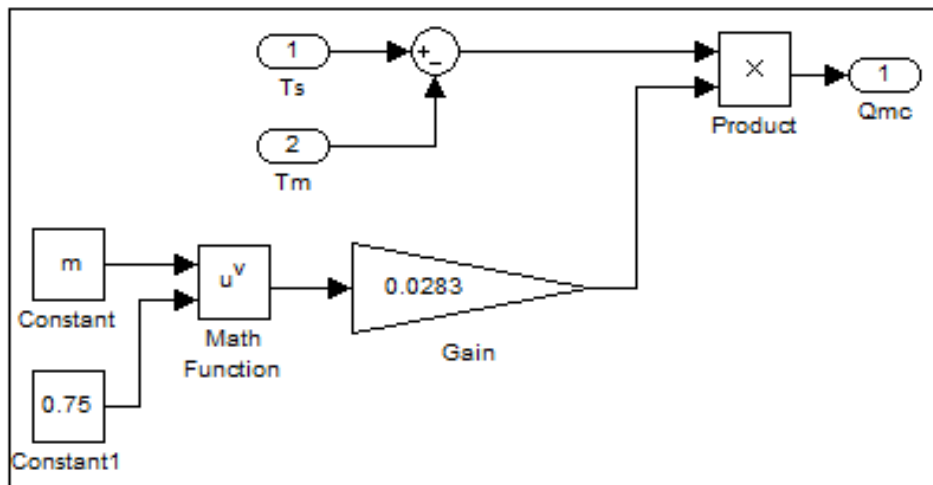


Figura B.11 – Fluxo de calor Q_{mc} .

O fluxo Q_{scv} (Figura B.12):

$$Q_{scv} = 0,3546 \cdot m^{0,75} \cdot (T_s - T_a) \quad (219)$$

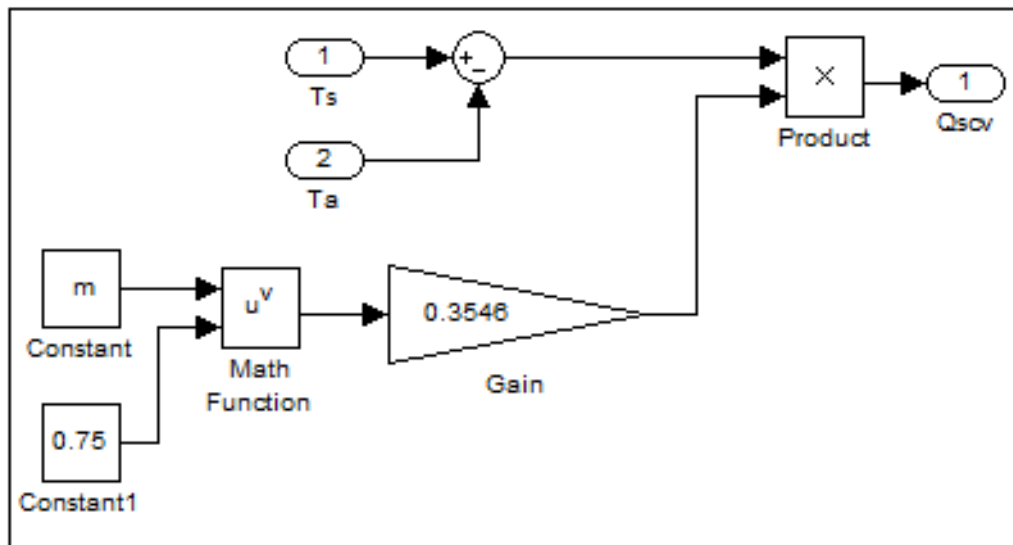


Figura B.12 – Fluxo de calor Q_{scv} .

O fluxo Q_{se} (Figura B.13):

$$Q_{se} = 3,2246 \cdot m - 0,07 \cdot m \cdot (2,2347 \cdot T_a \cdot RH\% - 18,104 \cdot RH\%) \quad (220)$$

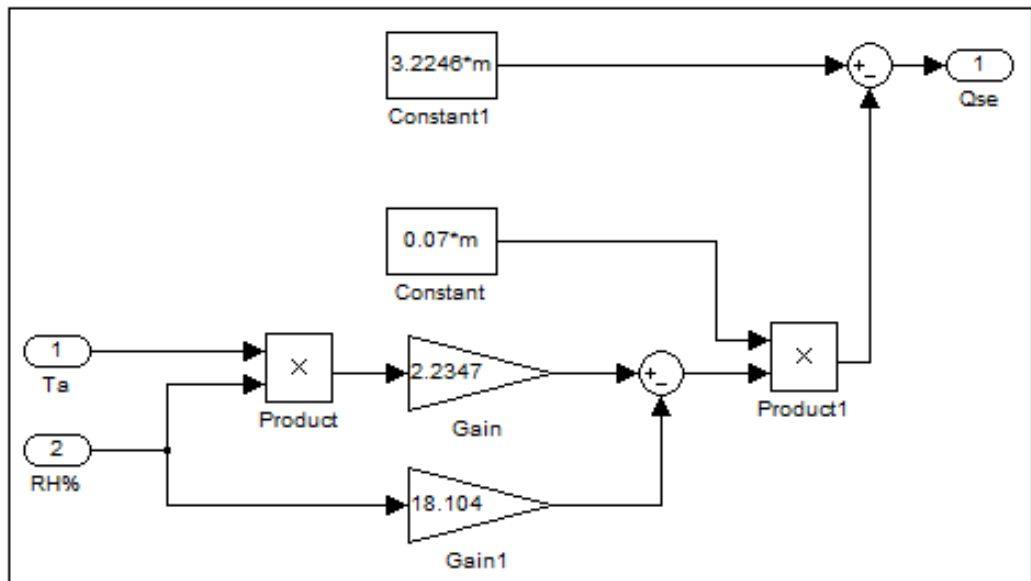


Figura B.13 – Fluxo de calor Q_{se} .

Fluxo Q_{sr} (Figura B.14):

$$Q_{sr} = 2,6224 \cdot 10^{-9} \cdot m^{0,75} \cdot [(T_s + 273,15)^4 - (T_w + 273,15)^4] \quad (221)$$

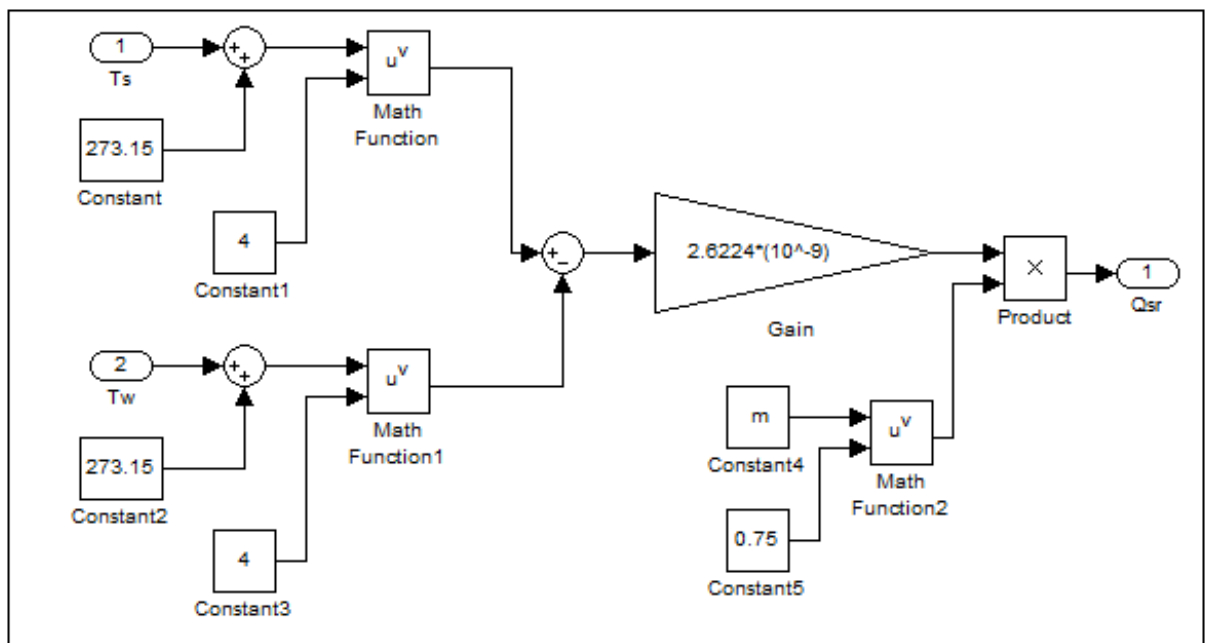


Figura B.14 – Fluxo de calor Q_{sr} .

Os parâmetros que multiplicam a derivada da temperatura da pele do recém-nascido (Figura B.15) são inseridos no *Simulink* como:

$$M_S \cdot C_{pS} = m^{0,75} \cdot 174,3519 \quad (222)$$

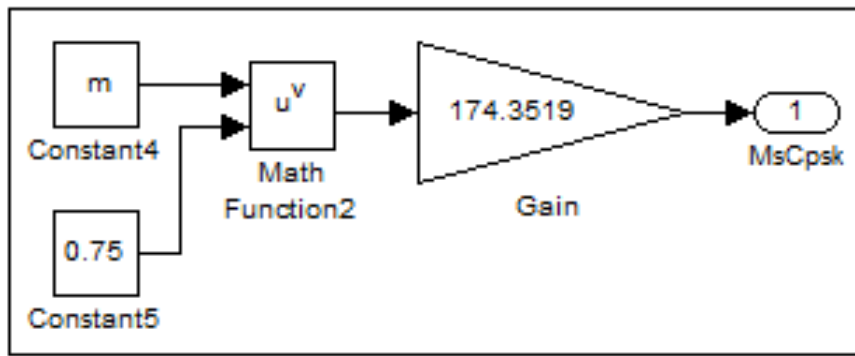


Figura B.15 – Inserção dos parâmetros M_s e C_{ps} .

B.3 Diagrama de blocos da incubadora

O compartimento geral da incubadora é apresentado na Figura B.16, consistindo em três subsistemas: o compartimento da variação de temperatura do ar, da variação de temperatura nas paredes da incubadora e da variação de temperatura na matriz.

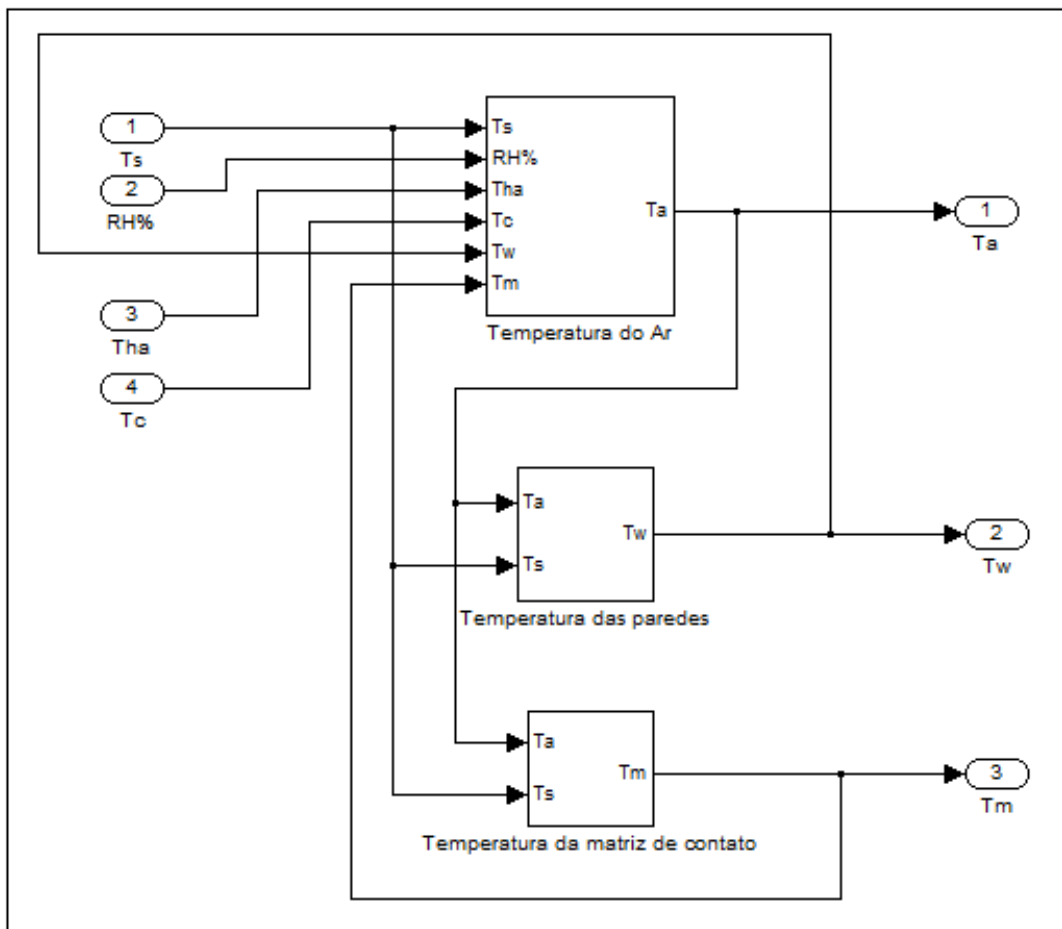


Figura B.16 – Compartimento geral da modelagem da incubadora.

B.3.1 Fluxos de temperatura no compartimento relativo à temperatura do ar

O diagrama de blocos para a variação da temperatura do ar é apresentado na Figura B.17:

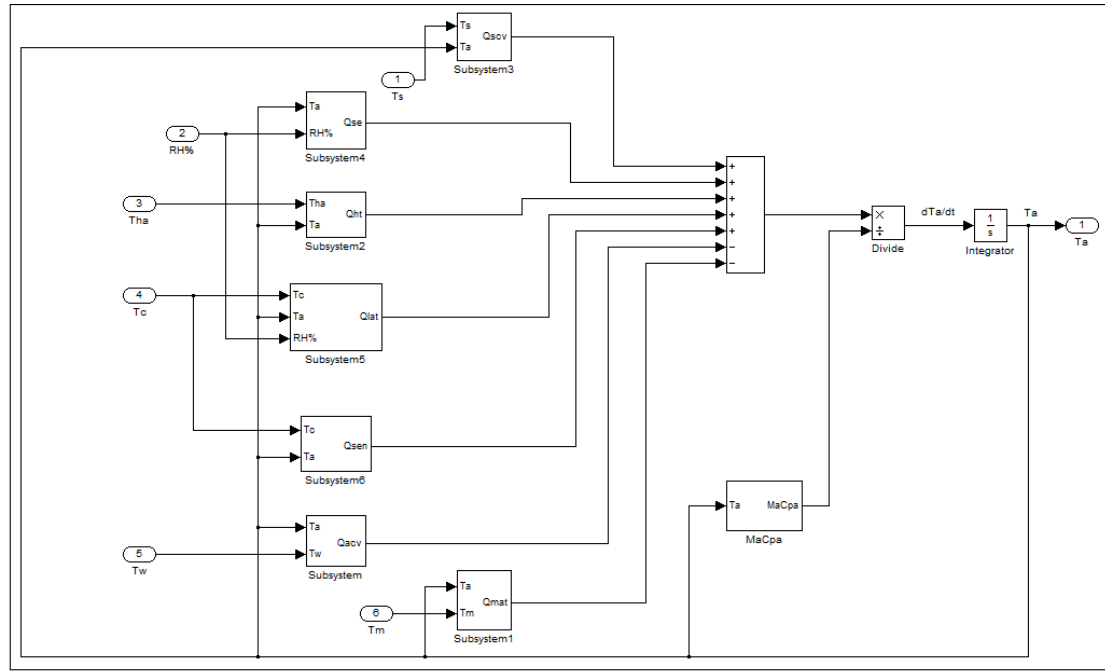


Figura B.17 – Equação de variação da temperatura do ar.

Fluxo Q_{ht} (Figura B.18):

$$Q_{ht} = 4,03 \cdot 10^{-4} \cdot (T_{ha} - T_a) \quad (223)$$

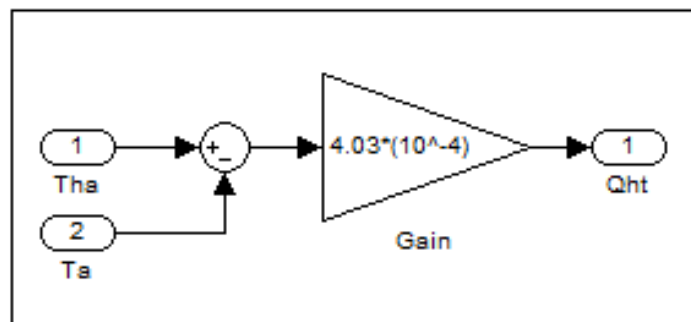


Figura B.18 – Fluxo de calor Q_{ht} .

Fluxo Q_{acv} (Figura B.19):

$$Q_{acv} = 0,1582 \cdot (T_a - T_w) \quad (224)$$

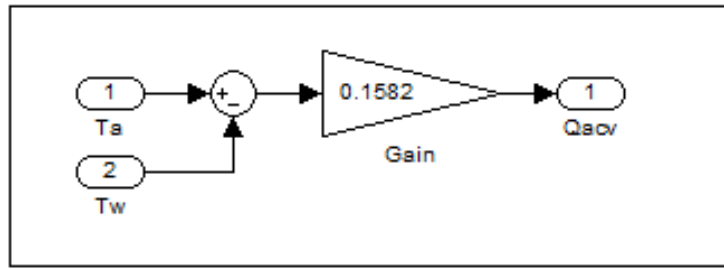


Figura B.19 – Fluxo de calor Q_{acv} .

A massa de ar e a constante de calor específico do ar são inseridas através da equação (225), e em diagrama de blocos pode ser visualizada na Figura B.20. O fluxo de calor Q_{mat} será mostrado no diagrama da matriz da incubadora.

$$M_a \cdot C_{pa} = \frac{5 \cdot 10^4}{(T_a + 273,15)} \quad (225)$$

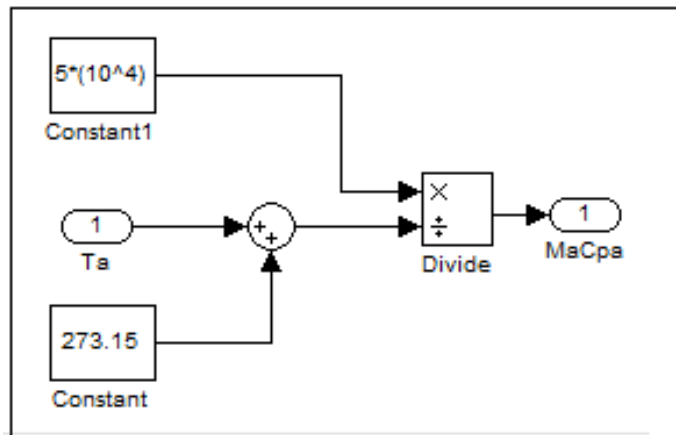


Figura B.20 – Inserção da massa de ar e do calor específico do ar.

B.3.2 Fluxos de temperatura no compartimento relativo à temperatura das paredes da incubadora

O diagrama de blocos do *Simulink* referente à equação que expressa a variação da temperatura das paredes da incubadora é apresentado na figura B.21.

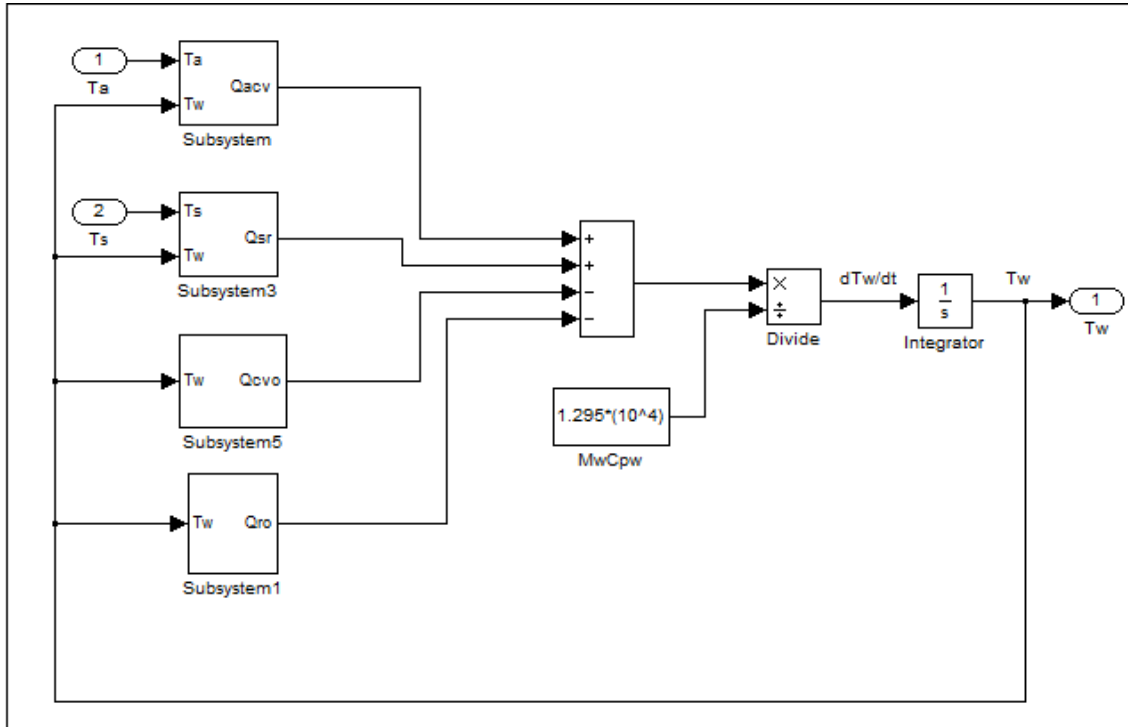


Figura B.21 – Diagrama de blocos da variação da temperatura nas paredes da incubadora.

Fluxo Q_{cvo} (Figura B.22):

$$Q_{cvo} = Q_{chzt} + 2 \cdot Q_{cvrtl} + 2 \cdot Q_{cvrts} \quad (226)$$

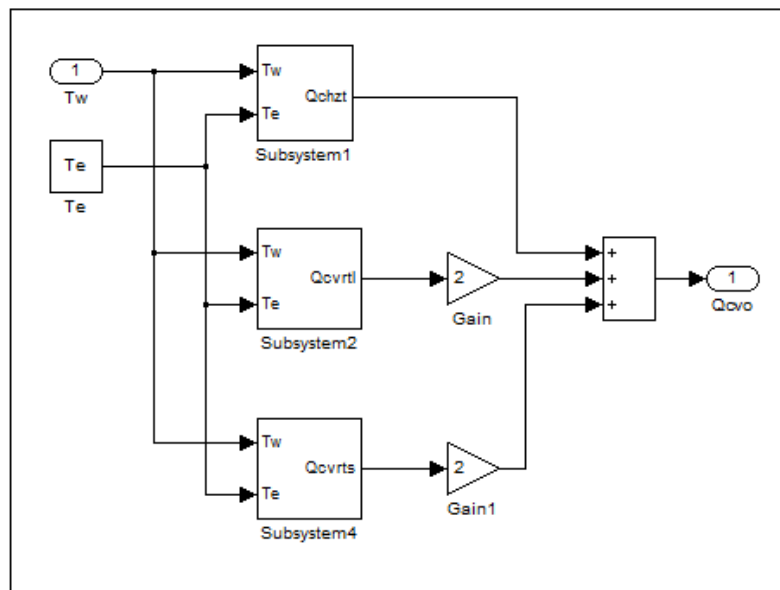


Figura B.22 – Fluxo de calor Q_{cvo} .

Os subsistemas do diagrama anterior são equivalentes às Figuras B.23, B.24 e B.25, sendo:

$$Q_{chzt} = 0,0089 \cdot [1,8977 \cdot 10^6 \cdot (T_w - T_e)]^{1/4} \quad (227)$$

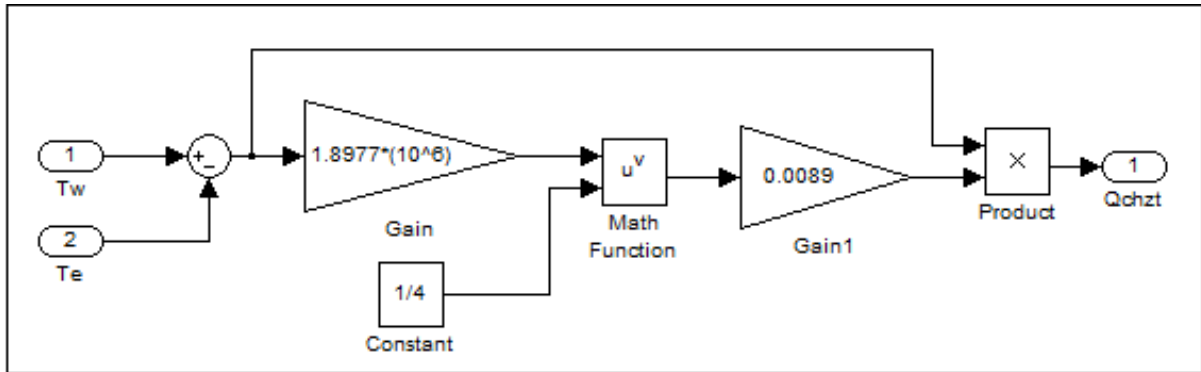


Figura B.23– Fluxo Q_{chzt} .

$$Q_{cvrtl} = 0,0021 \cdot \{0,825 + 0,325 \cdot [6,8713 \cdot 10^6 \cdot (T_w - T_e)]^{1/6}\}^2 \quad (228)$$

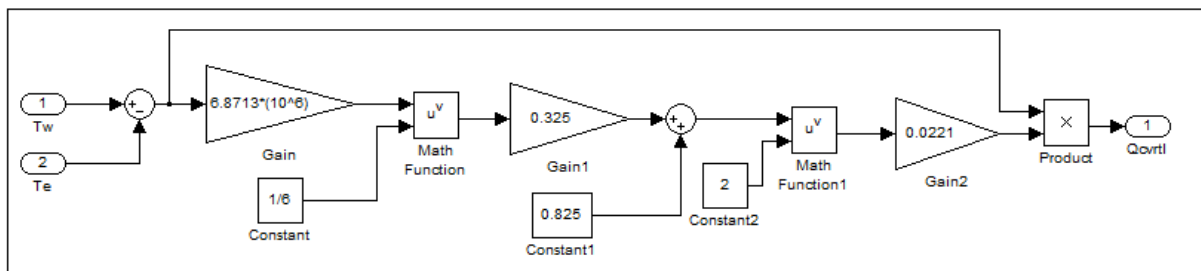


Figura B.24 – Fluxo Q_{cvrtl} .

$$Q_{cvrts} = 0,0104 \cdot \{0,825 + 0,325 \cdot [6,8713 \cdot 10^6 \cdot (T_w - T_e)]^{1/6}\}^2 \quad (229)$$

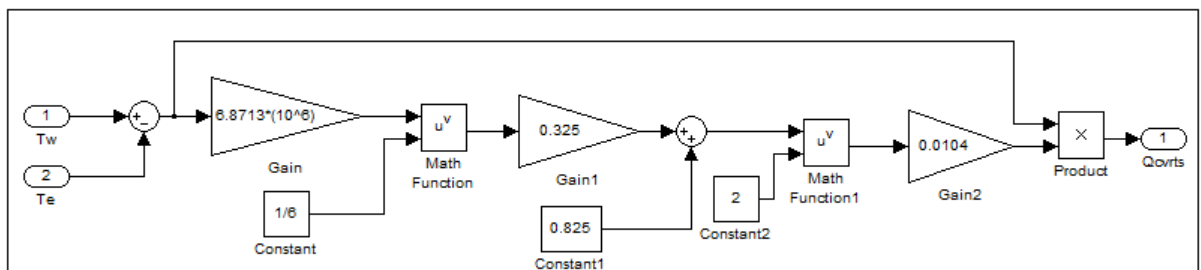


Figura B.25 – Fluxo Q_{cvrts} .

Fluxo Q_{ro} (Figura B.26):

$$Q_{ro} = 6,8208 \cdot 10^{-8} \cdot [(T_w + 273,15)^4 - (T_e + 273,15)^4] \quad (230)$$

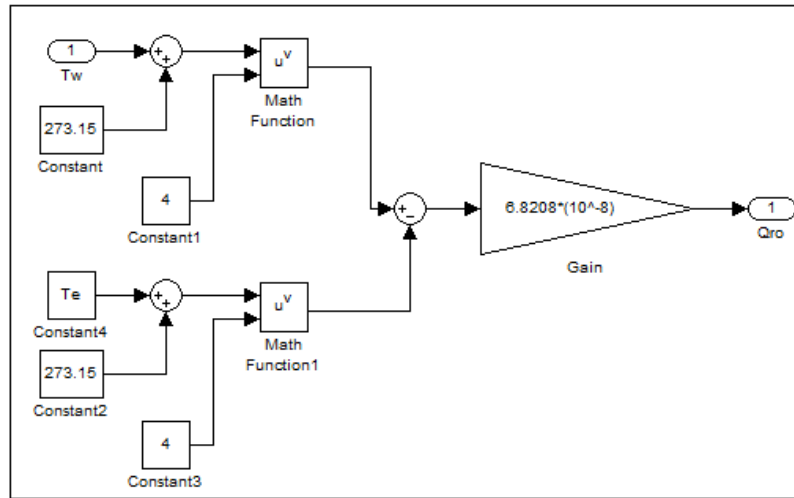


Figura B.26 – Fluxo de calor Q_{ro} .

B.3.3 Fluxos de temperatura no compartimento relativo à matriz da incubadora.

O diagrama de blocos do referente à equação da variação da temperatura das paredes da incubadora é apresentado na figura B.27.

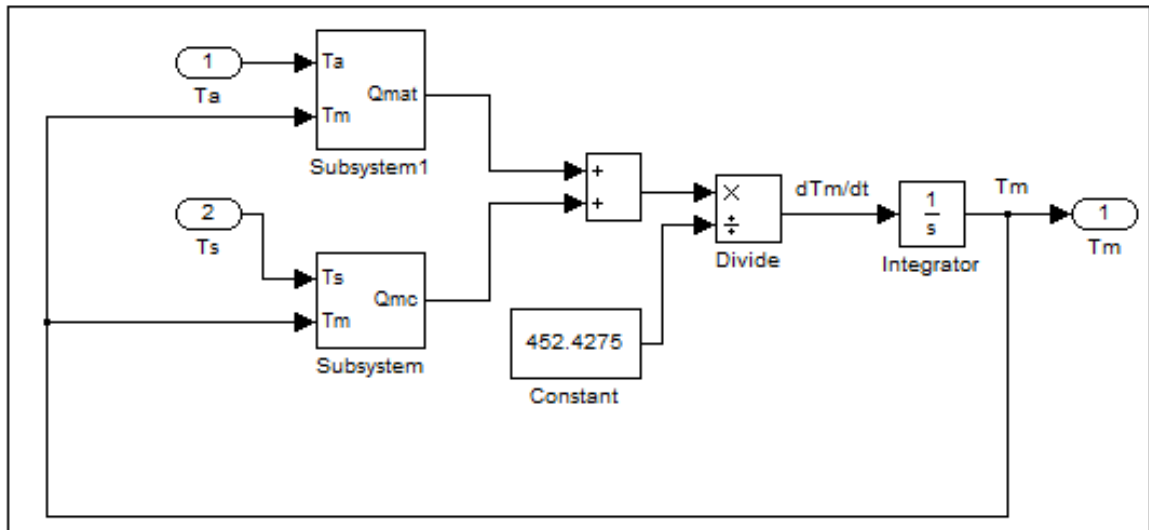


Figura B.27 – Diagrama da variação de temperatura das paredes da incubadora.

Fluxo Q_{mat} (Figura B.28):

$$Q_{mat} = (0,0238 - 0,0011 \cdot m^{0,75}) \cdot (T_a - T_m) \quad (231)$$

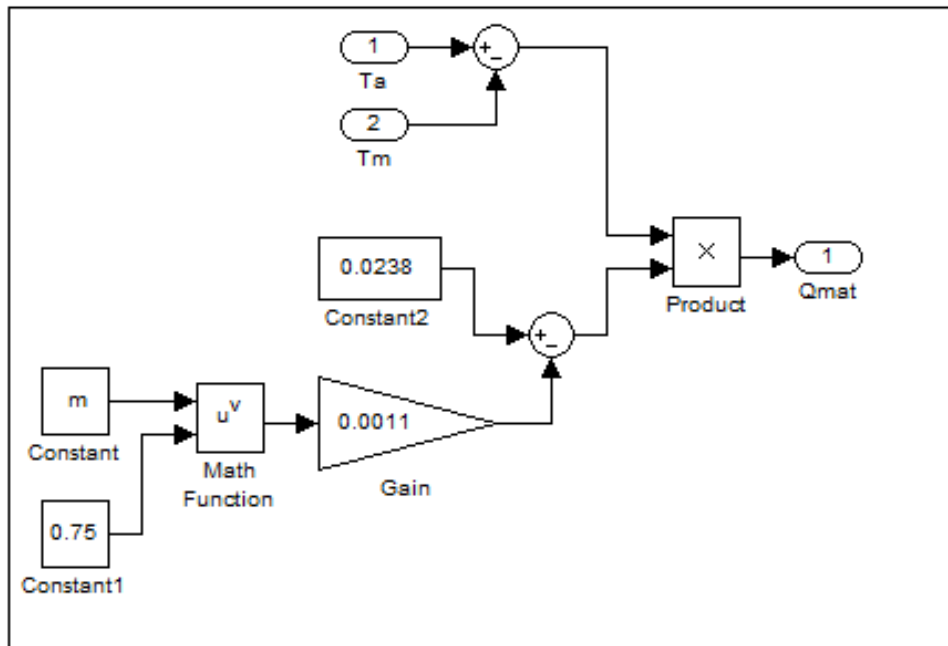


Figura B.28 – Fluxo de calor Q_{mat} .

B.4 Diagrama de blocos da variável temperatura do ar aquecido

O diagrama de blocos expresso pela Figura B.29 apresenta a temperatura de ar aquecido, a variável que insere a entrada no sistema, para $u = Q_{heater}$.

$$T_{ha} = \frac{4,03 \cdot 10^{-4} \cdot T_a + u}{4,03 \cdot 10^{-4}} \quad (232)$$

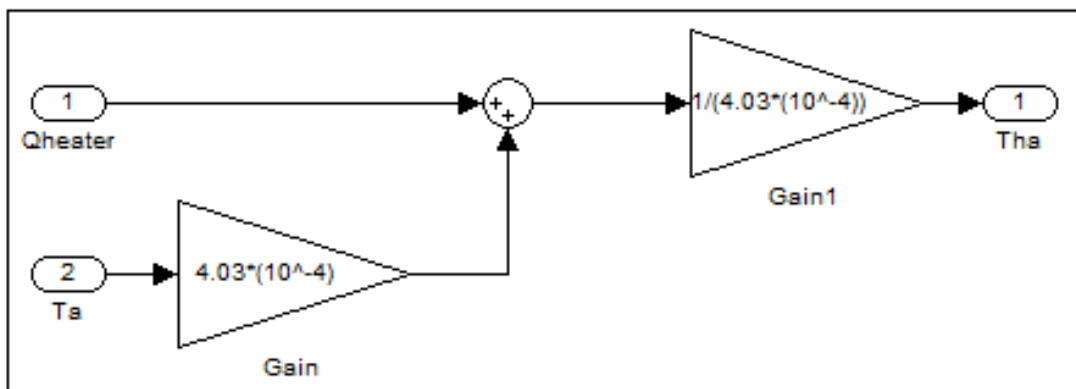


Figura B.29 – Diagrama de blocos da temperatura do ar aquecido da incubadora.

ANEXO C

Código do MATLAB relativo à inicialização do programa.

```
%-----
%-----Universidade Federal do Pará-----
%-----Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica-----
%-----
% Este programa tem como função a determinação dos parâmetros do conjunto
% de equações referentes ao modelo de uma incubadora com sistema de
% temperatura e umidade construído no simulink. Uma técnica de controle a
% ser definida será aplicada ao mesmo.
% OBS:
% Os pontos de operação do sistema linearizado foram calculados a partir
% do método de Newton, com o programa para o seu uso no m-file chamado
% TesteMetodoNewton.m, na pasta geral de programas do Matlab.
%-----
Qheatero=1.242; % Calculado via método de newton.
RH = 0.75;
m = 0.9;
Te = 25;
% Condições iniciais do sistema não linear:
Tc0 = 35.5;
Ts0 = 35.5;
Ta0 = 37;
Tw0 = 25.5;
Tm0 = Ta0;
% Pontos de operação para o sistema linearizado (Calculados via Método ...
% de Newton).
Tco= 39.093;
Tso=38.533;
Tao= 37;
Two= 25.589;
Tmo=37.818;
%
% Linearização de dTc/dt:
Wex = (1.39*Tco-11.26)/(-2.2347*Tco+778.104);
Wa = (1.39*Tao*RH-11.26*RH)/(-2.2347*Tao*RH+18.104*RH+760);
%
dwex = (1.39*(-2.2347*Tco+778.104)-(-2.2347)*(1.39*Tco-11.26))/((-
2.2347*Tco+...
778.104)^2);
dwa = (1.39*RH*(-2.2347*Tao*RH+18.104*RH+760)-(-2.2347*RH)*(1.39*Tao*RH-...
11.26*RH))/((-2.2347*Tao*RH+18.104*RH+760)^2);
% Em relação a Tc:
Qsen_tc = 0.0042*m;
Qcd_tc = (4.7222/m)*((m^0.75)^2);
Qbc_tc = 1.034;
Qlat_tc = 10.1567*m*dwex;
%
DTc_tc = Qbc_tc-Qsen_tc-Qlat_tc-Qcd_tc;
% Em relação a Ts:
Qbc_ts = -1.034;
Qcd_ts = -(4.7222/m)*((m^0.75)^2);
%
DTc_ts = Qbc_ts-Qcd_ts;
%Em relação a Ta:
Qsen_ta = -0.0042*m;
Qlat_ta = -10.1567*m*dwa;
%
```



```

DTc_ta = -Qsen_ta-Qlat_ta;
%
% Equação:
McCpc = 3470*0.0463*m*(m^0.75);
DTc = (1/McCpc)*[DTc_tc DTc_ts DTc_ta 0 0];
BTc = 0;
%-----
% Linearização de dTs/dt:
% Em relação a Tc:
DTS_tc = Qcd_tc-Qbc_tc;
% Em relação a Ts:
Qmc_ts = 0.0283*m^0.75;
Qscv_ts = 0.3546*m^0.75;
Qsr_ts = ((m^0.75)*2.6224*10^-9)*4*((Tso+273.15)^3);
%
DTS_ts = Qcd_ts-Qbc_ts-Qmc_ts-Qscv_ts-Qsr_ts;
% Em relação a Ta:
Qscv_ta = -0.3546*m^0.75;

Qse_ta = -0.07*m*2.2347*RH;
DTS_ta = -Qscv_ta-Qse_ta;
% Em relação a Tw:
Qsr_tw = -((m^0.75)*2.6224*10^-9)*4*((Two+273.15)^3);
DTS_tw = -Qsr_tw;
% Em relação a Tm:
Qmc_tm = -0.0283*m^0.75;
DTS_tm = -Qmc_tm;
%
% Equação:
MsCpsk = 174.3519*(m^0.75);
DTS = (1/MsCpsk)*[DTS_tc DTS_ts DTS_ta DTS_tw DTS_tm];
BTS = 0;
%-----
% Linearização de dTa/dt:
% Em relação a Tc:
Qlatl_tc = (10.1567*m*dwex/(5*10^4))*(Tao+273.15);
Qsenl_tc = (0.0042*m/(5*10^4))*(Tao+273.15);
DTa_tc = Qlatl_tc+Qsenl_tc;
% Em relação a Ts:
Qscvl_ts = ((m^0.75)*0.3546/(5*10^4))*(Tao+273.15);
DTa_ts = Qscvl_ts;
% Em relação a Ta:
Qscvl_ta = ((m^0.75)*0.3546/(5*10^4))*(-2*Tao-273.15+Tso);
Qsel1_ta = 0.07*m*2.2347*RH*(Tao+273.15);
Qsel2_ta = 3.2246*m-0.07*m*(2.2347*Tao*RH-18.104*RH);
Qsel_ta = (1/(5*10^4))*(-Qsel1_ta+Qsel2_ta);
Qhtl_ta = Qheatero/(5*10^4);
Qmatl_ta = ((0.0238-(m^0.75)*0.0011)/(5*10^4))*(2*Tao+273.15-Tmo);
Qlatl_ta = (10.1567*m/(5*10^4))*(Wex-(dwa*(Tao+273.15)+Wa));
Qsenl_ta = (0.0042*m/(5*10^4))*(-2*Tao-273.15+Tco);
Qacvl_ta = (0.1582/(5*10^4))*(2*Tao+273.15-Two);
DTa_ta = Qscvl_ta+Qsel_ta+Qhtl_ta+Qlatl_ta+Qsenl_ta-Qacvl_ta-Qmatl_ta;
% Em relação a Tw:
Qacvl_tw = (0.1582/(5*10^4))*(-Tao-273.15);
DTa_tw = -Qacvl_tw;
% Em relação a Tm:
Qmatl_tm = ((0.0238-(m^0.75)*0.0011)/(5*10^4))*(-Tao-273.15);
DTa_tm = -Qmatl_tm;
% Em relação a Qheater:
Qhtl_qh = (Tao+273.15)/(5*10^4);
%

```

```

% Equação:
DTa = [DTa_tc DTa_ts DTa_ta DTa_tw DTa_tm];
BTa = Qhtl_qh;
%-----
% Linearização de dTw/dt:
% Em relação a Ts:
DTw_ts = Qsr_ts;
% Em relação a Ta:
Qacv_ta = 0.1582;
DTw_ta = Qacv_ta;
% Em relação a Tw:
Qacv_tw = -0.1582;
utw1 = (Two-Te);
vtw1 = ((1.8977*10^6)*(Two-Te))^(1/4);
vtw1d = ((1.8977*10^6)*(Two-Te))^(3/4);
vtw1l = (1.8977*10^6)/(4*vtw1d);
Qchzt = 0.0089*(vtw1+vtw1l*utw1);
vgama1 = ((6.8713*10^6)*(Two-Te))^(5/6);
dgama1 = (2*0.825*0.325*6.8713*10^6)/(6*vgama1);
vgama2 = ((6.8713*10^6)*(Two-Te))^(3/6);
dgama2 = (0.325^2)*(6.8713*10^6)/(3*vgama2);
vgama1 = dgama1+dgama2;
vtw2c = ((6.8713*10^6)*(Two-Te))^(1/6);
vtw2 = (0.825+0.325*vtw2c)^2;
Qcvrtl = 0.0221*(vtw2+vgama1*utw1);
Qcvrts = 0.0104*(vtw2+vgama1*utw1);
Qcvo = Qchzt+2*Qcvrtl+2*Qcvrts;
Qro_tw = (6.8208*10^-8)*4*((Two+273.15)^3);
DTw_tw = Qacv_tw+Qsr_tw-Qcvo-Qro_tw;
%
% Equação:
MwCpw = 9.9894*1297;
DTw = (1/MwCpw)*[0 DTw_ts DTw_ta DTw_tw 0];
BTw = 0;
%-----
% Linearização de dTm/dt:
% Em relação a Ts:
DTm_ts = Qmc_ts;
% Em relação a Ta:
Qmat_ta = 0.0238-0.0011*m^0.75;
DTm_ta = Qmat_ta;
% Em relação a Tm:
Qmat_tm = -(0.0238-0.0011*m^0.75);
DTm_tm = Qmc_tm+Qmat_tm;
%
% Equação:
MmCpm = 0.2575*1757;
DTm = (1/MmCpm)*[0 DTm_ts DTm_ta 0 DTm_tm];
BTm = 0;
%-----
% Equações de estado:
A = [DTc;DTs;DTa;DTw;DTm];
B = [BTc;BTs;BTa;BTw;BTm];
C = [0 0 1 0 0];
D = 0;
[num,den]=ss2tf(A,B,C,D);
G = tf(num,den);
[z,p,k]=tf2zp(num,den);
Gzpk = zp(z,p,k);
t = 0:0.01:60000;
y = (37*Qheatero)*step(feedback(G,1),t); %Malha fechada

```

```

%-----
% Sistema não linear feito no matlab:
open('C:\Users\gilson\Documents\MATLAB\Incubadora\IncubadoraTemperaturaFinal.mdl');
sim('IncubadoraTemperaturaFinal');
plot(Tempo, TemperaturaAr, 'linewidth', 1.5), grid;
hold on
% Planta identificada;
plot(t, y, 'r', 'linewidth', 1.5);
title('Resposta em malha fechada a um degrau eq. a 37°C sist. linearizado. e n. linear');
xlabel('Tempo (segundos)');
ylabel('Temperatura (°C)');
hold off;
clc
% Fim do programa.
%

```