

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

RAFAELA BRITTES DILL

**COMPENSAÇÃO DOS
MOVIMENTOS FISIOLÓGICOS DO
CORAÇÃO EM CIRURGIA
ROBÓTICA**

Porto Alegre
2013

RAFAELA BRITTES DILL

COMPENSAÇÃO DOS
MOVIMENTOS FISIOLÓGICOS DO
CORAÇÃO EM CIRURGIA
ROBÓTICA

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.
Área de concentração: Controle e Automação

ORIENTADOR: Prof. Dr. Renato Ventura Bayan Henriques

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Walter Fetter Lages

Porto Alegre
2013

RAFAELA BRITTES DILL

COMPENSAÇÃO DOS
MOVIMENTOS FISIOLÓGICOS DO
CORÇÃO EM CIRURGIA
ROBÓTICA

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____
Prof. Dr. Renato Ventura Bayan Henriques, UFRGS
Doutor pela Universidade Federal de Minas Gerais – Belo Horizonte, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Lucíola Campestrini, UFRGS
Doutora pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Prof. Dr. Valner João Brusamarello, UFSC
Doutor pela Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis, Brasil

Prof. Dr. João Maurício Rosário, ECP
Doutor pela École Centrale des Arts et Manufactures – Paris, França

Coordenador do PPGEE: _____
Prof. Dr. João Manoel Gomes da Silva Jr.

Porto Alegre, fevereiro de 2013.

DEDICATÓRIA

À minha mãe Liana, com amor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Renato Ventura Bayan Henriques pela preciosa orientação, valiosas sugestões e constantes estímulos.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pelo apoio sempre concedido.

Ao CNPQ, pelo auxílio financeiro.

Ao Pedro Moreira, pela gentileza em fornecer dados e disponibilidade em esclarecer dúvidas.

Aos médicos cirurgiões Roberto Pelegrine Coral e Antônio Weston, do Hospital Santa Rita/Santa Clara, pela oportunidade de presenciar um procedimento minimamente invasivo e pela generosidade em fornecer valiosas informações para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos amigos, colegas e funcionários do Mestrado, pela convivência e amizade, das quais jamais esquecerei.

Ào pessoal da secretaria, em especial à Alessandra Andréia Conceição Lanius, por ter me esperado além do horário de seu expediente e à Miriam Adriana de Oliveira Rosek, pelo apoio sempre presente.

Aos amigos do laboratório LASCAR, em especial aos ex-colegas e colegas de sala: Diego Caberlon Santini, Jorge Augusto Vasconcelos Alves, Eduardo Henrique Maciel e Anderson Antônio Giacomolli pela companhia, idéias, auxílio e apoio constantes.

Aos professores da Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, em especial ao Prof. Dr. Jun Ono Fonseca, por sua disponibilidade e esforço em me auxiliar e esclarecer minhas dúvidas.

À Janice Maisner de Oliveira e à Roberta Triaca pelo auxílio e pelas preciosas correções do trabalho.

À minha mãe Liana Brittes, pelo infindável incentivo, auxílio, compreensão, idéias e companhia de todas as madrugadas.

Agradeço a Deus por eu ter sido intensamente apoiada ao longo da realização deste trabalho, especialmente na etapa final e pela série de eventos, os quais apenas poderiam ter ocorrido por divina providência, que culminaram no termino desta pesquisa, na minha realização pessoal e engrandecimento.

RESUMO

Esta dissertação refere-se à simulação de um sistema de controle em um manipulador robótico para compensação dos movimentos do coração em cirurgias cardíacas minimamente invasivas. No intuito de compensar os movimentos do batimento cardíaco utilizam-se técnicas de controle híbrido de posição/força e dados dos movimentos do coração obtidos *in vivo*, utilizadas como elementos básicos para a constituição deste sistema. Tópicos de modelagem de manipuladores robóticos e, em especial, a modelagem da relação entre as forças e deslocamentos na superfície do coração compõem a base estrutural. Focalizou-se, ainda, o papel do controle de força em relação à posição da ferramenta do manipulador na superfície do coração. Pretende-se que a principal contribuição deste trabalho seja demonstrar que o controlador híbrido segue as restrições impostas pela dinâmica do sistema coração-pulmão.

Palavras-chave: Cirurgia cardíaca minimamente invasiva, Controle de posição, Controle de força, Controle híbrido de posição/força.

ABSTRACT

This paper refers to the simulation of a control system for a robotic manipulator to compensate the movements of the heart in minimally invasive cardiac surgery. In order to compensate the motion of the beating heart techniques are used to implement a hybrid position/force controller based on data and the movements of the heart obtained *in vivo*, used as references to the input of the system. Topics modeling robotic manipulators, and in particular, modeling the relationship between forces and displacements on the surface of the heart comprises the structural basis. The role of power control over the position of the manipulator tool on the surface of the heart. It is intended that the main contribution of this study is to show that the hybrid controller follows the restrictions imposed by the dynamics of the heart-lung system.

Keywords: Minimally invasive cardiac surgery, Position controller, Force controller, Hybrid position/force controller.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1:	O PUMA 560, primeiro braço robótico a ser usado em uma cirurgia.	26
Figura 2:	Manipulador paralelo do tipo <i>plataforma de Stewart</i> , usado em uma cirurgia neuroendoscopia.	27
Figura 3:	Sistema robótico ZEUS [®]	30
Figura 4:	Sistema robótico da Vinci [®]	31
Figura 5:	Graus de liberdade das pinças cirúrgicas.	32
Figura 6:	Comparação das incisões.	33
Figura 7:	Sistema de estabilização para manter o coração fixo e pinças.	35
Figura 8:	Manipulador robótico de juntas rotacionais com 2 GDL.	38
Figura 9:	Modelo Kevin-Boltzmann para materiais viscoelásticos.	41
Figura 10:	Controle em malha fechada.	42
Figura 11:	Diagrama de blocos do controlador de posição PID.	43
Figura 12:	Analogia dos modelos.	44
Figura 13:	Sistema de controle para o sistema massa-mola.	44
Figura 14:	Sistema de controle de força.	45
Figura 15:	Diagrama de blocos do Controlador Híbrido de Posição/Força	45
Figura 16:	Fluxograma dos procedimentos adotados.	48
Figura 17:	Movimentos do coração nas três dimensões.	49
Figura 18:	Diagrama de blocos do robô no SimMechanics [®]	50
Figura 19:	Trajetória do POI na direção Y durante um ciclo	51
Figura 20:	Trajetória do POI na direção Z durante um ciclo	51
Figura 21:	Perfil da força no POI na direção Y durante um ciclo cardíaco.	52
Figura 22:	Perfil da força no POI na direção Z durante um ciclo cardíaco.	52
Figura 23:	Diagrama de blocos do sistema de controle de posição.	53
Figura 24:	Resposta ao degrau da posição na direção Y	53
Figura 25:	Erro na direção Y para a função degrau	54
Figura 26:	Resposta ao degrau da posição na direção Z	54
Figura 27:	Erro na direção Z para a função degrau	54
Figura 28:	Seguimento de trajetória na direção Y	55
Figura 29:	Erro de seguimento de trajetória na direção Y	55
Figura 30:	Seguimento de trajetória na direção Z	56
Figura 31:	Erro de seguimento de trajetória na direção Z	56
Figura 32:	Diagrama de blocos do sistema de controle de força.	57
Figura 33:	Resposta ao degrau da força na direção Y	58
Figura 34:	Erro na direção Y em relação ao degrau	58
Figura 35:	Resposta ao degrau da força na direção Z	58
Figura 36:	Erro na direção Z em relação ao degrau	59

Figura 37:	Seguimento de referência da força na direção Y	59
Figura 38:	Erro de seguimento de referência da força na direção Y	60
Figura 39:	Seguimento de referência da força na direção Z	60
Figura 40:	Erro de seguimento de referência da força na direção Z	60
Figura 41:	Diagrama de blocos do sistema de controle híbrido posição/força.	62
Figura 42:	Resposta ao degrau do ângulo na junta 1.	62
Figura 43:	Erro do ângulo na junta 1 para a função degrau.	63
Figura 44:	Resposta ao degrau do ângulo na junta 2.	63
Figura 45:	Erro do ângulo na junta 2 para a função degrau.	63
Figura 46:	Seguimento de trajetória na direção Y.	64
Figura 47:	Erro de seguimento de trajetória na direção Y.	64
Figura 48:	Seguimento de trajetória na direção Z.	65
Figura 49:	Erro de seguimento de trajetória na direção Z.	65
Figura 50:	Seguimento de referência da força na direção Y.	65
Figura 51:	Erro de seguimento de referência da força na direção Y.	66
Figura 52:	Seguimento de referência da força na direção Z.	66
Figura 53:	Erro de seguimento de referência da força na direção Z.	66
Figura 54:	Seguimento de referência do ângulo na junta 1.	67
Figura 55:	Erro de seguimento de referência do ângulo da junta 1.	67
Figura 56:	Seguimento de referência do ângulo na junta 2.	67
Figura 57:	Erro de seguimento de referência do ângulo da junta 2.	68
Figura 58:	Ângulos de junta, erro e sinal de controle na junta 1.	69
Figura 59:	Ângulos de junta, erro e sinal de controle na junta 2.	69
Figura 60:	Torques, erro e sinal de controle na junta 1.	70
Figura 61:	Torques, erro e sinal de controle na junta 2.	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Parâmetros de Denavit-Hartenberg	38
Tabela 2:	Parâmetros do robô de 2 GDL	50
Tabela 3:	Parâmetros dinâmicos dos motores das juntas	51
Tabela 4:	Ganhos do controlador de posição	56
Tabela 5:	Erro máximo do seguimento de referência de posição	57
Tabela 6:	Ganhos do controlador de força	61
Tabela 7:	Erro máximo do seguimento de referência de força	61
Tabela 8:	Ganhos do controlador híbrido	68
Tabela 9:	Erros máximos de posição	68
Tabela 10:	Erros máximos de força	68

LISTA DE ABREVIATURAS

AESOP	Automated Endoscopic System for Optimal Positioning
CEC	Circulação Extra Corpórea
CMI	Cirurgia Minimamente Invasiva
ECG	Eletrocardiograma
FDA	<i>Food and Drug Administration</i> , Administração de Alimentos e Drogas
GDL	Graus de liberdade
MIMO	<i>Multi-Input, Multi-Output</i> , Múltipla-Entrada, Múltipla-Saída
PD	Proporcional e Derivativo
PID	Proporcional, Integral e Derivativo
POI	<i>Point of Interest</i> , Ponto de Interesse
PUMA	<i>Programamable Universal Machine for Assembly</i> Máquina Universal Programável para Montagem
SISO	<i>Single-Input, Single Output</i> , Entrada Única, Saída Única
TCP	<i>Tool Center Point</i> , Ponto Central da Ferramenta
WAM	<i>Whole Arm Manipulator</i> , Manipulador de Braço Completo

LISTA DE SÍMBOLOS

X	eixo das coordenadas X;
Y	eixo das coordenadas Y;
Z	eixo das coordenadas Z;
a_i	distância do eixo Z_{i-1} a Z_i medido ao longo de X_i ;
α_i	ângulo de Z_{i-1} a Z_i medido em relação a X_i ;
d_i	distância do eixo X_{i-1} a X_i medido ao longo de Z_{i-1} ;
θ_i	ângulo da i-ésima junta;
θ_{i0}	ângulo inicial da i-ésima junta;
τ_i	torque na i-ésima junta;
m_i	massa da i-ésima haste do robô;
l_i	comprimento da i-ésima haste do robô;
s_i	seno do ângulo da i-ésima junta do robô;
c_i	cosseno do ângulo da i-ésima junta do robô;
c_{ij}	somatório do cosseno do ângulo da i-ésima junta e do cosseno do ângulo da j-ésima junta do robô;
s_{ij}	somatório do seno do ângulo da i-ésima junta e do seno do ângulo da j-ésima junta do robô;
T_i^{i-1}	matriz de transformação homogênea que relaciona o sistema de coordenadas i ao sistema de coordenadas $i - 1$;
$I_j^{c_i}$	tensor de inércia da j-ésima haste do robô escrito em relação ao sistema inercial c_i ;
f_3	força atuando no TCP;
n_3	torque atuando no TCP;
ω_0	velocidade angular relativa do ponto $\{0\}$ relativo ao sistema $\{0\}$;
$\dot{\omega}_0$	aceleração angular relativa do ponto $\{0\}$ relativo ao sistema $\{0\}$;
v_0^0	aceleração linear relativa do ponto $\{0\}$ relativo ao sistema $\{0\}$;
f	força de interação no modelo Kevin-Boltzmann;

f_y	força de interação na direção Y ;
f_z	força de interação na direção Z ;
f_d	força de interação desejada no TCP;
f_e	força de interação atual no TCP;
g	aceleração da gravidade;
J_m	momento de inércia combinado da carga e da armadura do motor;
B_m	atrito viscoso total sobre o eixo de saída do motor;
x	deslocamento no modelo Kevin-Boltzmann;
α, γ	parâmetros relacionados com a viscosidade do tecido do coração;
β	parâmetro relacionado com a rigidez do tecido do coração;
K_P	ganho proporcional;
K_I	ganho integral;
K_D	ganho derivativo;
K_{Pf}	ganho proporcional do controlador de força;
K_{Df}	ganho derivativo do controlador de força;
$e(t)$	sinal de erro;
$u(t)$	sinal de controle;
$r(t)$	sinal de referência;
$x(t)$	sinal de controle de posição;
$x_d(t)$	posição desejada do TCP;
$x_e(t)$	posição atual do TCP;

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	Objetivo	23
1.2	Motivação	23
1.3	Estrutura da dissertação	24
2	ESTADO DA ARTE	25
2.1	História da Cirurgia Robótica	25
2.2	Cirurgia Minimamente Invasiva Roboticamente Assistida	28
2.3	Sistemas Robóticos Cirúrgicos	29
2.3.1	Sistema Cirúrgico ZEUS/AESOP®	30
2.3.2	Sistema Cirúrgico da Vinci®	30
2.4	Cirurgia Cardíaca Roboticamente Assistida	32
2.5	Aplicação de Técnicas de Controle na Cirurgia Cardíaca Roboticamente Assistida	34
3	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	37
3.1	Modelagem	37
3.1.1	Modelagem do Manipulador	37
3.1.2	Modelagem do Tecido do Coração	41
3.2	Técnicas de Controle	42
3.2.1	Controle de Posição	43
3.2.2	Controle de Força	44
3.2.3	Sistema de Controle Híbrido de Posição/ Força	45
4	SIMULAÇÃO E RESULTADOS	47
4.1	Procedimentos adotados	47
4.1.1	Análise das curvas de deslocamento na superfície do coração	48
4.1.2	Modelagem do robô manipulador	50
4.1.3	Comportamento do coração	51
4.1.4	Implementação dos controladores	52
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	71
	REFERÊNCIAS	73
	APÊNDICE A HISTÓRIA DA ROBÓTICA	79

1 INTRODUÇÃO

Cirurgias cardíacas minimamente invasivas requerem gestos cirúrgicos complexos, experientes e precisos que podem ser perturbados por movimentos fisiológicos, os quais, no domínio deste tipo de cirurgia minimamente invasiva, CMI, podem ser representados pelos batimentos cardíacos e respiração e estes não podem ser completamente compensados pelas mãos de um cirurgião, especialmente para procedimentos como inserções de agulha e suturações (DOMINICI; CORTESÃO; SOUSA, 2011).

Neste panorama, a ausência de autonomia por parte dos robôs e a ausência de compensação de movimentos nos robôs cirúrgicos utilizados em cirurgias quando em contato com tecido cardíaco foram pontos-chaves que deram início à pesquisa desenvolvida nesta dissertação. Desta forma, propõe-se uma solução para o controle de robôs utilizados em cirurgias CMI, com objetivo de aplicar um controlador em um robô utilizado em cirurgias que compense os movimentos do coração.

Considera-se minimamente invasiva toda a cirurgia que, para um mesmo propósito apresenta a máxima preservação da anatomia com a mínima agressão ao organismo.

Entende-se por cirurgia minimamente invasiva roboticamente assistida, a inserção do robô durante o ato cirúrgico minimamente invasivo, como uma ferramenta ativa ou passiva de auxílio à prática médica.

1.1 Objetivo

Desenvolver um sistema de controle híbrido posição/força por meio de um sistema de controle de posição e de um sistema de controle de força que compense os movimentos do coração.

1.2 Motivação

Versões, ainda que miniaturizadas, de estabilizadores dos movimentos do coração foram concebidas para a CMI. Contudo, a magnitude do movimento residual ainda é considerável. (DOMINICI; CORTESÃO; SOUSA, 2011; BEBEK; CAVUSOGLU, 2007; POIGNET et al., 2011; YENIARAS et al., 2011; ISKAKOV; GROEGER; HIRZINGER, 2011).

Com base neste panorama e no intuito de contribuir com um controlador que minimize este efeito, este trabalho apresenta um controlador aplicado na compensação dos movimentos do coração durante o ato cirúrgico. O estudo de tais movimen-

tos tornou-se fundamento e condição para o entendimento de que robôs cirúrgicos podem realizar CMIs cardíacas sem oferecer danos ao miocárdio.

1.3 Estrutura da dissertação

Este trabalho está organizado da seguinte forma: no Capítulo 1, apresenta-se a síntese do trabalho e objetivos; no Capítulo 2, uma abordagem da história da robótica, dos sistemas robóticos cirúrgicos, das cirurgias cardíacas roboticamente assistidas e dos controladores utilizados na cirurgias robóticas cardíacas. Ainda neste capítulo são descritas as soluções existentes. No Capítulo 3, apresenta-se uma abordagem dos aspectos teóricos da modelagem do manipulador robótico e do comportamento do coração e dos controladores de posição, de força e híbrido. No Capítulo 4, introduz-se a metodologia e apresentam-se as simulações dinâmicas de um robô de dois graus de liberdade com controle de força e seguimento de referência. Apresentam-se as análises referentes aos resultados por meio de gráficos e tabelas. Finalmente no Capítulo 5, apresentam-se as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

2 ESTADO DA ARTE

Neste capítulo apresenta-se um breve histórico da cirurgia roboticamente assistida e da cirurgia cardíaca roboticamente assistida bem como características dos sistemas robóticos cirúrgicos mais amplamente utilizados.

2.1 História da Cirurgia Robótica

A terminologia *cirurgia robótica* ou cirurgia assistida por computador na área médica é tida como um tipo de cirurgia onde o médico manipula um robô, que faz as incisões e ressecções com a ajuda de um console e um joystick, criado para melhorar a capacidade dos cirurgiões atuando em cirurgias abertas ou em cirurgias minimamente invasivas.

Uma das funções de um robô é a de substituir o homem em razão de suas limitações físicas, como ocorre com os robôs utilizados na fabricação e montagem de automóveis, que suportam altas temperaturas e são capazes de erguer toneladas de peso. No entanto, este robô não apenas o substitui em determinadas tarefas como também o auxilia em trabalho cooperativo.

O primeiro robô, documentado na literatura, a ser utilizado em cirurgias foi o robô manipulador PUMA 560, *Programmable Universal Machine for Assembly*, em 1985 (KWOH et al., 1988), Figura 1 (KALAN et al., 2010).

Este robô foi comercializado pela *Westing House Limited* e tinha por objetivo principal direcionar uma agulha em uma biópsia cerebral durante uma tomografia computadorizada, sendo posteriormente utilizado, dada a acurácia e estabilidade mostradas na biópsia, em 1987, na primeira cirurgia laparoscópica roboticamente assistida (VIRGINIA COMMONWEALTH UNIVERSITY, 2012; OTERO et al., 2007).

O desenvolvimento de robôs na área cirúrgica que seguiu o final da década de 80 e o início dos anos 90, gerou numerosas expectativas promissoras que, em muitos casos, apenas adquiriram importância na prática operatória específica. São exemplos os robôs PROBOT, criado pelo *Imperial College London* para assistir a prostatectomias transuretrais utilizando um modelo tridimensional da próstata gerado por computador; e, o ROBODOC, criado em 1992 para assistir a cirurgia ortopédica de artroplastia total do quadril e o primeiro robô a ser aprovado pela (FDA) - *Food and Drug Administration*¹ (SÁNCHEZ-MARTÍN et al., 2007).

O robô AESOP[®], do acrônimo *Automated Endoscopic System for Optimal Positioning*, foi desenvolvido em 1994, inicialmente servindo como suporte à câmera du-

¹órgão federal americano que estabelece normas para a indústria alimentícia e de remédios



Figura 1: O PUMA 560, primeiro braço robótico a ser usado em uma cirurgia.

rante um procedimento de cirurgia laparoscópica, sendo posteriormente, em 1996 (KALAN et al., 2010), capaz de atender a comandos de voz.

Este robô representou um avanço significativo para a funcionalidade dos robôs cirúrgicos pelas vantagens que apresentava: o médico cirurgião beneficiou-se com uma visão mais estável do campo cirúrgico, com a possibilidade de proceder o ato cirúrgico sem a necessidade de outro cirurgião, prevenindo a possível fadiga do médico assistente durante procedimentos prolongados. Houve ainda a redução do tempo da operação cirúrgica em relação à primeira versão do AESOP[®], como consequência da adição do controle por comando de voz, embora esta função também seja considerada uma desvantagem dado o lento tempo de resposta aos comandos de voz quando comparado com o tempo de resposta de um médico assistente experiente (KALAN et al., 2010).

Sistemas robóticos paralelos também oferecem características, tais como alta velocidade e exatidão que ajudam a tornar esse tipo de sistemas atraente para procedimentos médicos. Suas características facilitam a sua utilização em cirurgias complexas, como as realizadas no cérebro e no coração. A Figura 2 (WAMPLER et al., 2003) apresenta a utilização de uma plataforma de Stewart (sistema robótico hexapode) para neuroendoscopia proposta por (WAMPLER et al., 2003). Lazarevic (LAZAREVIC, 2000) também descreve este manipulador, descrevendo-o para mover a câmera e os instrumentos cirúrgicos em uma cirurgia cardíaca com o coração batendo.

A principal vantagem do uso de manipuladores paralelos reside no fato de que sua cinemática (posições, velocidades e acelerações) e dinâmica são descritas naturalmente em coordenadas cartesianas, simplificando as matrizes de massa e a estrutura das equações de restrições. Pelo fato de ser constituído por uma base fixa ligada a uma única placa móvel por vários atuadores, os manipuladores paralelos apresentam dificuldades provenientes de suas cadeias fechadas. Por outro lado, essa disposição apresenta vantagens frente aos robôs seriais quanto à rigidez, precisão e velocidade de posicionamento e razão peso/carga. Suas principais desvantagens, no entanto, referem-se ao espaço de trabalho limitado e à maior complexidade de seus componentes mecânicos (LAZAREVIC, 2000).

A inserção da robótica na medicina levou ao desenvolvimento de novos conceitos

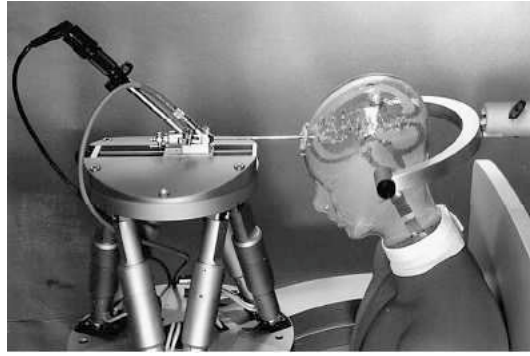


Figura 2: Manipulador paralelo do tipo *plataforma de Stewart*, usado em uma cirurgia neuroendoscopia.

na área das intervenções cirúrgicas como a telepresença, na qual o cirurgião permanece sentado, de frente para um console e um visor, em um local diferente do local da cirurgia do paciente, permitindo-lhe realizar operações à distância. A primeira cirurgia utilizando telepresença ocorreu em 2001, quando Marescaux, utilizando um sistema cirúrgico ZEUS[®], em Nova York, Estados Unidos, conectado a outro robô localizado em Estrasburgo, na França, realizou uma colecistectomia em um paciente de 62 anos com colelitíase (VALERO et al., 2011). O sistema robótico cirúrgico ZEUS[®], Figura 3 (CHAUHAN et al., 2012), foi o primeiro robô a empregar a telepresença. Fabricado pela *Computer Motion* em 1998, incorporou o AESOP[®], usado para segurar a câmera, como um de seus braços.

Em 1997, a *Intuitive Surgical* criou o Sistema Cirúrgico da Vinci[®], primeiro sistema robótico cirúrgico aprovado para cirurgias laparoscópicas pelo FDA e considerado o robô cirúrgico mais completo já desenvolvido (CHAUHAN et al., 2012; VALERO et al., 2011; KALAN et al., 2010) sendo o sistema que introduziu o conceito de uma interface tridimensional imersiva no console com a visão endoscópica binocular, com cada olho possuindo seu próprio campo de visão e eliminando a necessidade de uso dos óculos para a obtenção do efeito tridimensional. O primeiro robô da Vinci[®] era composto por três braços, sendo um para a câmera e dois para os instrumentos cirúrgicos, um braço a menos que as versões atuais (KALAN et al., 2010).

Nos Estados Unidos e em alguns países europeus a cirurgia robótica já é usada em larga escala (KALAN et al., 2010). Um estudo espanhol da implementação do robô em sistema público demonstrou vantagens (KALAN et al., 2010).

No Brasil, no estado de São Paulo, o Hospital Sírio-Libanês foi o pioneiro no uso da cirurgia robótica no país, recebeu em 2008 o sistema cirúrgico da Vinci[®], que custou cerca de R\$ 5 milhões e realizou mais de 200 operações (KALAN et al., 2010). Apesar do seu alto custo, a utilização ocorre em um número reduzido de instituições como hospitais particulares e públicos sendo que apenas quatro hospitais, localizados no estado de São Paulo: Hospital Sírio-Libanês, Hospital Albert Einstein, Hospital Santa Lúcia e Hospital Oswaldo Cruz, oferecem este serviço (HOSPITAL SANTA LÚCIA, 2011; HOSPITAL ISRAELITA ALBERT EINSTEIN, 2011; CONSELHO NACIONAL DE SECRETÁRIOS ESTADUAIS PARA ASSUNTOS DE CT&I, 2011).

Atualmente outros estados brasileiros como Santa Catarina, Paraná e, mais recentemente, na Bahia, procedimentos cirúrgicos deste tipo também são realizados

em Institutos Córdio Pulmonares. Novos robôs e possíveis melhorias nos existentes continuam sendo intensamente pesquisadas e desenvolvidas.

Inúmeros trabalhos têm focado ainda na confirmação experimental e melhora da capacidade dos robôs cirúrgicos executarem intervenções médicas e atuarem em aplicações clínicas tais como suturação autônoma (MOUSTRIS et al., 2011), robôs ortopédicos (DARUWALLA; COLLINS; MOORE, 2010), artroplastia total do quadril (PIRES et al., 2009; YANAGIHARA et al., 2007), e cirurgia laparoscópica (KANE; STEPP, 2010; DOUMERC et al., 2010; NORDENSTRÖM et al., 2011). A compensação de movimentos fisiológicos também tem sido destaque nas pesquisas mais recentes envolvendo robôs cirúrgicos principalmente no que tange as cirurgias cardíacas minimamente invasivas.

2.2 Cirurgia Minimamente Invasiva Roboticamente Assistida

A robotização é o futuro das cirurgias minimamente invasivas com inúmeras vantagens, as quais contribuem para a melhoria das técnicas cirúrgicas e, conseqüentemente, no aumento da velocidade de recuperação dos pacientes conforme consideram diversos autores (HAIDEGGER et al., 2009; SÁNCHEZ-MARTÍN et al., 2007; MOREIRA et al., 2011).

Este tipo de cirurgia tem sido explorado extensivamente em ginecologia e urologia e vem conquistando outras faculdades médico-cirúrgicas como cirurgias cardiovasculares, neurológicas, torácicas, pediátricas, renais e outras especialidades (HAIDEGGER et al., 2009; KYPSON; NIFONG; CHITWOOD, 2003; OSHIRO; FERNANDEZ-REPRESA, 2009; HAGEN et al., 2010; AL-BASSAM, 2010) incluindo estudos gastrointestinais e tratamentos de câncer (YOO et al., 2010; GASTRICH et al., 2011).

Em comparação com a cirurgia tradicional, muitas são as vantagens apresentadas para o lado do paciente, tais como, redução de dor e traumas, redução na perda de sangue e complicações no pós-operatório, reduzindo assim o tempo de recuperação e permanência no hospital. No lado do cirurgião, salienta-se o aumento dos graus de liberdade de movimentação das pinças²; e a eliminação do tremor do cirurgião, filtrado pelo sistema robótico e não transmitido para o campo operatório. Inclui-se ainda, o posicionamento mais ergonômico do cirurgião, tornando os possíveis erros causados pela fadiga menos prováveis e a possibilidade de remoção deste da sala cirúrgica, através da execução remota do procedimento operatório.

No entanto, desvantagens de uso do robô também são observadas. Do lado do cirurgião há o número de graus de liberdade reduzidos devido às restrições dos pontos de incisão, coordenação de olhos e mãos dissoante, sem realimentação de força e uma longa curva de aprendizado além dos altos custos para as instituições no que tange a aquisição dos equipamentos (LIANG et al., 2011; HAGN et al., 2008).

Sabe-se, entretanto, que muitos problemas ainda permanecem atualmente nas cirurgias minimamente invasivas roboticamente assistidas, pois muitas intervenções em partes do corpo, compreendendo o contato do robô com tecidos macios, envolvem a ocorrência de grandes deformações, resultando em grandes discrepâncias entre as imagens pré-operativas e as imagens intra-operativas.

²as quais são mais articuladas principalmente em suas extremidades (KIM et al., 2012) quando comparadas às pinças de CMI convencionais

Os problemas de contato com tecido macio, com ou sem auxílio de algoritmos de realimentação tátil ou auxílio gerado por processamento de imagens são citados em diversas áreas da medicina cirúrgica robotizada: a necessidade de medição de maciez dos tecidos cardíacos para identificar a posição do anel mitral, por este ser mais duro que o tecido ao redor (SHEN et al., 2012; KING et al., 2009); a dificuldade de identificação de tumores por tratarem-se de objetos duros em tecido macio e o desenvolvimento de técnicas gráficas para este propósito (YAMAMOTO et al., 2009) ou ainda a urgência por um método de controle para que o robô trabalhe com tecidos rígidos bem como ossos sem danificar os tecidos macios que os envolvem, em desenvolvimento (YANAGIHARA et al., 2007). E ainda, a ausência da sensação tátil proporcionada pelos robôs utilizados comercialmente na manipulação dos tecidos. Resultados demonstram (KING et al., 2009) que a adição de resposta tátil permite que o cirurgião aperte com menos força e pode melhorar o controle do sistema robótico e, conseqüentemente a manipulação de tecidos e outros objetos.

Neste sentido, homens e robôs trabalham de forma cada vez mais integrada, evidenciando a importância de mecanismos de prevenção de acidentes durante a interação homem-máquina.

O resultado de uma análise biomecânica dos danos nos tecidos macios do corpo humano, causados por processos de perfuração e corte (HADDADIN et al., 2011), evidenciaram a vulnerabilidade de órgãos, permitem afirmar que os mecanismos de detecção de colisão e reação são ferramentas capazes de minimizar/prevenir danos aos tecidos. Entretanto, estes mecanismos apresentam ainda a incapacidade do sistema de decidir quando uma força de interação com o robô está de acordo com o esperado para uma tarefa sendo executada ou representa um risco em potencial.

Levando-se em consideração as limitações de espaço, segurança humana e interações facilitadas entre robô e usuário, o uso de robôs em salas fechadas e em contato com pessoas são aspectos críticos em procedimentos médicos que ainda não compreendem as características de robôs industriais. Diferente destes últimos, os robôs cirúrgicos devem trabalhar em ambientes não estruturados, sujeitos a grandes diferenças individuais entre os pacientes sendo ainda, por este motivo que poucos robôs completamente automatizados são utilizados (HAIYANG et al., 2011) e precisam ainda ser leves e sensíveis, uma vez que o aumento da massa do robô influencia de forma direta na gravidade de possíveis acidentes (HADDADIN et al., 2010).

As cirurgias minimamente invasivas permitem o emprego da técnica de cirurgia coronária sem circulação extracorpórea (CEC), na qual o coração não precisa parar de bater para que a cirurgia seja realizada, resultando em uma recuperação mais rápida e menores riscos de sequelas permanentes e complicações pós-operatórias derivadas do uso da máquina coração-pulmão (BEBEK; CAVUSOGLU, 2007; DOMINICI; CORTESÃO; SOUSA, 2011; PINHO; CELULLARI, 2011).

2.3 Sistemas Robóticos Cirúrgicos

Conforme exposto na seção anterior, no final do século XX houve um incremento do uso da tecnologia computadorizada, na medicina e na cirurgia, e, conseqüentemente, o desenvolvimento de sistemas de cirurgia robótica. Dentre as empresas que se dedicaram a este assunto, destacaram-se a *Computer Motion, Inc.*[®] e a *Intuitive Surgical, Inc.*[®], que desenvolveram os sistemas cirúrgicos denominados comercialmente como ZEUS[®] e da Vinci[®], respectivamente, e tiveram grande aceitação na

área cirúrgica.

Considerando-se ainda um braço robótico como uma série de corpos rígidos em uma estrutura cinemática clássica de hastes (CRAIG, 2005), tais sistemas se encontram dentro da classificação de robôs de cadeia serial aberta.

2.3.1 Sistema Cirúrgico ZEUS/AESOP®

O ZEUS® foi um sistema robótico cirúrgico independente fabricado pela *Computer Motion*® de 1998 até 2003, quando esta foi adquirida pela *Intuitive Surgical*®, e o ZEUS® passou a compor o quarto braço do atual robô da Vinci® (DIMAI0; HANUSCHIK; KREADEN, 2011). O robô é composto por: 1. três braços montados na mesa cirúrgica, sendo um deles o chamado AESOP®, que é acionado por voz e é utilizado para segurar a câmara endoscópica; 2. uma estação de trabalho computadorizada com sistema de vídeo tridimensional; 3. uma tela de vídeo e 4. os controles manuais usados para mover os instrumentos cirúrgicos instalados na mesa (VALERO et al., 2011).

O sistema ZEUS® é capaz de realizar inúmeros procedimentos minimamente invasivos complexos, dentre eles as cirurgias cardíacas com coração batendo e cirurgias para colocação de ponte de safena na artéria coronária, bem como procedimentos na válvula mitral. Ainda, o robô é capaz de cirurgias telepresenciais de longa distância, tendo sido o pioneiro neste tipo de procedimento.

O sistema, Figuras (a), (b) e (c), possui inconveniências de uso como o grande tamanho e peso dos braços robóticos durante uma operação, que limitam o espaço em uma sala cirúrgica e podem colidir entre si durante a mudança dos trocares. Além disso, as imagens tridimensionais apenas podem ser visualizadas com óculos especiais, ocasionando, em alguns casos, mal estar para o médico, ou parecendo desfocadas caso o mesmo decidisse não usar os óculos (KALAN et al., 2010; VALERO et al., 2011).

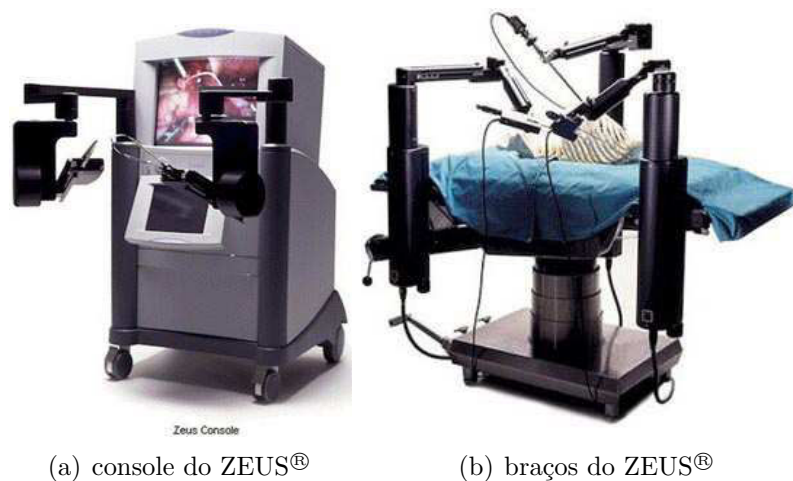


Figura 3: Sistema robótico ZEUS®.

2.3.2 Sistema Cirúrgico da Vinci®

O sistema cirúrgico da Vinci®, Figura 4 (INTUITIVE SURGICAL, 2012), é o sistema robótico mais empregado na prática cirúrgica (DIMAI0; HANUSCHIK; KREADEN, 2011).

Este sistema é usado na realização de cirurgias robóticas para diversas condições médicas como cânceres de bexiga, ginecológico, renal, de próstata, de garganta, de tireóide e colorretal; doenças da artéria coronária e nos rins, endometriose, obesidade, fibrose uterina sintomática e prolapso uterino. Em março de 2001, o FDA liberou seu uso para a aplicação geral não cardiorádica. Alguns meses depois, em junho de 2001, autorizou o uso para uma remoção laparoscópica radical da próstata e, finalmente, em julho do mesmo ano, aprovou o uso do da Vinci[®] como um instrumento endoscópico autônomo, para uso em procedimentos cirúrgicos abdominais por laparoscopia, além do uso em cirurgia cardíaca (VALERO et al., 2011).

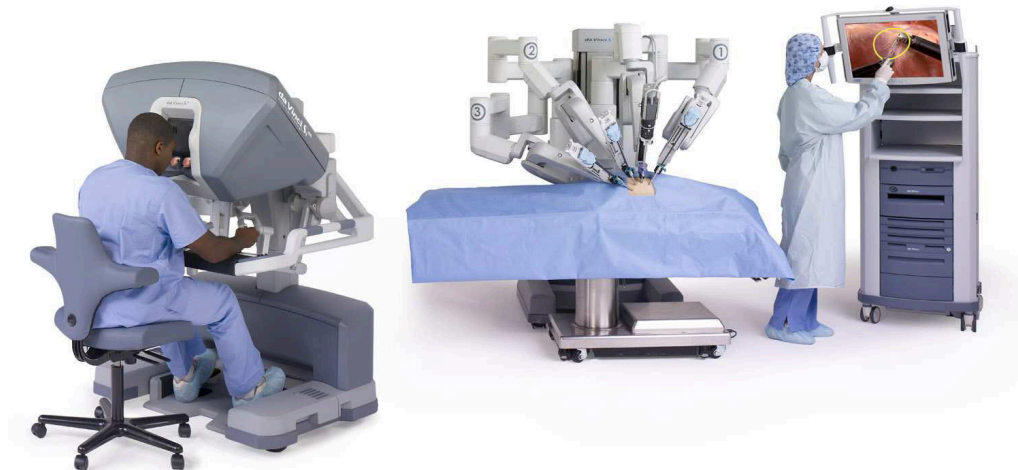


Figura 4: Sistema robótico da Vinci[®].

O Sistema da Vinci[®] compreende três componentes principais: um console para o cirurgião, um visor estéreo e um manipulador robótico composto por quatro braços montados em um carro.

O console é composto de dois controles manuais, que controlam os braços robóticos, um computador e um sistema de imagem tridimensional integrado. Quando o cirurgião apoia a cabeça no console, sensores de infravermelho detectam sua presença, ativando os controles manuais e, conseqüentemente, os braços robóticos. Este sistema serve como um dispositivo de segurança, pois os braços não são ativados sem a presença do usuário no console (KALAN et al., 2010).

Os sinais oriundos dos controles manuais para manipular os braços do robô são filtrados pelo computador para eliminar o tremor das mãos. Os instrumentos cirúrgicos imitam o movimento dos punhos das mãos por possuírem graus de liberdade suficientes, Figura 5 (GAIA, 2012). O da Vinci[®] possui visor endoscópico binocular sendo a imagem do campo cirúrgico projetada em duas telas sincronizadamente. Cada olho do cirurgião possui seu próprio campo de visão gerando uma sensação de tridimensionalidade, sem a necessidade de uso de um dispositivo adicional, diferentemente do que ocorre no caso no robô ZEUS[®] (KALAN et al., 2010).

No Brasil, este sistema tem sido amplamente usado nas cirurgias robóticas. No mundo, cerca de 600 robôs da Vinci[®] se encontram em operação. O alto nível de segurança do procedimento e a precisão garantida pelo robô proporcionam grandes benefícios aos pacientes, tais como, cortes menores, recuperação rápida, diminuição das dores e complicações pós-cirúrgicas (GYUNG; INDERBIR, 2001).

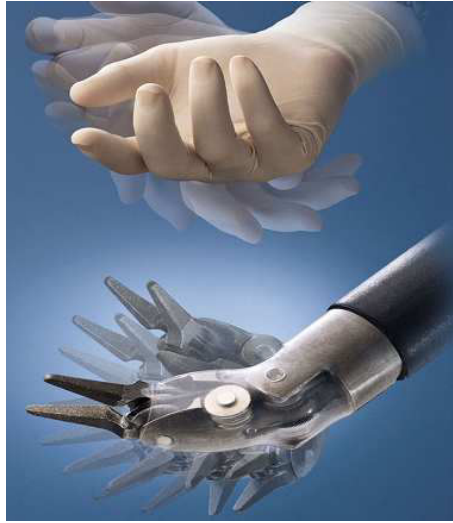


Figura 5: Graus de liberdade das pinças cirúrgicas.

Dentre as limitações deste sistema estão braços robóticos grandes e obstrusivos, tornando sua operação dificultada em salas de operação, pois frequentemente levam a colisões e seu tamanho e peso dificultam sua manipulação/transporte dentro de um hospital ou na sala de operação quando são necessárias as operações de configuração/manutenção (KALAN et al., 2010).

O sistema requer ainda um grande número de conexões delicadas situadas no interior da sala de cirurgia, possibilitando a ocorrência de acidentes ou danos ao robô. Além disso, as intervenções, tais como ressecção intestinal, na qual pode ser necessário o acesso a mais de um quadrante abdominal, exige a montagem e desmontagem dos braços robóticos durante o ato operatório, o que implica no aumento da duração da operação (GYUNG; INDERBIR, 2001). A necessidade de realimentação tátil também constitui uma desvantagem, sendo compensada por aumento na informação visual (HAIDEGGER et al., 2009).

Dentre os principais instrumentos deste robô encontram-se instrumentos de cauterização elétricos, forceps, direcionadores de agulhas, retratores dentre outros (INTUITIVE SURGICAL, 2012).

2.4 Cirurgia Cardíaca Roboticamente Assistida

Médicos e especialistas em cirurgias minimamente invasivas, vêm utilizando estas intervenções que estão mudando a face da medicina. Estas cirurgias são feitas com incisões cada vez menores, algumas de meio centímetro, no tamanho exato para a introdução de uma câmera e pinças para o trabalho no interior do corpo.

Neste trabalho, trata-se de um procedimento médico-cirúrgico de alta complexidade, elaborado com o auxílio de um robô e uma equipe de cirurgia cardíaco-vascular. Tal procedimento pode ser aplicado na correção da valvopatia mitral, aórtica e tricúspide; na correção cirúrgica da fibrilação atrial; na correção da comunicação interatrial, na ressecção de tumores intracardíacos e em alguns casos de revascularização do miocárdio, reparo ou troca das válvulas cardíacas e cirurgias de correção de problemas na aorta e de defeitos congênitos.

Nesta técnica minimamente invasiva, vídeo-assistida, a incisão é realizada entre

as costelas, reduzindo a incisão convencional de 23 cm, ilustrada na Figura 6(a) (GAIA, 2012), para algo entre 6 e 8 cm (BEBEK; CAVUSOGLU, 2007), Figura 6(b) (GAIA, 2012), não sendo mais necessária a abertura do osso esterno para o posicionamento das ferramentas cirúrgicas, como na cirurgia convencional, Figura 6(c) (INTUITIVE SURGICAL, 2012). Esta inovação no procedimento de incisão representa um avanço no tempo de recuperação do paciente. O ato cirúrgico consiste em abordar o coração por meio de pequenas incisões no tórax, associadas ao uso de um sistema de vídeo para captura de imagens intratorácicas, de alta definição e ampliadas, sem que seja feito o manuseio direto do órgão.

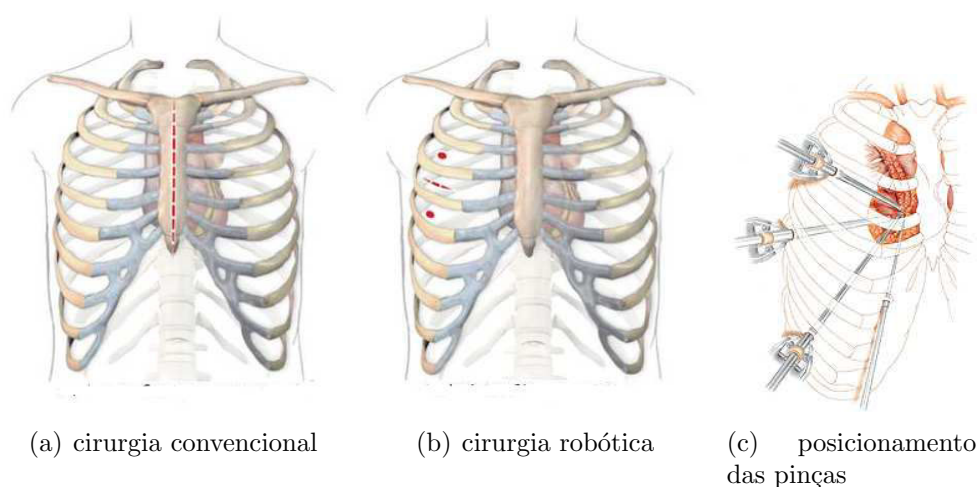


Figura 6: Comparação das incisões.

Os robôs comerciais ZEUS[®] e da Vinci[®], da *Intuitive Surgical, Inc.*[®], são os mais utilizados atualmente neste tipo de procedimento. Porém, não permitem que seja realizada uma cirurgia cardíaca com funcionalidades de rastreamento autônomo dos movimentos do coração e da respiração, limitando-se a realizar procedimentos cirúrgicos cardíacos, com/sem CEC, apenas com o uso de estabilizadores passivos, quando o coração tem seus movimentos inibidos por atuadores mecânicos (BEBEK; CAVUSOGLU, 2007).

Em maio de 2000, o robô da Vinci[®] foi utilizado para realizar a primeira correção cirúrgica de valva mitral, nos Estados Unidos da América (CHITWOOD; NIFONG, 2000). No Brasil, o uso deste sistema robótico foi iniciado no Hospital Israelita Albert Einstein, em São Paulo, agregando maior precisão e segurança aos procedimentos (HOSPITAL ISRAELITA ALBERT EINSTEIN, 2011).

No domínio das cirurgias cardíacas minimamente invasivas, os batimentos cardíacos e a respiração representam duas importantes fontes de perturbação para os movimentos do cirurgião, dependendo da habilidade deste a compensação desses movimentos para obter acurácia durante o procedimento cirúrgico, especialmente para procedimentos de precisão como inserções de agulha e suturações (DOMINICI; CORTESÃO; SOUSA, 2011).

O acréscimo de funções dedicadas à assistência ao médico cirurgião como a compensação de movimentos podem reduzir o tempo de duração destas cirurgias bem como aumentar a segurança para o paciente através do uso de restrições virtuais, acesso aos tecidos de forma correta e supervisão das forças de manipulação (HAGN et al., 2008; SHEN et al., 2012; YENIARAS et al., 2011). Muitas contribuições

têm sido elaboradas para superar as dificuldades de compensação dos movimentos relativos do coração e da respiração com auxílio de processamento de imagens (LI et al., 2011; YUEN et al., 2010; REN et al., 2008) como o sistema assistente robótico atuado pneumaticamente usando o braço *Innomotion* proposto em (LI et al., 2011) para a troca de válvula aórtica em um coração batendo sob a guia de imagem por ressonância magnética em tempo real.

2.5 Aplicação de Técnicas de Controle na Cirurgia Cardíaca Roboticamente Assistida

Nesta seção serão apresentados os principais trabalhos desenvolvidos utilizando técnicas de controle em cirurgia robótica cardíaca.

Sistemas de controle realimentados podem ser divididos em sistemas de movimento grosseiro, para os quais o objetivo principal é alcançar uma posição final para o TCP - Ponto Central da Ferramenta, e sistemas de movimento fino (GORINEVSKY; FORMALSKY; SHNEIDER, 1997), nos quais a posição do TCP do manipulador deve ser precisamente ajustada em relação ao ambiente. Movimentos grosseiros geralmente são rápidos e apresentam grandes amplitudes, enquanto que movimentos finos tendem a ser menores e mais lentos que os primeiros.

Neste contexto, os movimentos executados por robôs para cirurgias roboticamente assistidas, em especial as minimamente invasivas, são categorizados como movimentos finos, devendo incluir para tanto, a necessidade de uma ação de controle que compreenda, além do controle de posição, a informação de força, aumentando a precisão do sistema de controle sem a necessidade de aumentar as restrições do controlador de posição e conferindo ao controlador a habilidade de regular a força de interação entre o manipulador e o ambiente. No caso de cirurgias, esta habilidade serve principalmente para evitar danos aos tecidos com os quais o robô entra em contato haja vista a grande quantidade de tecidos macios que compõe o ambiente cirúrgico.

Um exemplo de cirurgia em que o TCP do robô deve seguir o movimento de um ponto de interesse (POI) na superfície do coração, carregando um instrumento cirúrgico como uma pinça, é a cirurgia de revascularização onde o coração permanece batendo. Nesta operação, artérias e veias são ligadas diretamente às artérias coronárias na superfície do coração. Desta forma, o fluxo sanguíneo é restabelecido para áreas que sofrem falta de irrigação. Para tanto, os cirurgiões usam um sistema de estabilização de tecido para imobilizar a região de interesse do coração. Este tipo de cirurgia apresenta vantagens sobre a cirurgia de revascularização do miocárdio realizada com CEC, i.e. com o coração parado, pois pode reduzir os efeitos colaterais em certos tipos de pacientes (MEDTRONIC, 2013).

Para trabalhar com o coração batendo, o cirurgião precisa usar um sistema de estabilização para manter o coração fixo. O sistema de estabilização consiste de um posicionador de coração e um estabilizador de tecido. O posicionador de coração guia e mantém o coração em uma posição que fornece o melhor acesso às artérias bloqueadas. O estabilizador de tecido mantém uma pequena região do coração parada enquanto o cirurgião trabalha nele (MEDTRONIC, 2013), conforme ilustrado na Figura 7 (INTUITIVE SURGICAL, 2012).

Um estabilizador ativo dos movimentos do coração foi proposto em (BACHTA et al., 2011) consistindo de um estabilizador atuado piezoelectricamente para reduzir



Figura 7: Sistema de estabilização para manter o coração fixo e pinças.

os movimentos residuais do coração em um grau de liberdade, usando controlador H infinito com uma câmera de alta velocidade para capturar deslocamentos verticais. Ginhoux (GINHOUX et al., 2005) utilizou um algoritmo de controle *feedforward* baseado em modelo preditivo e observadores adaptativos.

A estimativa *feedforward* também foi utilizada em um controlador de força incorporando o tecido cardíaco, desenvolvido por (YUEN et al., 2010), identificando as forças de interação com o tecido cardíaco nas estruturas internas do coração através de ultrassonografia 3D.

Assim, a integração da informação de força ao controlador propicia muitas vantagens, tais como permitir a manipulação facilitada e robusta de tecidos e superfícies não mapeadas, a interação homem-máquina mais segura e a possibilidade de faculdades táteis mesmo quando o médico não está em contato direto com o paciente.

No trabalho de Haidegger (HAIDEGGER et al., 2009) foi feita uma introdução à cirurgia robótica e aos conceitos básicos de controle de força em uma revisão dos diferentes algoritmos e paradigmas de controle para sistema de intervenção.

Nas cirurgias, o controle de força tem sido usado na implementação de sistemas teleoperados, onde o cirurgião pode operar o paciente remotamente. Em sistemas com interface háptica, a qual confere a possibilidade de percepção da interação do manipulador com os tecidos macios através da realimentação da força de reação para as mãos do usuário, ocorre a melhora do desempenho do médico (KIM et al., 2012), permitindo que o cirurgião exerça menos força durante a manipulação de tecidos e outros objetos na cirurgia (KING et al., 2009) ou ainda, possibilitando a rejeição das forças resultantes de perturbações causadas por movimentos fisiológicos (HAIDEGGER et al., 2009; KING et al., 2009), como é o caso dos movimentos do coração e da respiração.

Um dos maiores desafios para o uso de técnicas de controle em cirurgias cardíacas minimamente invasivas está na modelagem do movimento do coração visto que o manipulador não deve ser tratado como um sistema isolado, e sim como um objeto mecanicamente acoplado com o objeto a ser manipulado (HOGAN, 1985).

Os algoritmos de controle de força utilizados para aplicações médicas, usam um modelo elástico básico que são pouco realistas na representação da interação do robô com um tecido macio.

Moreira (MOREIRA et al., 2011), desenvolveu uma proposta para melhorar o desempenho e a robustez de um esquema de controle de força. Adotou um modelo mais realístico para o tecido vivo, melhorando a interface robô-paciente. Para

aumentar o desempenho dos controladores de força em contato com tecido macio, melhorando assim o uso de robôs em procedimentos cirúrgicos, três modelos viscoelásticos e um modelo elástico foram comparados, sendo avaliados *in vitro*. Baseado em um modelo com parâmetros estimados foi desenvolvido um controle de força e, por meio de simulações, foram realizadas avaliações de desempenho do controlador proposto que se mostraram satisfatórias.

Para o desenvolvimento deste trabalho foram estudados robôs cirúrgicos de controle cooperativo (NIEMEYER; PREUSCHE; HIRZINGER, 2008). O controle cooperativo é frequentemente usado em procedimentos minimamente invasivos (MOUS-TRIS et al., 2011; QUEIRÓS; CORTESÃO; SOUSA, 2010; DOMINICI; CORTESÃO; SOUSA, 2011; CHEN; PHAM; REDARCE, 2009). Outro tópico de importância é o controle com realimentação de posição e força para a compensação dos movimentos do coração e da respiração durante um procedimento cirúrgico na superfície do músculo cardíaco.

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo apresenta-se conceitos fundamentais de modelagem de manipuladores, modelagem do miocárdio e controle de manipuladores. Tais conceitos são utilizados para a determinação do sistema de controle proposto para o controle da pinça na CMI.

3.1 Modelagem

Nesta Seção, o modelo de um manipulador de 2GDL é apresentado. O comportamento do tecido do coração é modelado a fim de determinar a relação entre força e deslocamento no POI. Finalmente, as técnicas de controle utilizadas no trabalho são descritas.

3.1.1 Modelagem do Manipulador

Na análise do sistema, convencionou-se a para efeito de simplificação a utilização de um robô de 2 GDL. Apresenta-se as principais equações de cinemática e dinâmica¹.

O robô manipulador utilizado é mostrado na Figura 8. Trata-se de um manipulador de dois graus de liberdade com hastes rígidas. A cada junta associou-se um eixo de coordenadas (eixos das juntas 1 e 2). Um sistema ortonormal de coordenadas localizadas na base do braço constitui o referencial inercial do manipulador, relativamente ao qual se referem as coordenadas X , Y e Z que descrevem a posição do TCP. Todas as juntas consistem em juntas de revolução, garantindo maior flexibilidade de movimentos sendo o manipulador capaz de duas rotações θ_1 e θ_2 em torno do eixo X , conforme mostrado na Figura (8), modificada de (HENRIQUES, 2001).

¹para maiores detalhes, consultar referências (CRAIG, 2005; SCIAVICCO; SICILIANO, 2005; SPONG; HUTCHINSON; VIDYASAGAR, 2006)

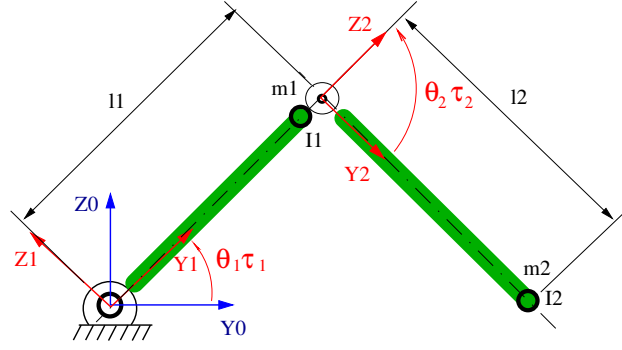


Figura 8: Manipulador robótico de juntas rotacionais com 2 GDL.

A posição da origem da ferramenta coincide com o POI, e os tamanhos associados ao manipulador são dados conforme mostrado na Figura 8.

3.1.1.1 Modelo cinemático do robô

O modelo cinemático direto do robô é obtido a partir da definição dos parâmetros de Denavit-Hartenberg, mostrados na Tabela 1.

Tabela 1: Parâmetros de Denavit-Hartenberg

Haste i	α_i	a_i	d_i	θ_i
1	0	l_1	0	θ_1
2	0	l_2	0	θ_2

A partir da informação dos elementos da Tabela 1 pode-se obter a matriz de transformação que relaciona o sistema de coordenadas do TCP ao sistema de coordenadas da base do robô. Nesta tabela, $[\alpha_i]$ representa o ângulo de Z_{i-1} a Z_i medido em relação a X_i , $[a_i]$ é a distância do eixo Z_{i-1} a Z_i medido ao longo de X_i , $[\theta_i]$ ângulo da i -ésima junta e $[d_i]$ distância do eixo X_{i-1} a X_i medido ao longo de Z_{i-1} . Os termos l_1 e l_2 são os comprimentos das hastes 1 e 2, respectivamente.

As equações da cinemática do sistema são representadas pelas Equações (1) e (2), das quais originam-se as equações da cinemática inversa, determinando-se θ_1 e θ_2 . s_i representa o $\text{sen}(\theta_i)$, c_i o $\text{cos}(\theta_i)$, s_{ij} e c_{ij} representam o $\text{sen}(\theta_i + \theta_j)$ e o $\text{cos}(\theta_i + \theta_j)$, para $i, j = 1, 2$.

$$y = l_1 c_1 + l_2 c_{12} \quad (1)$$

$$z = l_1 s_1 + l_2 s_{12} \quad (2)$$

e, portanto,

$$y^2 + z^2 = l_1^2 + l_2^2 + 2l_1 l_2 c_2 \quad (3)$$

assim, c_2 é definido pela Equação(4).

$$c_2 = \frac{y^2 + z^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \quad (4)$$

Destas duas últimas equações obtém-se θ_2 :

$$\theta_2 = \text{atan2}(\pm\sqrt{1 - c_2^2}, c_2)$$

Tendo-se θ_2 , define-se $k_1 = l_1 + l_2 c_2$ e $k_2 = l_2 s_2$. Reescrevendo-se as Equações (1) e (2) na forma das Equações (5) e (6):

$$k_1 c_1 - k_2 s_1 = x \quad (5)$$

$$k_1 s_1 + k_2 c_1 = y \quad (6)$$

e definindo-se $\gamma = \text{atan2}(k_2, k_1)$, obtem-se a Equação (7), para θ_1

$$\theta_1 = \text{atan2}(y, x) - \gamma \quad (7)$$

3.1.1.2 Modelo dinâmico do robô

Para as equações dinâmicas do robô, por simplicidade, assume-se:

1. As massas m_1 e m_2 são pontuais e se concentram na extremidade das hastes e, portanto, os tensores de inércia das hastes em relação ao sistema inercial c com origem no centro de massa são nulos;
2. As forças atuantes no TCP são nulas;
3. A base do manipulador está em repouso e é onde se localiza o sistema de coordenadas da base, $\{0\}$;
4. São incluídas as forças gravitacionais no modelo.

Assim, tem-se as grandezas que compõe o modelo das equações recursivas de Newton-Euler (CRAIG, 2005), conforme as Equações (8) a (14).

$$I_1^{c_1} = 0 \quad (8)$$

$$I_2^{c_2} = 0 \quad (9)$$

$$f_3 = 0 \quad (10)$$

$$n_3 = 0 \quad (11)$$

$$\omega_0 = 0 \quad (12)$$

$$\dot{\omega}_0 = 0 \quad (13)$$

$$\dot{v}_0^0 = \begin{bmatrix} 0 \\ g \\ 0 \end{bmatrix} \quad (14)$$

Onde $I_1^{c_1}$ e $I_2^{c_2}$ são os tensores de inércia das hastes 1 e 2 do robô descritos em relação ao centro de massa de cada haste, f_3 e n_3 são a força e o torque atuando no TCP, ω_0 e $\dot{\omega}_0$ são, nesta ordem, a velocidade e a aceleração angulares, v_0^0 é a

aceleração linear relativa do ponto $\{0\}$ relativo ao sistema $\{0\}$ e g é a aceleração da gravidade.

Aplicando-se a metodologia de Newton-Euler simbolicamente para θ , $\dot{\theta}$ e $\ddot{\theta}$, pode-se calcular os torques das juntas como funções de seus ângulos, sua velocidade e aceleração angulares, dados pelas Equações (15) e (16)

$$\begin{aligned} \tau_1 = m_2 l_2^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 l_1 l_2 c_2 (2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + (m_1 + m_2) l_1^2 \ddot{\theta}_1 - m_2 l_1 l_2 s_2 \dot{\theta}_2^2 \\ - 2m_2 l_1 l_2 s_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + m_2 l_2 g c_{12} + (m_1 + m_2) l_1 g c_1 \end{aligned} \quad (15)$$

$$\tau_2 = m_2 l_1 l_2 c_2 \ddot{\theta}_1 + m_2 l_1 l_2 s_2 \dot{\theta}_1^2 + m_2 l_2 g c_{12} + m_2 l_2^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \quad (16)$$

É conveniente expressar as equações dinâmicas do manipulador em uma única equação que mostra a estrutura das equações. O modelo dinâmico de um robô manipulador de n juntas pode ser representado no espaço das juntas pela Equação (17).

$$\tau = M(\theta)\ddot{\theta} + B(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) \quad (17)$$

Onde θ é a variável das juntas, obtida por cinemática inversa, $M(\theta) \in \mathfrak{R}^{n \times n}$, $M(\theta) = M^T(\theta) > 0$, é a matriz de inércia, $B(\theta, \dot{\theta}) \in \mathfrak{R}^n$ é a matriz das forças centrífugas e de Coriolis, $G(\theta) \in \mathfrak{R}^n$ é o vetor dos torques gravitacionais e τ é o vetor dos torques generalizados que atuam no robô.

Na Equação (17) despreza-se os efeitos dos torques devido a fricção encontrados em manipuladores reais. Assim, a estrutura das matrizes que compõe o modelo dinâmico reduz-se às Equações (18) a (20).

$$M(\theta) = \begin{bmatrix} m_2 l_2^2 + 2m_2 l_1 l_2 c_2 + (m_1 + m_2) l_1^2 & m_2 l_2^2 + m_2 l_1 l_2 c_2 \\ m_2 l_2^2 + m_2 l_1 l_2 c_2 & m_2 l_2^2 \end{bmatrix} \quad (18)$$

$$B(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} -m_2 l_1 l_2 s_2 (\dot{\theta}_2^2 + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \\ m_2 l_1 l_2 s_2 \dot{\theta}_1^2 \end{bmatrix} \quad (19)$$

$$G(\theta) = \begin{bmatrix} m_2 l_2 g c_1 + \theta_2 + (m_1 + m_2) l_1 g c_1 \\ m_2 l_2 g c_1 + \theta_2 \end{bmatrix} \quad (20)$$

A partir do Jacobiano, é possível estabelecer a relação entre o vetor de forças aplicadas pelo TCP e os torques nas juntas. Assim, o vetor dos torques das juntas, τ , é escrito como uma função da configuração do manipulador e da força aplicada no TCP, conforme a Equação (21), onde f_y e f_z são as forças nas direções Y e Z , respectivamente e J^T é a transposta do Jacobiano, dada pela matriz da Equação (22). Desta forma, pode-se relacionar os deslocamentos angulares da Equação (17) às forças exercidas nas direções Y e Z através do uso das equações da cinemática, obtendo-se então uma relação entre estas direções e as forças f_y e f_z .

$$\tau = J^T \begin{bmatrix} f_y \\ f_z \end{bmatrix} \quad (21)$$

$$J^T = \begin{bmatrix} l_1 s_2 & l_2 + l_1 c_2 \\ 0 & l_2 \end{bmatrix} \quad (22)$$

Tais relações foram utilizadas nos sistemas de controle de posição e de força desenvolvidos nas Seções seguintes. O sistema de controle híbrido de posição/força utilizou uma simplificação do modelo dinâmico do robô da Equação (17), cujo comportamento é de natureza não linear, representada por meio do modelo de duas juntas rotativas desacopladas, constituindo um modelo linearizado, cuja equação dinâmica para cada junta é representada pela Equação (23). Utilizou-se como base para a parametrização sistemática dos termos desta equação as expressões propostas em (ROSÁRIO, 2005), porém assumiu-se que os motores das juntas 1 e 2 são idênticos.

$$\tau = J_m \ddot{\theta}_i + B_m \dot{\theta}_i \quad (23)$$

sendo J_m o momento de inércia combinado da carga e da armadura do motor, Equação(24) e B_m o atrito viscoso total sobre o eixo de saída do motor, Equação (25).

$$J_m = m_2 l_1 l_2 + \frac{1}{3} m_2 l_2^2 c_2 \quad (24)$$

$$B_m = \frac{1}{3} m_2 l_2^2 \theta_2 s_2 \quad (25)$$

As equações apresentadas serão utilizadas no próximo Capítulo, no modelo de simulação.

3.1.2 Modelagem do Tecido do Coração

Nesta seção apresenta-se a modelagem da membrana que envolve o tecido do coração utilizando-se o modelo de tecido viscoelástico de Kevin-Boltzmann conforme empregado em Moreira (MOREIRA et al., 2012). Dada sua característica de material ativo, não-linear, anisotrópico e viscoelástico (SERMESANT; DELINGETTE; AYACHE, 2006), o tecido cardíaco não é exatamente representado por modelos elástico-lineares, tendo sido o modelo de Kevin-Boltzmann aquele que apresentou os resultados mais realistas, com a resposta dinâmica mais próxima da experimental, dentre outros modelos viscoelásticos estudados em Moreira (MOREIRA et al., 2011).

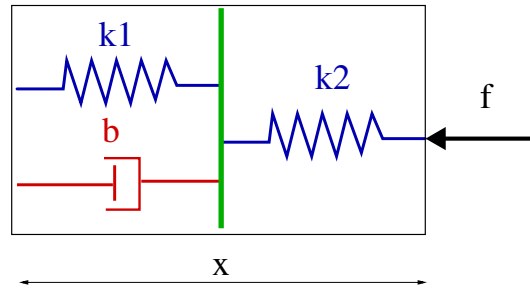


Figura 9: Modelo Kevin-Boltzmann para materiais viscoelásticos.

Neste modelo, o tecido do músculo cardíaco comporta-se como um sistema massa-mola-amortecedor, sendo composto por uma mola e um amortecedor em paralelo entre si e uma mola em série, conforme a Figura (9). Seja f a força do TCP do robô em contato com o tecido no POI, x o deslocamento, k_1 e k_2 os coeficientes de rigidez e b o coeficiente de amortecimento viscoso, a expressão que relaciona a força

de interação entre o tecido do coração com o TCP do robô aos deslocamentos na superfície do coração no espaço tridimensional é expressa pela Equação (26),

$$f(t) = \alpha \dot{x}(t) + \beta x(t) - \gamma \dot{f}(t) \quad (26)$$

onde a força de interação depende dos deslocamentos, da velocidade dos deslocamentos e da derivada da força interação. O TCP do robô permanece em contato com o POI, específico do coração, sem que ocorra torção durante as medidas de força, portanto é razoável assumir que as medidas de força para as 3 direções de deslocamento são desacopladas.

Os parâmetros α, γ e β estão relacionados com a viscosidade e a rigidez do tecido e, de acordo com Moreira (MOREIRA et al., 2012), são constantes definidas como:

$$\alpha = b \frac{k_2}{k_1 + k_2}$$

$$\beta = \frac{k_1 k_2}{k_1 + k_2}$$

$$\gamma = \frac{b}{k_1 + k_2}$$

3.2 Técnicas de Controle

Em aplicações que envolvem a utilização de robôs manipuladores aplicados em soldagem, manipulação de objetos, corte a jato d'água, etc, normalmente são utilizadas técnicas de controle para garantir que as trajetórias de referência a serem seguidas pelo TCP do manipulador tenham o erro anulado ou minimizado. Dentre as mais simples estão as de controle de posição, controle de força e a fusão destas.

Num ambiente conhecido, as posições desejadas e as trajetórias podem ser descritas com alta exatidão. Em muitos casos, quando o robô está em contato com uma superfície macia como é o caso dos órgãos, a informação da força de interação exercida neste contato é necessária a fim de que o robô controle a força exercida sobre a superfície, sem que os limites de segurança sejam ultrapassados.

Na Figura 10 (BAZANELLA; SILVA, 2005) apresentam-se os componentes mínimos de um sistema de controle.

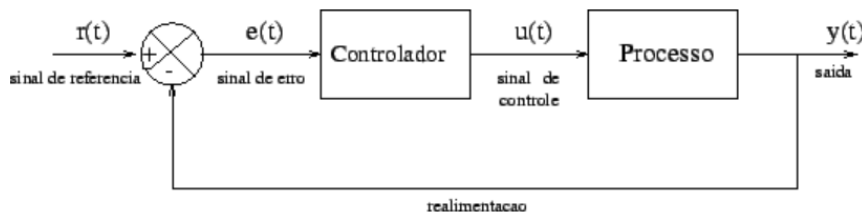


Figura 10: Controle em malha fechada.

A seguir apresentam-se os controladores de posição e de força e o controlador híbrido a ser implementado neste trabalho.

3.2.1 Controle de Posição

O problema de controle de manipuladores apresenta-se como um problema de controle do tipo MIMO, *multi-input, multi-output*. Para fins de simplificação pode-se aproximar o sistema de controle do manipulador a n sistemas SISO, *single-input, single-output*, tratando-se cada junta como um sistema a ser controlado independente (CRAIG, 2005). Assim, cada junta possui um controlador independente, configuração esta adotada por grande parcela dos robôs industriais.

A estratégia adotada de controle independente por juntas considera a utilização de um controlador PID - proporcional, integral e derivativo, de posição para cada junta, conforme apresentado no diagrama de blocos da Figura (11).

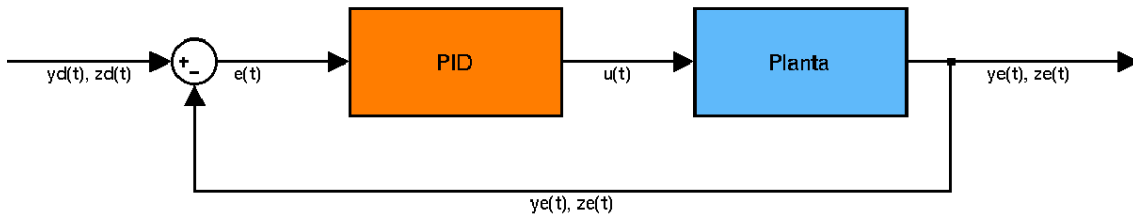


Figura 11: Diagrama de blocos do controlador de posição PID.

Um sistema que possua apenas o controle proporcional apresenta pouca margem de ganho estável, sendo por este motivo considerado um controlador de pouca robustez. A ação de controle integral faz o controlador eliminar o erro residual, como por exemplo um distúrbio do tipo torque, gerando um torque que compense este erro (OGATA, 2010), porém apresenta efeito desestabilizador, que é compensado pela ação de controle derivativa, a qual aumenta a estabilidade relativa e a rapidez da resposta do sistema (BAZANELLA; SILVA, 2005).

O controlador com ação de controle proporcional, integral e derivativa pode ser representado no domínio do tempo pela Equação (27)

$$x(t) = K_P(x_d(t) - x_e(t)) + K_D(\dot{x}_d(t) - \dot{x}_e(t)) + K_I \int (x_d(t) - x_e(t))dt \quad (27)$$

sendo $x(t)$ o sinal de controle, K_P o ganho proporcional, K_I o ganho integral, K_D o ganho derivativo, x_d a posição desejada, x_e a posição atual do TCP e \dot{x}_d, \dot{x}_e suas respectivas derivadas.

3.2.2 Controle de Força

Controladores de força podem ser usados como uma fonte de informação da posição atual do TCP do robô em relação ao ambiente, como ocorre no caso do controle de impedância (SPONG; HUTCHINSON; VIDYASAGAR, 2006), porém a tarefa que envolve a interação robô-coração, não apenas requer que o robô mova-se seguindo a trajetória desejada, mas também, que interaja com o ambiente dinâmico do coração.

A força externa atuante no robô, durante o contato do TCP com o coração é resultante da deformação do tecido macio da superfície do coração que impõe uma restrição de posição natural ao TCP de penetrar a superfície gerando uma força de reação. Pode-se interpretar esta afirmação da comparação da Equação (17) e da Equação (26).

Por analogia do modelo de Kevin-Boltzmann com o sistema massa-mola, Figuras 12(a) e (b) (CRAIG, 2005), respectivamente, pode-se considerar a aplicação da mesma estrutura do controle de força aplicado a um sistema massa-mola para o modelo de Kevin-Boltzmann, conforme o diagrama de blocos da Figura 14, modificada de (CRAIG, 2005).

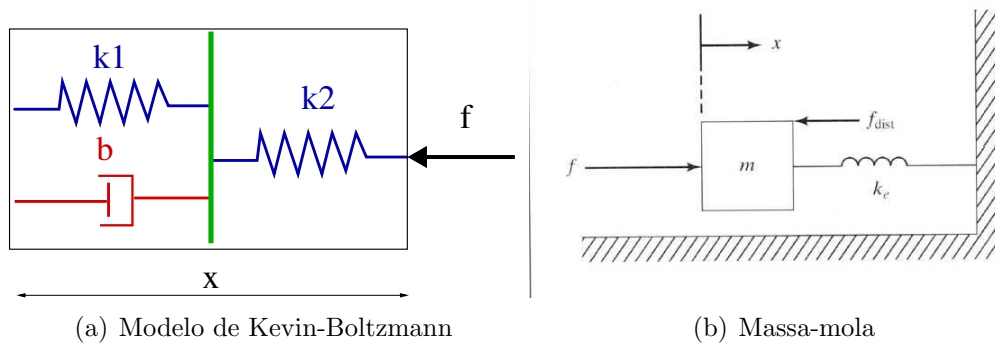


Figura 12: Analogia dos modelos.

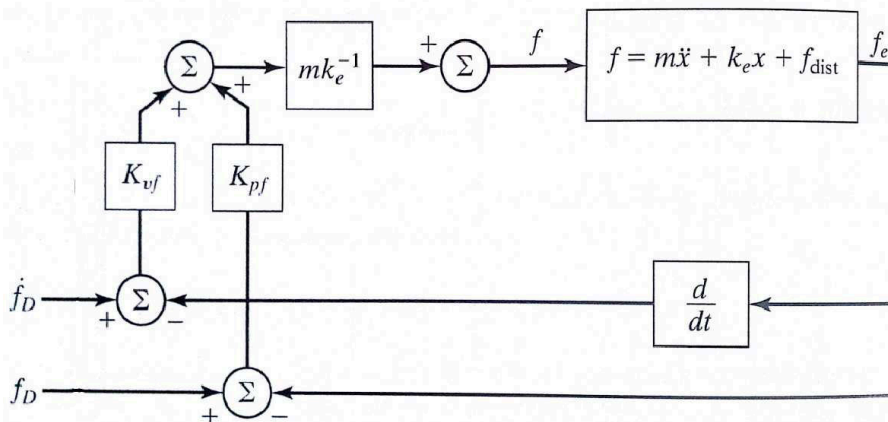


Figura 13: Sistema de controle para o sistema massa-mola.

cuja lei de controle é dada pela Equação(28). Neste trabalho utilizou-se uma lei de controle modificada dada pela Equação(29), cujo diagrama de blocos é apresentado pela Figura 14.

$$f(t) = k_e^{-1}m(K_{vf}(\dot{f}_d(t) - \dot{f}_e(t)) + K_{pf}(f_d(t) - f_e(t))) \quad (28)$$

$$f(t) = K_{Pf}J^T(f_d(t) - f_e(t)) + K_{Df}J^T(\dot{f}_d(t) - \dot{f}_e(t)) \quad (29)$$

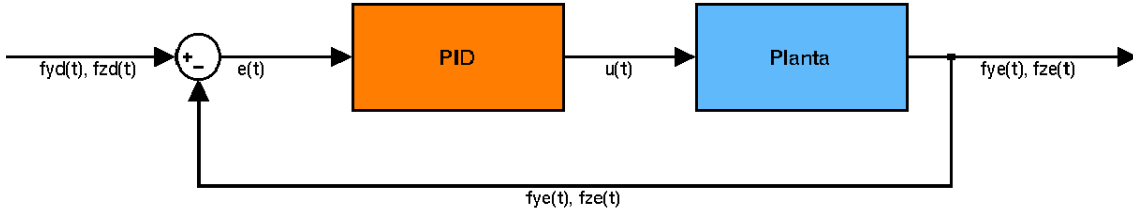


Figura 14: Sistema de controle de força.

Relacionando-se os ganhos das funções de transferência dos modelos representados nas Figuras 12(a) e (b) pode-se aplicá-los como apresenta-se na Equação (29).

3.2.3 Sistema de Controle Híbrido de Posição/ Força

O controle híbrido é utilizado quando a posição e a força exercida pelo TCP no ambiente devem ser controladas simultaneamente. O algoritmo é capaz de controlar a posição do robô enquanto o ambiente impõe restrições naturais de força.

No controle híbrido, a força de contato com o coração e a posição do efetuador não podem ser independentemente controlados porém o espaço de estados pode ser dividido em dois subespaços, sendo que em um atuará o controlador de posição e no outro, o controlador de força.

O diagrama de blocos do controlador híbrido é mostrado na Figura 15 e a lei de controle deste sistema é dada conforme a Equação (30).

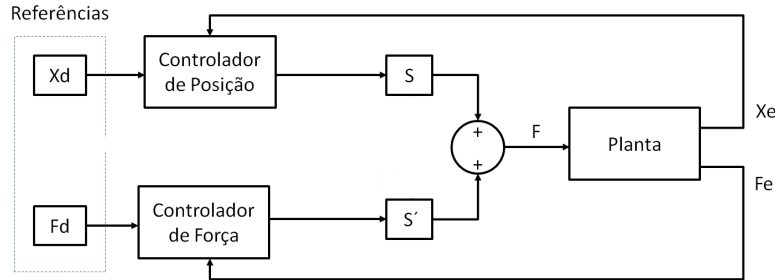


Figura 15: Diagrama de blocos do Controlador Híbrido de Posição/Força

$$u(t) = K_P J^{-1} S(x_d(t) - x_e(t)) + K_D J^{-1} S(\dot{x}_d(t) - \dot{x}_e(t)) + K_I \int (x_d(t) - x_e(t)) dt + K_{Pf} J^T (I - S)(f_d(t) - f_e(t)) + K_{Df} J^T (I - S)(\dot{f}_d(t) - \dot{f}_e(t)) \quad (30)$$

Uma matriz diagonal S é usada para arbitrar quais graus de liberdade são controlados pelo controlador de posição e quais pelo controlador de força de acordo com as restrições impostas pelo sistema. As matrizes S e S' são complementares, visto que cada grau de liberdade apresenta uma restrição, seja esta uma componente de velocidade ou de força (SCIAVICCO; SICILIANO, 2005; CRAIG, 2005). Assim, de acordo com a configuração de S , desde que esta seja adequadamente escolhida, existem tantos componentes de posição sendo controlados quantos graus de liberdade estejam sendo controlados no manipulador.

Os resultados deste Capítulo levaram à elaboração do Capítulo a seguir referente às simulações dos sistemas apresentados e à análise de seus respectivos resultados.

4 SIMULAÇÃO E RESULTADOS

O objetivo deste capítulo é apresentar os testes e simulações executadas ao longo do desenvolvimento do trabalho. Apresentam-se a sequência utilizada como base para o desenvolvimento da metodologia e os resultados obtidos.

4.1 Procedimentos adotados

O procedimento para o desenvolvimento de controladores híbridos de posição/força utilizando-se o manipulador robótico envolve as seguintes etapas, conforme a Figura 16:

1. Análise das curvas de deslocamento na superfície do coração.
2. Modelagem do robô manipulador
 - (a) Modelagem cinemática
 - (b) Modelagem dinâmica
3. Modelagem do tecido do coração
4. Implementação dos controladores
 - (a) Controle de posição
 - (b) Controle de força
 - (c) Controle híbrido de posição/força

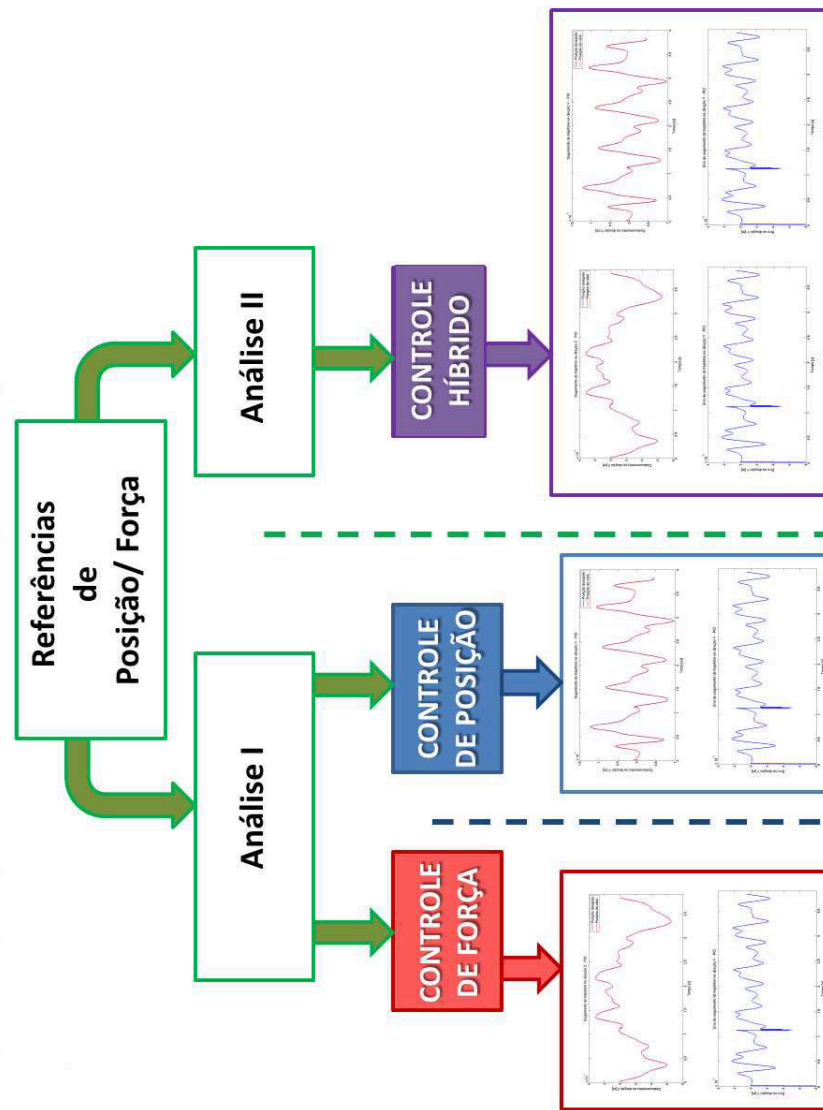


Figura 16: Fluxograma dos procedimentos adotados.

4.1.1 Análise das curvas de deslocamento na superfície do coração

Baseado no trabalho de Moreira (MOREIRA et al., 2012), utilizou-se como referências para o sistema de controle proposto as medidas gravadas pelo robô da Vinci sobre um POI da superfície do coração. As curvas ilustradas na Figura 17(a), (b) e (c) representam os movimentos nas três dimensões do espaço cartesiano, durante um período 15200 ms. Salienta-se que o eixo Z é o eixo transversal associado ao plano do paciente e compõe o movimento do coração e da respiração.

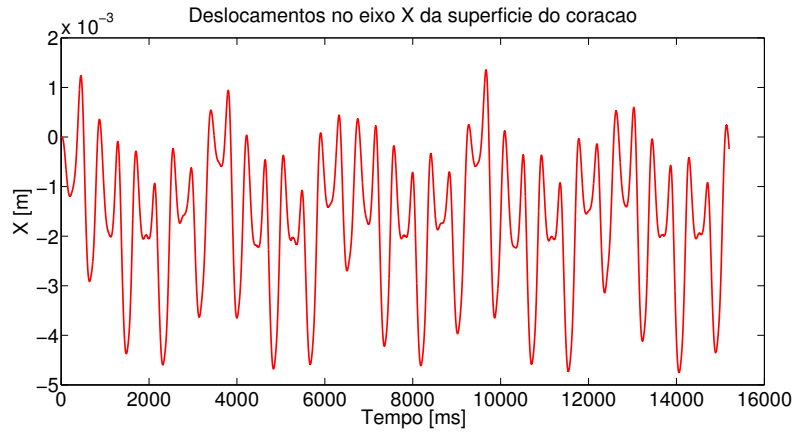
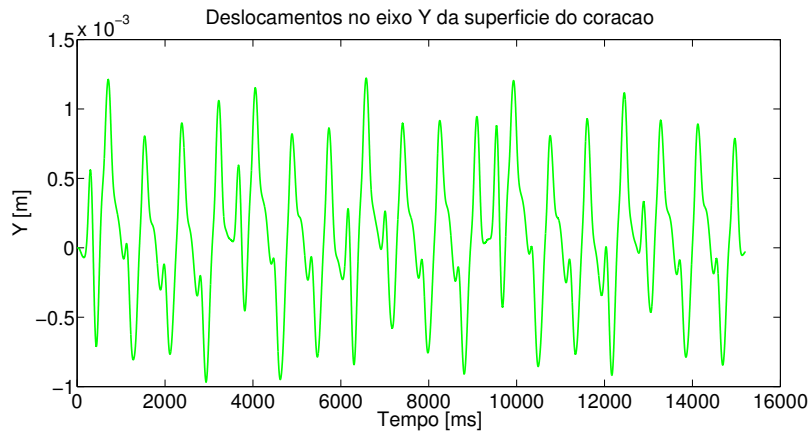
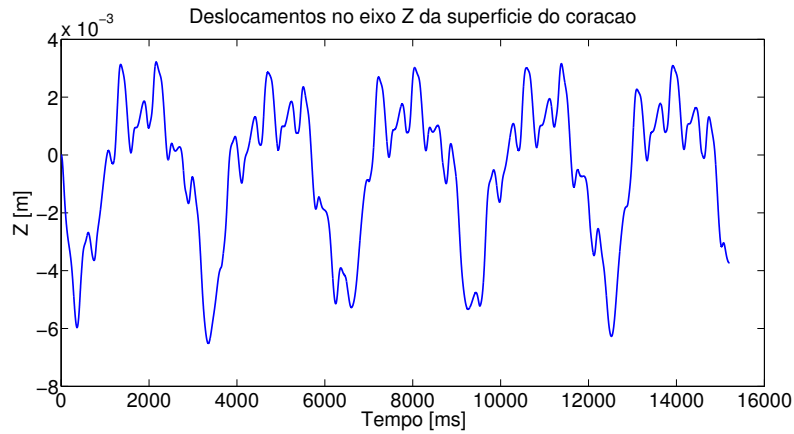
(a) trajetória do POI na direção X .(b) trajetória do POI na direção Y .(c) trajetória do POI na direção Z .

Figura 17: Movimentos do coração nas três dimensões.

Constata-se nesta figura que o movimento do coração é quase-periódico e que a ordem de grandeza dos movimentos é de milímetros [mm].

Nas simulações optou-se pela análise em duas dimensões, Y e Z , devido à restrição da escolha de utilização de um robô planar. Cabe salientar que, esta escolha, não influencia no desempenho do sistema sendo possível sua posterior expansão através do uso de manipuladores com maior número de graus de liberdade e da incorporação da dimensão X . O tempo de simulação adotado foi de 3836 ms, correspondente ao período de um ciclo do movimento quase-periódico apresentado pelo coração.

4.1.2 Modelagem do robô manipulador

Baseado nos fundamentos do Capítulo 3 apresentam-se as componentes do modelo cinemático e dinâmico do robô de 2 GDL proposto para simulação. A seguir apresentam-se os valores e diagramas utilizados.

4.1.2.1 Modelagem cinemática

Os valores dos parâmetros de Denavit-Hartenberg do robô de 2 GDL utilizados foram arbitrados visando a simplificação das simulações realizadas e estão discriminados na Tabela 2.

Tabela 2: Parâmetros do robô de 2 GDL

Haste i	m_i [kg]	l_i [m]	θ_{i0} [rad]
1	1	1	0.7854
2	1	1	-1.5708

Sendo θ_{i0} os valores iniciais dos ângulos das juntas.

4.1.2.2 Modelagem dinâmica

A estrutura do diagrama de blocos do robô desenvolvido utiliza os blocos dos componentes disponíveis no ambiente de simulação MATLAB/SimMechanics® e é mostrado na Figura 18.

Nesta estrutura, os sinais y_d e z_d compõem o sinal de referência utilizado para o cálculo dos ângulos das juntas θ_1 e θ_2 , realizado pelo bloco Cinematica inv. Estes ângulos são sinais de entrada para os componentes Atuador1 e Atuador2 que atuam nas juntas Junta 1 e Junta 2, respectivamente. As hastes do robô são representadas pelos blocos Haste 1 e Haste 2. A base do robô e o ambiente no qual esta está fixada são representados por Ambiente e Base. O sensor Sensor foi instalado na extremidade da Haste 2 para a obtenção das posições cartesianas no TCP do robô em relação à referência, denominadas y_e e z_e .

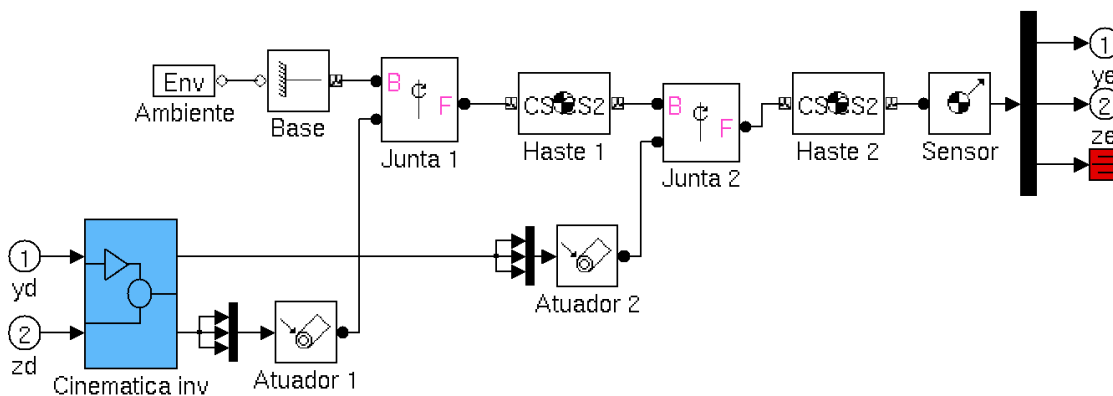


Figura 18: Diagrama de blocos do robô no SimMechanics®.

Os parâmetros dinâmicos dos motores das juntas utilizados na simulação do modelo desacoplado do robô são apresentados na Tabela 3 e seus valores derivam

dos resultados da aplicação da metodologia para juntas desacopladas apresentadas em (ROSÁRIO, 2005).

Tabela 3: Parâmetros dinâmicos dos motores das juntas

<i>Junta</i>	J_m [kg/m^2]	B_m [$kg/m/rad/s$]
1	1	0.5236
2	1	0.5236

4.1.3 Comportamento do coração

Iniciou-se o estudo a partir da observação do comportamento do coração e da seleção de um ciclo de batimento cardíaco da Figura 17. Este ciclo corresponde um período aproximado de 3.84 s, considerado como um movimento de sístole seguido de um movimento de diástole e como referência de posição aos controladores. As Figuras 19 e 20 correspondem às curvas de um ciclo para as direções Y e Z.

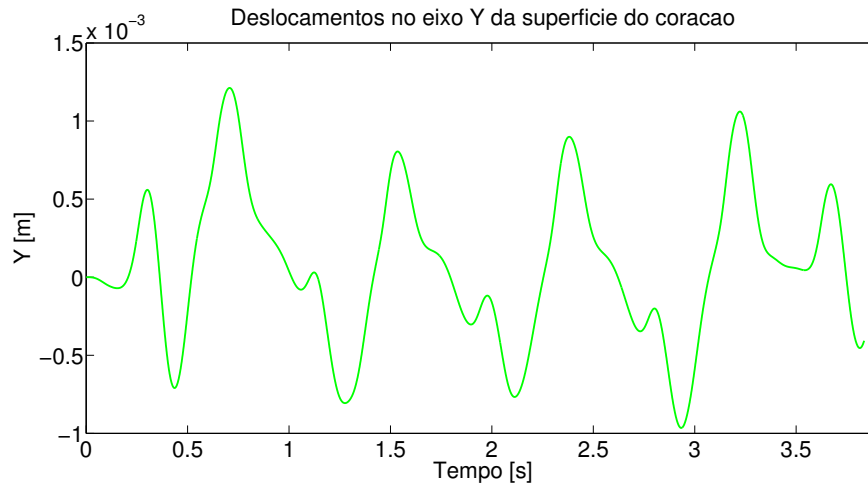


Figura 19: Trajetória do POI na direção Y durante um ciclo

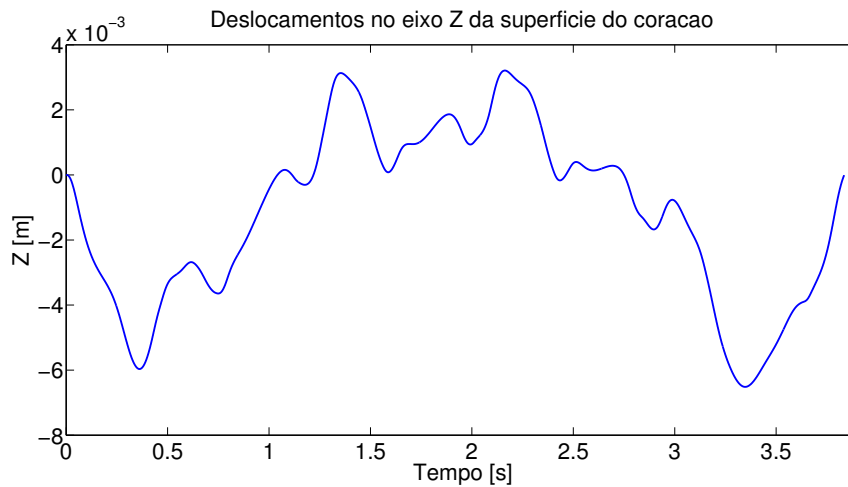


Figura 20: Trajetória do POI na direção Z durante um ciclo

A partir da Equação (26), e utilizando-se os valores médios dos parâmetros $\alpha = 27.3$, $\beta = 190.3$ e $\gamma = 0.034$, extraídos de Moreira (MOREIRA et al., 2012), obteve-se a função de transferência, Equação (31). Simulando-se os perfis de força com base em um ciclo do coração para as direções Y e Z, obtiveram-se as Figuras 21 e 22.

$$T = \frac{F(s)}{X(s)} = \frac{27.3s + 190.3}{0.034s + 1} \quad (31)$$

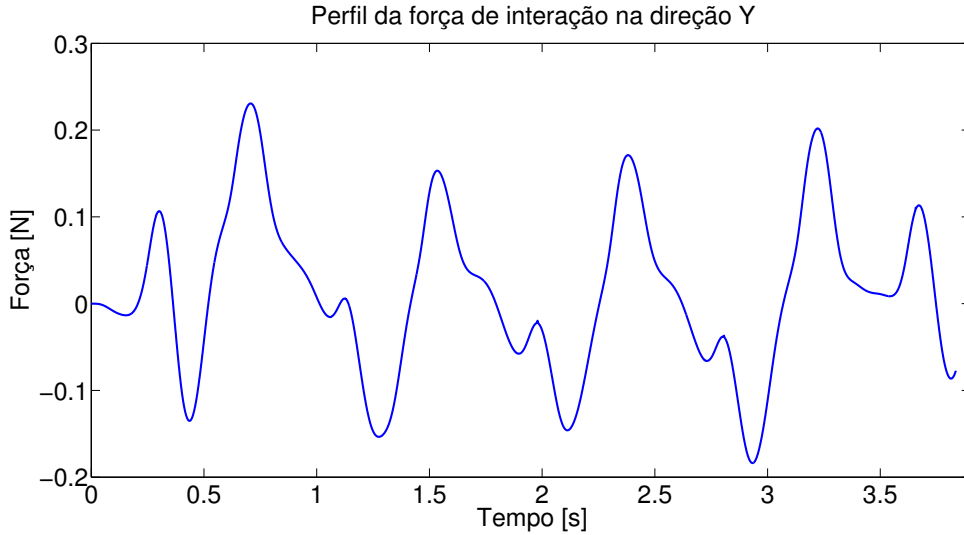


Figura 21: Perfil da força no POI na direção Y durante um ciclo cardíaco.

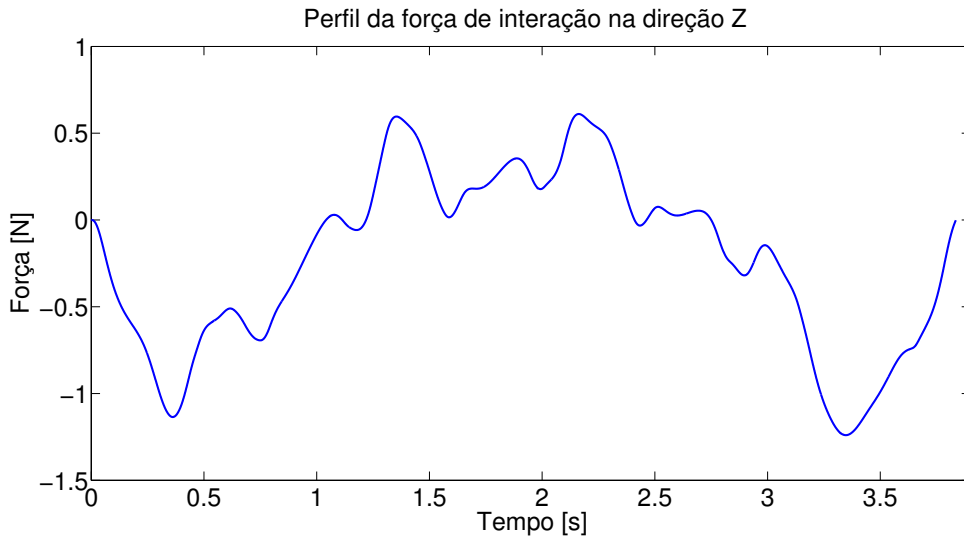


Figura 22: Perfil da força no POI na direção Z durante um ciclo cardíaco.

4.1.4 Implementação dos controladores

Apresenta-se nesta seção os resultados das simulações dos sistemas de controle utilizados neste trabalho.

4.1.4.1 Controle de posição

O sistema de controle de posição utiliza como sinais de referência os dados de posição no espaço cartesiano. A matriz $r_d(t)$, representada na Equação (32) tem dimensão $2 \times n$. Sendo n o número de medidas tomadas em um ciclo de batimentos cardíacos medidos pelo robô da Vinci[®], neste caso o n teve como valor 3835.

$$r_d(t) = \begin{bmatrix} y_d(t) \\ z_d(t) \end{bmatrix} \quad (32)$$

O diagrama de blocos da Figura 23 representa o sistema de controle de posição projetado no ambiente MATLAB/Simulink[®] utilizando o robô da Figura 18. Neste sistema utilizam-se dois controladores do tipo PID, representados pelos blocos Contr_pos y e Contr_pos z, um para cada direção da simulação. A seguir são apresentados os resultados de simulação dos controladores.

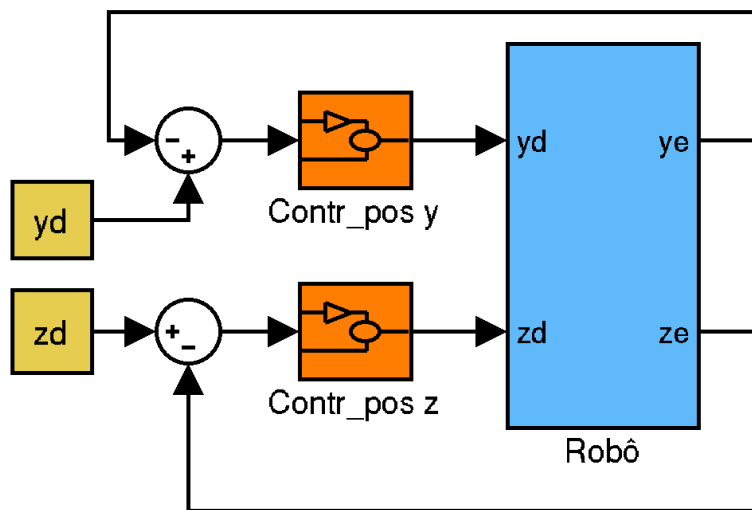


Figura 23: Diagrama de blocos do sistema de controle de posição.

Nas Figuras 24, 25, 26 e 27, se apresenta a resposta ao degrau do controlador de posição nas direções Y e Z e seus respectivos erros.

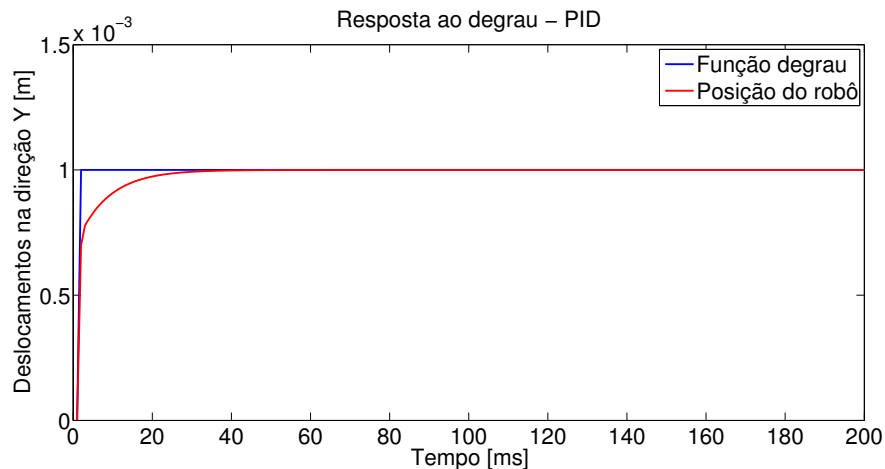


Figura 24: Resposta ao degrau da posição na direção Y

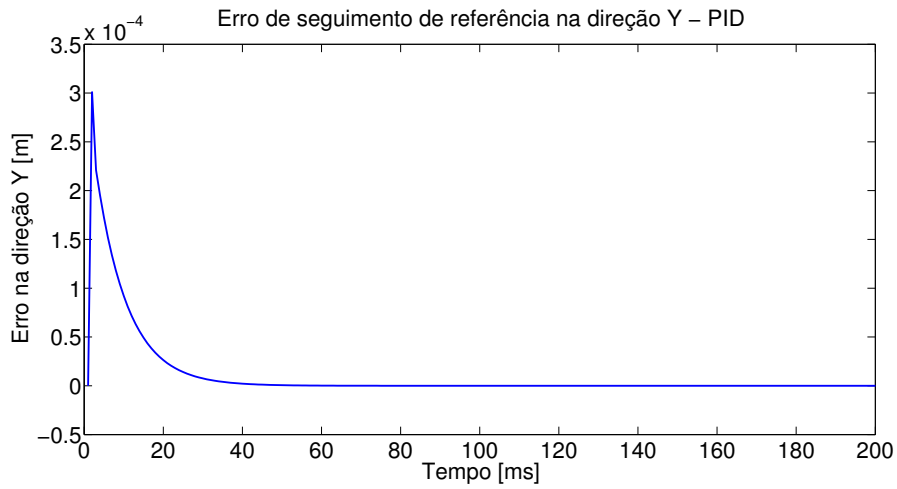


Figura 25: Erro na direção Y para a função degrau

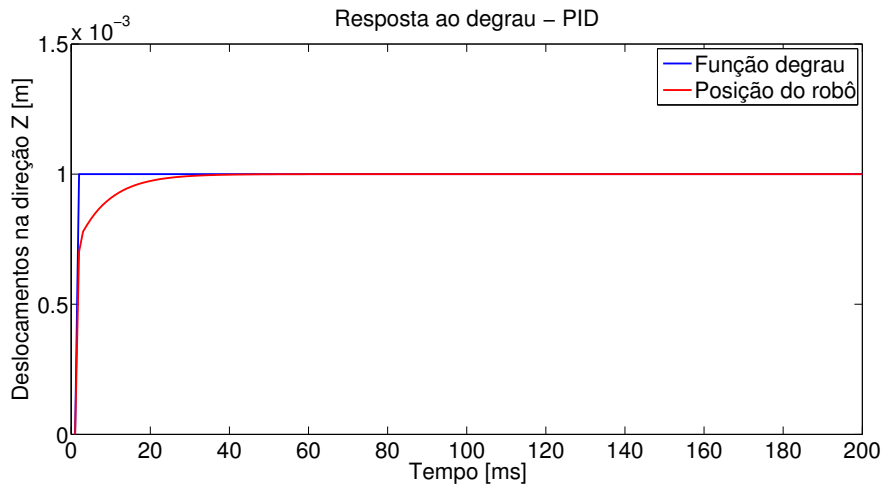


Figura 26: Resposta ao degrau da posição na direção Z

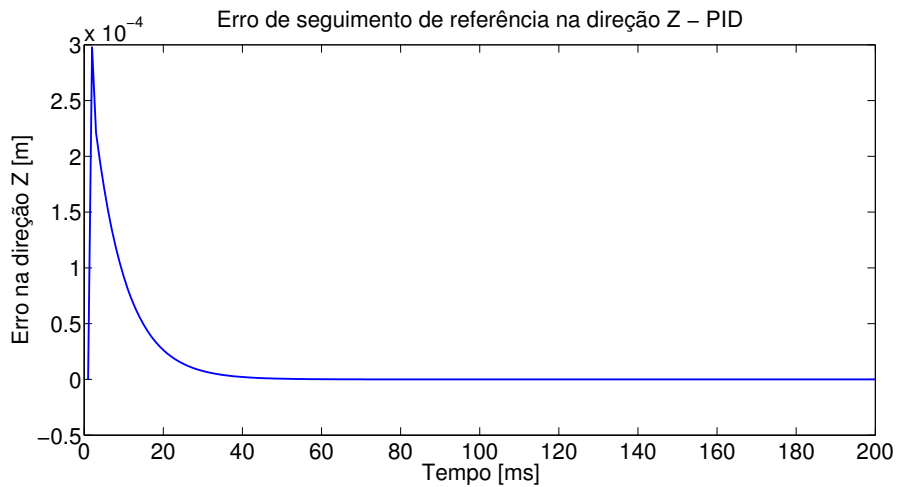


Figura 27: Erro na direção Z para a função degrau

Nas Figuras 24 e 26 observa-se que o *overshoot* e o erro de regime são praticamente nulos, o que é desejável para um controlador de posição aceitável.

4.1.4.2 Seguimento de referência de posição

Os resultados em termos de seguimento de referência de posição/trajetória do robô em relação ao movimento da superfície do coração são mostrados conforme as Figuras 28, 29, 30 e 31.

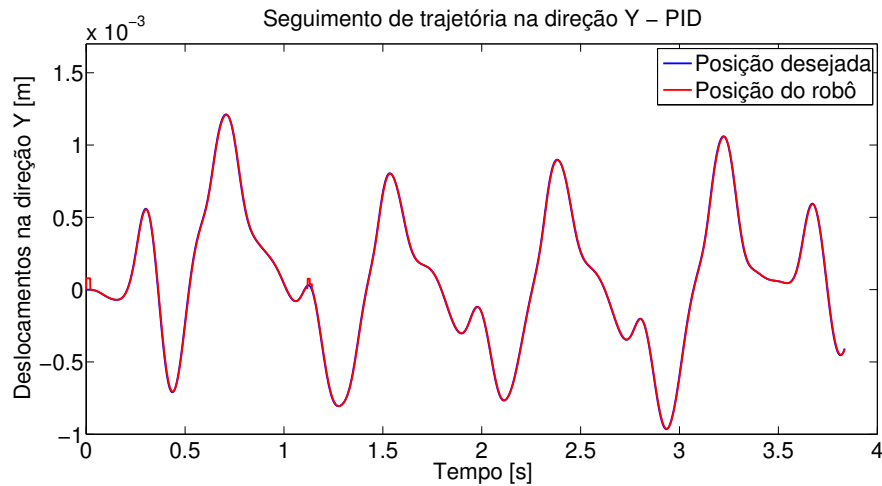


Figura 28: Seguimento de trajetória na direção Y

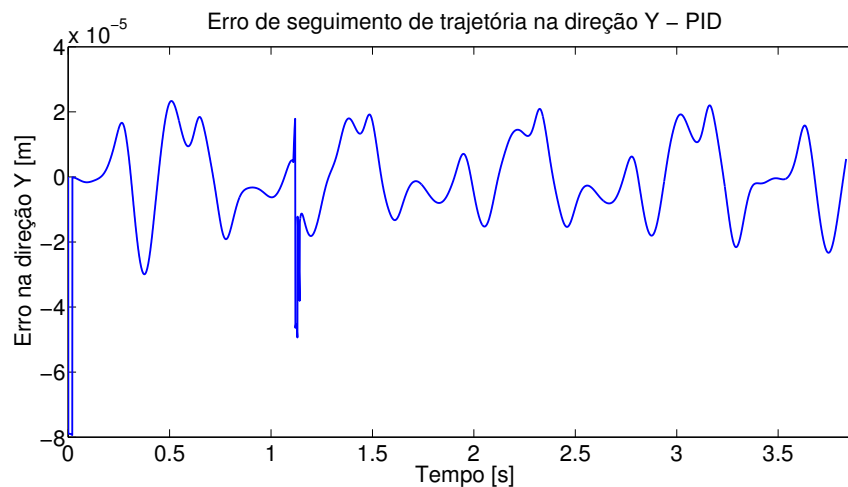


Figura 29: Erro de seguimento de trajetória na direção Y

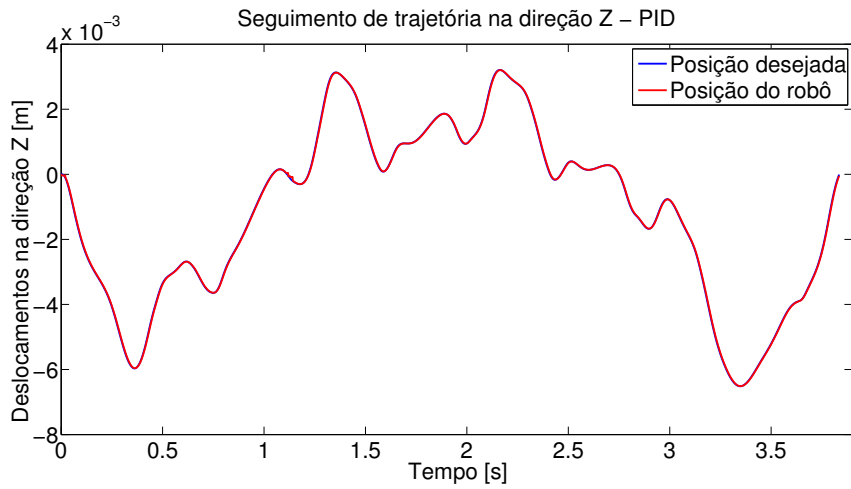


Figura 30: Seguimento de trajetória na direção Z

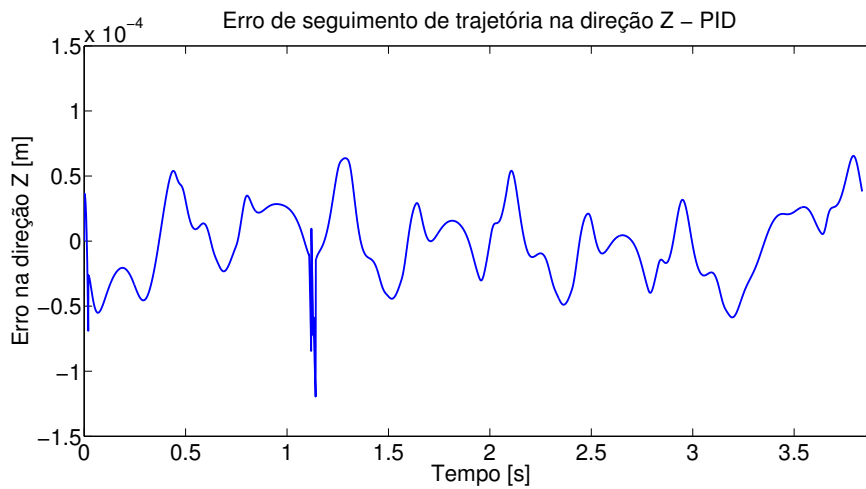


Figura 31: Erro de seguimento de trajetória na direção Z

Para os gráficos das simulações apresentados os parâmetros referentes aos ajustes dos ganhos do controlador PID são dados na Tabela 4.

Tabela 4: Ganhos do controlador de posição

Ganho	Valores
K_P	3.00
K_I	$5.00e^{-1}$
K_D	$5.00e^{-2}$

Com relação ao erro de seguimento de referência nas direções Y e Z respectivamente, tem-se um valor praticamente nulo apresentado na Tabela 5.

Tabela 5: Erro máximo do seguimento de referência de posição

Direção	Erro máximo[m]
Y	$-8.36e^{-7}$
Z	$-4.23e^{-7}$

4.1.4.3 Controle de força

O principal objetivo do controlador de força é manter a força constante entre a ferramenta e a superfície do coração dentro das restrições de segurança (HADDADIN et al., 2011) uma vez que a restrição de força conste no valor máximo de 4.18 N.

O sistema de controle de força tem como referência os perfis de força de interação robô-corção no espaço cartesiano em Y e Z , F_{yd} e F_{zd} , respectivamente, anteriormente representados nas Figuras 21 e 22. Estas forças são calculadas pelo modelo de Kevin-Boltzmann apresentado no Capítulo 3, utilizando-se as medidas de posição no espaço cartesiano efetuadas pelo robô da Vinci[®] (MOREIRA et al., 2012). Na Figura 32 tem-se o diagrama de blocos do sistema de controle de força incorporando o modelo do robô e do coração. Este sistema apresenta dois controladores do tipo PID, representados pelos blocos *Contr_forca Fy* e *Contr_forca Fz*, sendo um controlador para cada direção de força simulada.

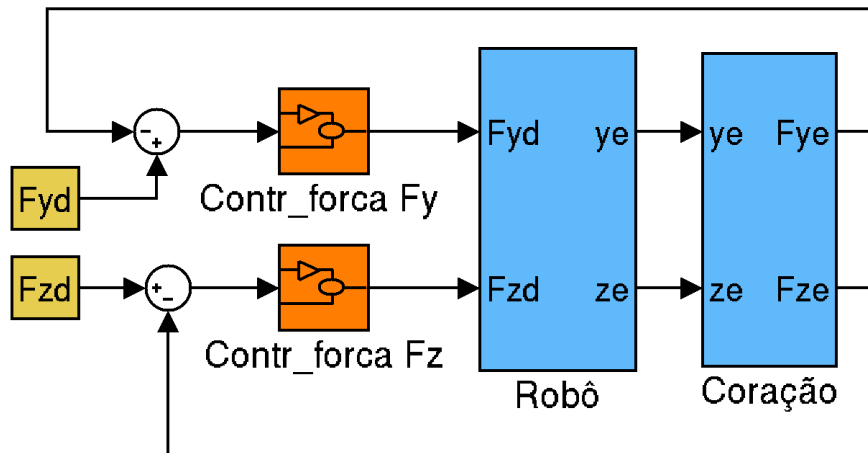


Figura 32: Diagrama de blocos do sistema de controle de força.

Neste sistema, o bloco *Robô* compreende, além do robô apresentado na Figura 18, a inversa da função de transferência da Equação (31). Desta forma, a entrada do robô ocorre em termos dos sinais de posição gerados a partir dos sinais de controle de força que entram no bloco *Robô*. Obtem-se como saída do bloco as posições atuais do TCP, y_e e z_e , entradas para o modelo do *Coração*, do qual a resposta ocorre em termos das forças de interação, F_{ye} e F_{ze} .

Os resultados da sintonia deste controlador para as direções Y e Z são dados pelos gráficos das Figuras 33, 34, 35 e 36

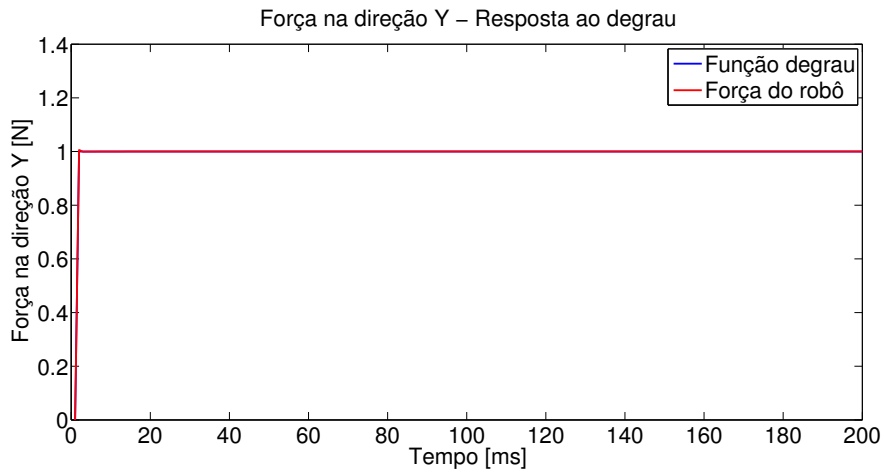


Figura 33: Resposta ao degrau da força na direção Y

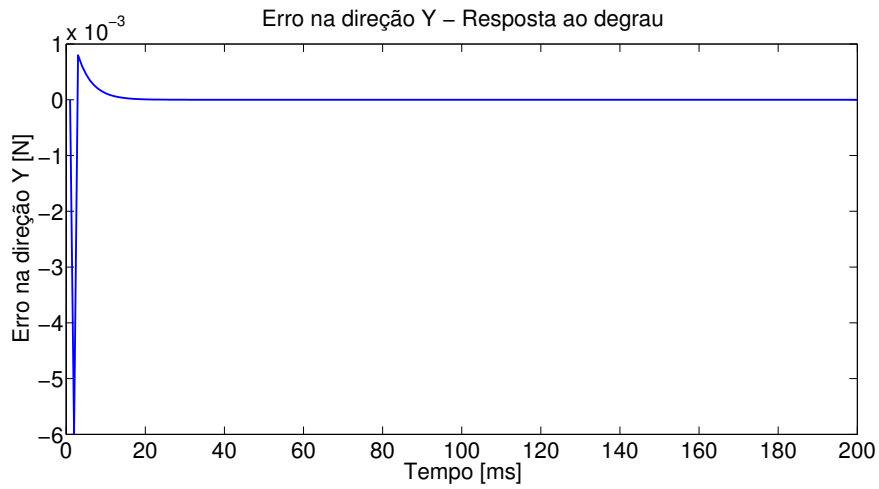


Figura 34: Erro na direção Y em relação ao degrau

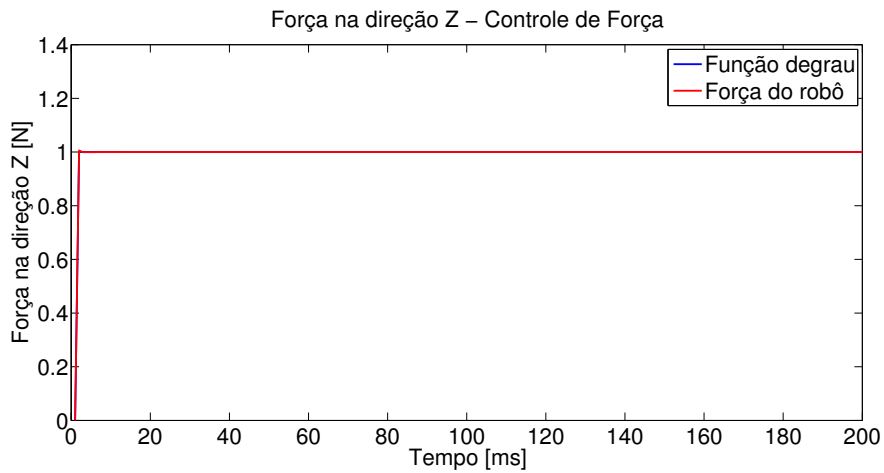


Figura 35: Resposta ao degrau da força na direção Z

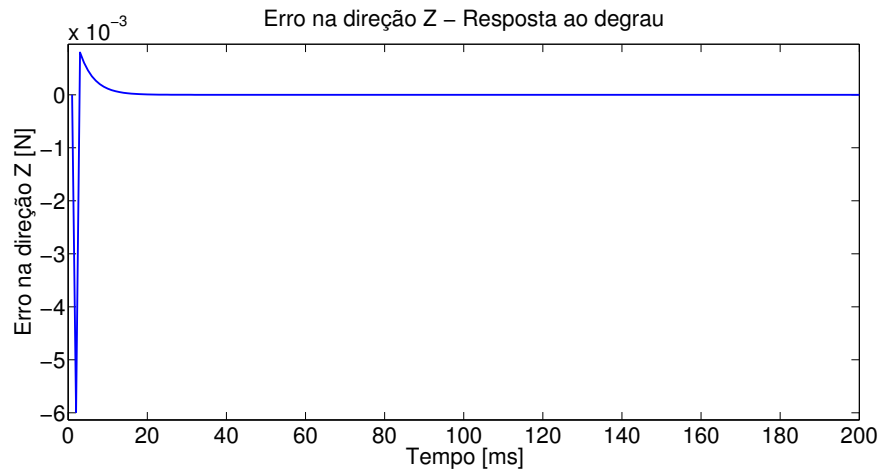


Figura 36: Erro na direção Z em relação ao degrau

Neste controlador o erro no regime estacionário da ordem de 10^{-5} N e o *overshoot* de 0.6% são considerados aceitáveis.

4.1.4.4 Seguimento de referência de força

A seguir, utilizaram-se como referências os perfis de força nas direções Y e Z, obtendo-se os resultados conforme mostram as Figuras 37, 38, 39 e 40.

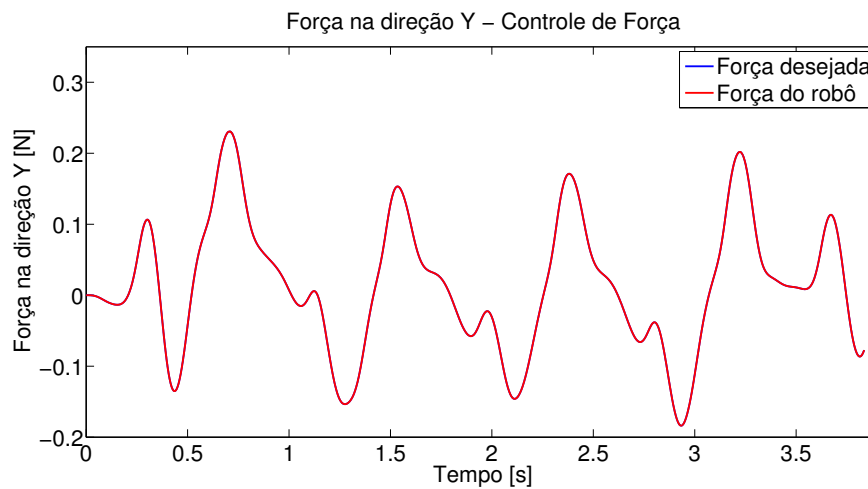


Figura 37: Seguimento de referência da força na direção Y

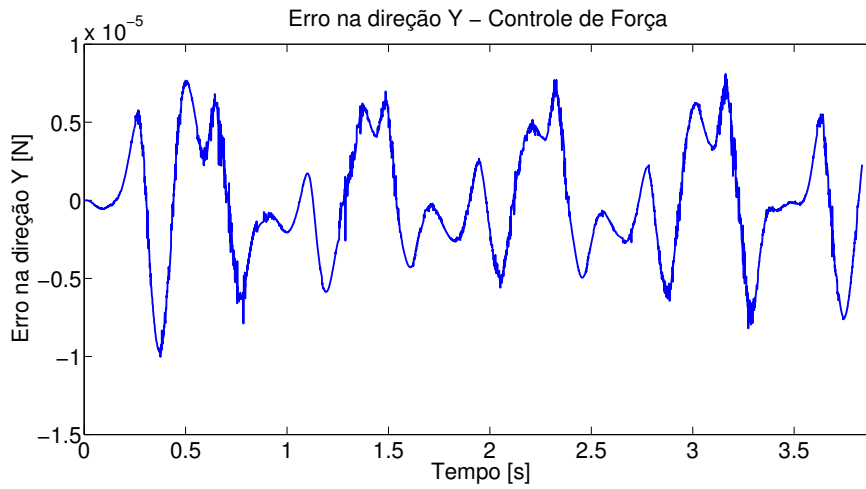


Figura 38: Erro de seguimento de referência da força na direção Y

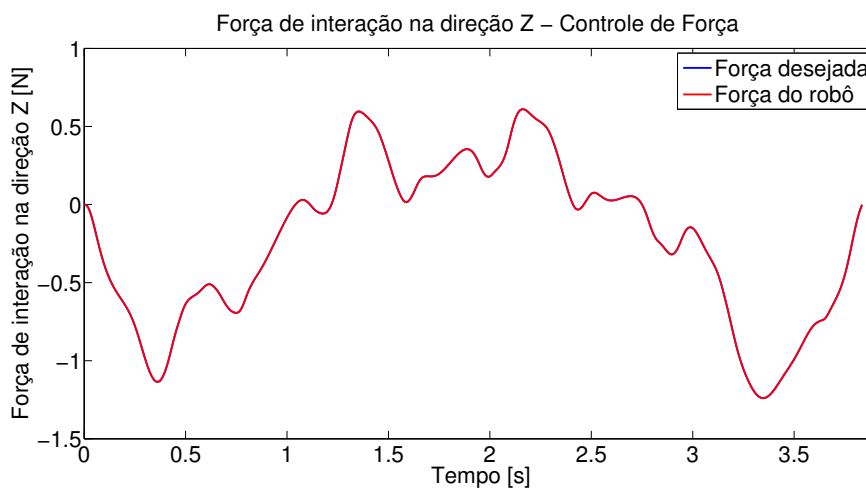


Figura 39: Seguimento de referência da força na direção Z

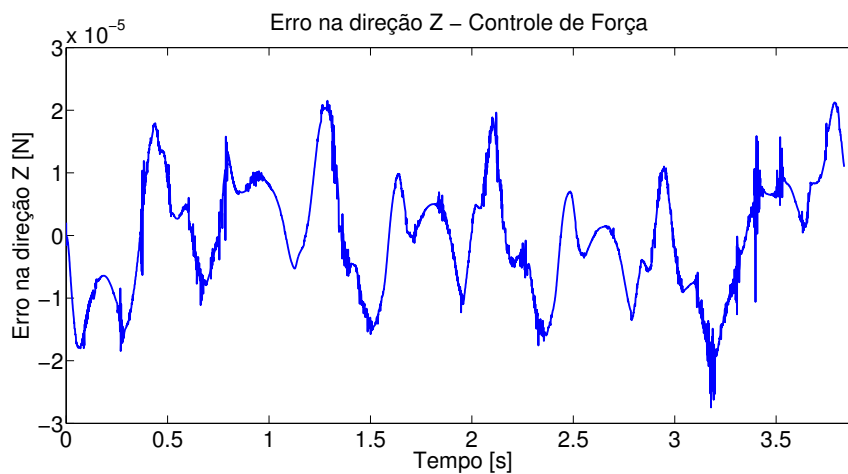


Figura 40: Erro de seguimento de referência da força na direção Z

A figuras demonstram o comportamento, de forma similar ao controlador anterior, o resultado é satisfatório. O erro do controlador de força está dentro do erro

máximo aceitável que não configura risco fatal ao paciente. Para os gráficos das simulações apresentados os parâmetros referentes aos ajustes dos ganhos do controlador PID são dados na Tabela 6.

Tabela 6: Ganhos do controlador de força

Ganho	Valores
K_P	$1.10e^3$
K_I	$3.00e^2$
K_D	50.00

Percebe-se que ao longo da direção dos dois eixos as forças de contato convergem rapidamente para os valores desejados com erro aproximadamente nulo, o que pode ser visto na Tabela 7.

Tabela 7: Erro máximo do seguimento de referência de força

Direção	Erro máximo[m]
Y	$-6.97e^{-8}$
Z	$-2.06e^{-8}$

4.1.4.5 Simulação do controlador híbrido posição/força

Com base nos resultados apresentados pelo controlador de posição e de força isoladamente, apresenta-se nesta seção o controlador híbrido composto de duas malhas principais: a malha de controle de posição e a malha de controle de força.

Este controlador utilizou o modelo linearizado do robô, expresso na Equação (23), apresentando portanto, ganhos diversos daqueles obtidos com os controladores anteriormente analisados.

Para os sinais de referência da malha de controle de força, utilizou-se o modelo de Kevin-Boltzmann para o cálculo dos sinais de referência de força a partir das referências de posição no espaço cartesiano $r_d(t)$. Por meio destas forças se obteve os torques utilizados como sinal de entrada na planta.

O hibridismo entre as malhas de posição e de força é conferido quando da combinação dos sinais de controle de ambas, sujeitos à influência das matrizes de acoplamento S e $I - S$ que determinam o(s) grau(s) de liberdade em cada controlador. A Figura 41 representa o diagrama de blocos do controlador implementado.

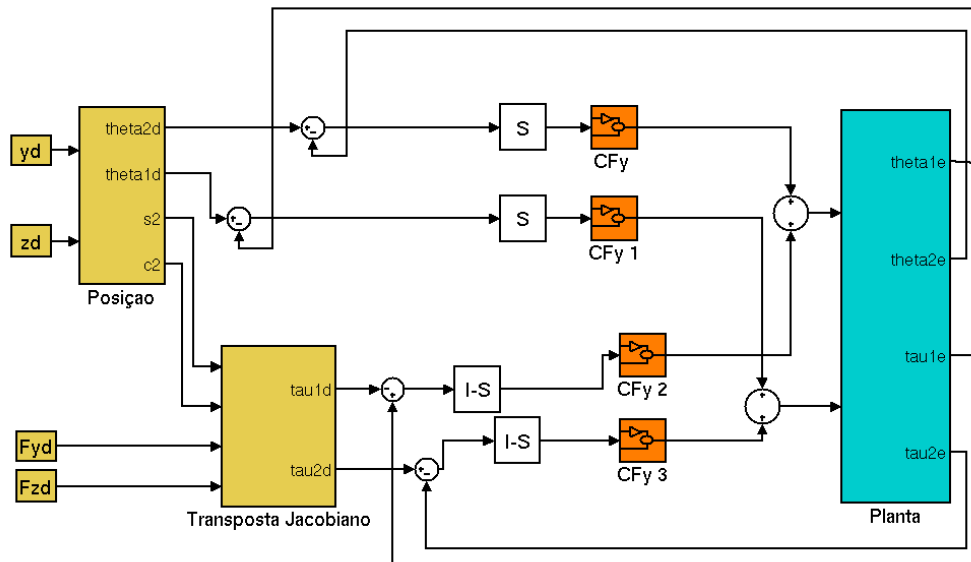


Figura 41: Diagrama de blocos do sistema de controle híbrido posição/força.

No regime permanente o erro é igual a zero e os gráficos referentes a este controlador são mostrados a seguir em termos dos ângulos obtidos em cada junta.

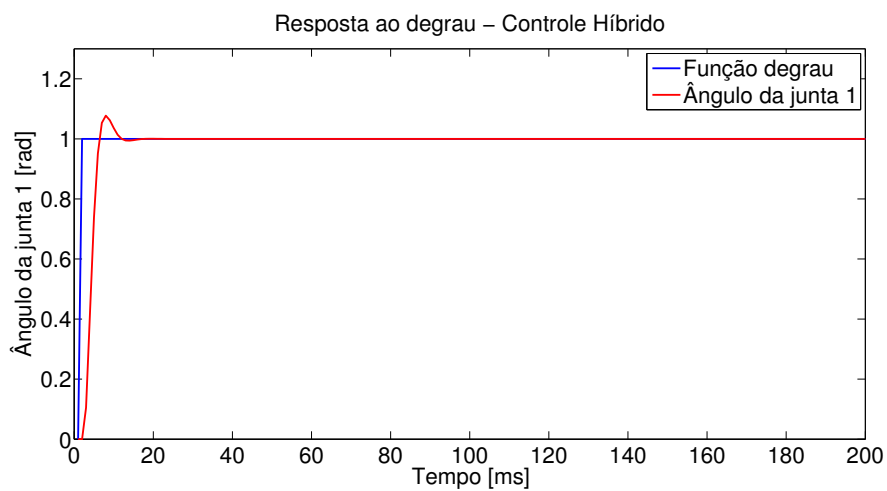


Figura 42: Resposta ao degrau do ângulo na junta 1.

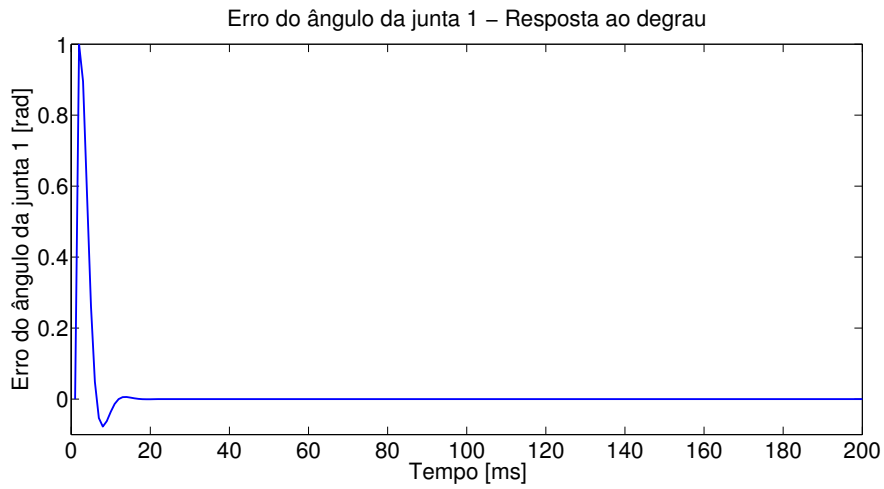


Figura 43: Erro do ângulo na junta 1 para a função degrau.

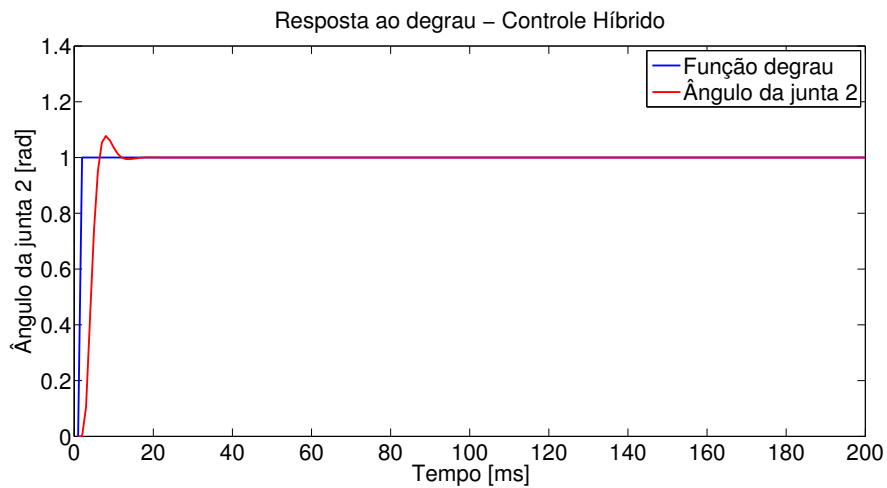


Figura 44: Resposta ao degrau do ângulo na junta 2.

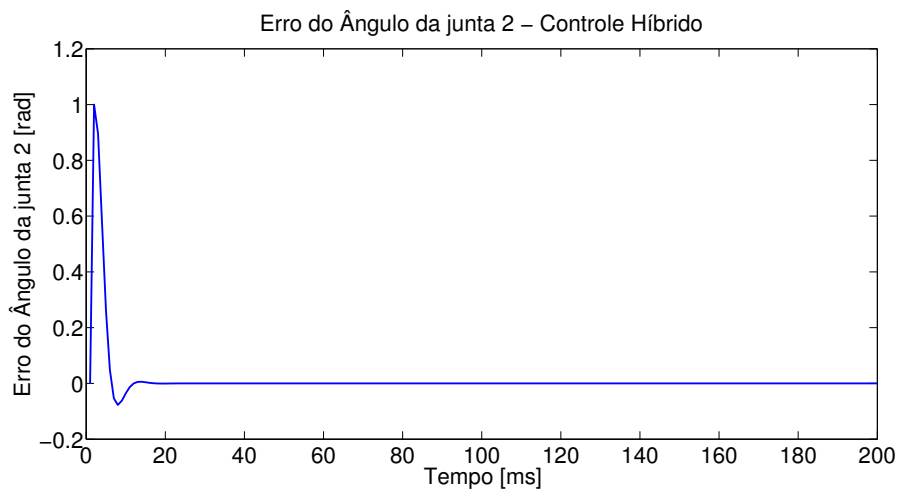


Figura 45: Erro do ângulo na junta 2 para a função degrau.

4.1.4.6 Seguimento de Referência

Desta forma, os resultados das simulações do sistema para as posições do TCP no espaço cartesiano e seus erros respectivos são mostrados nas Figuras 46, 47, 48 e 49.

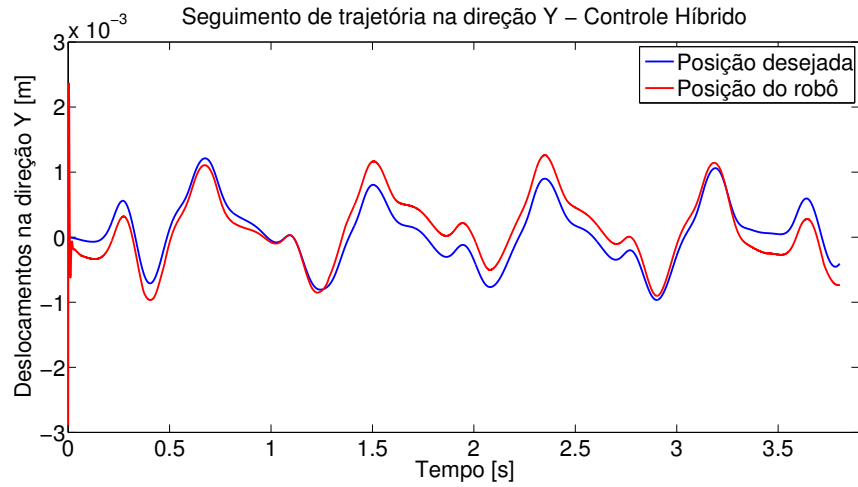


Figura 46: Seguimento de trajetória na direção Y.

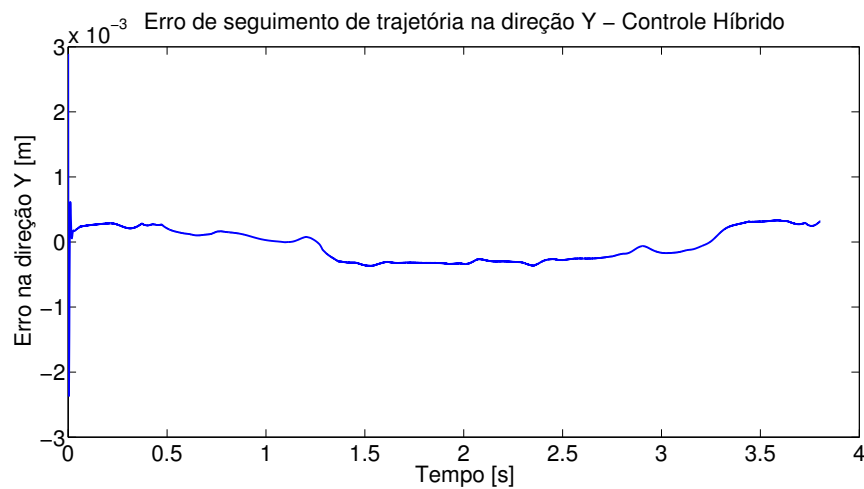


Figura 47: Erro de seguimento de trajetória na direção Y.

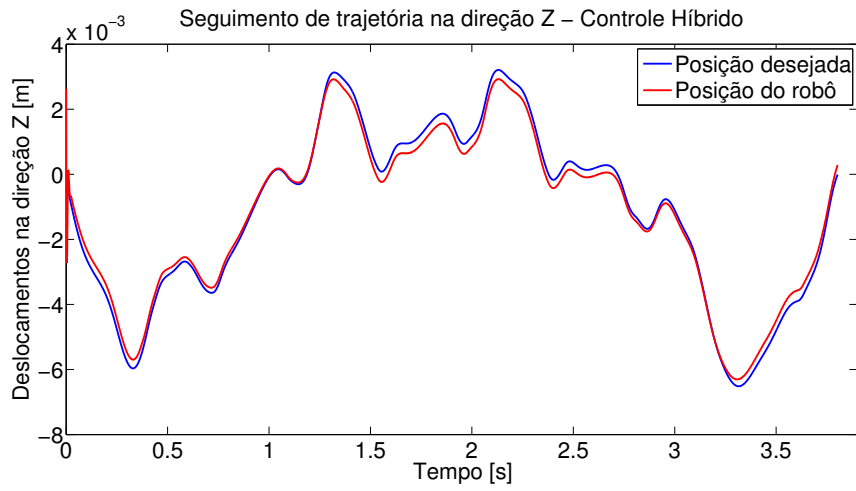


Figura 48: Seguimento de trajetória na direção Z.

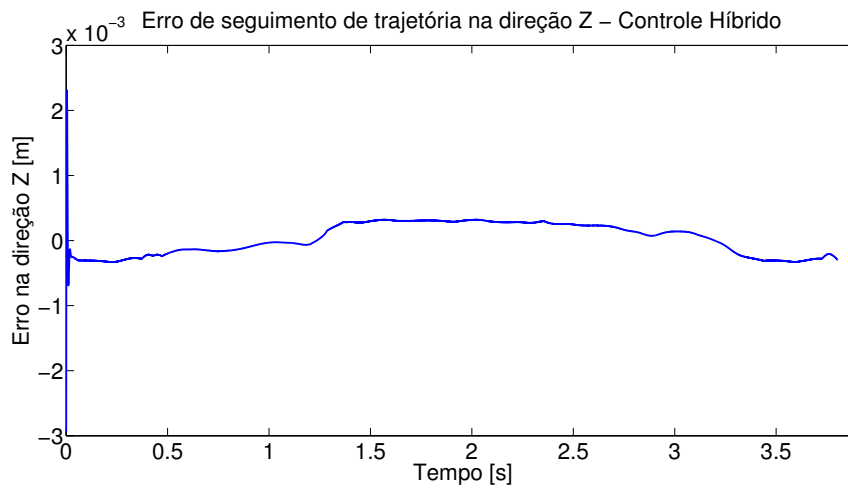


Figura 49: Erro de seguimento de trajetória na direção Z.

Os resultados das simulações das forças exercidas no TCP são ilustradas pelas Figuras 50 e 52, e seus respectivos erros são mostrados nas Figuras 51 e 53.

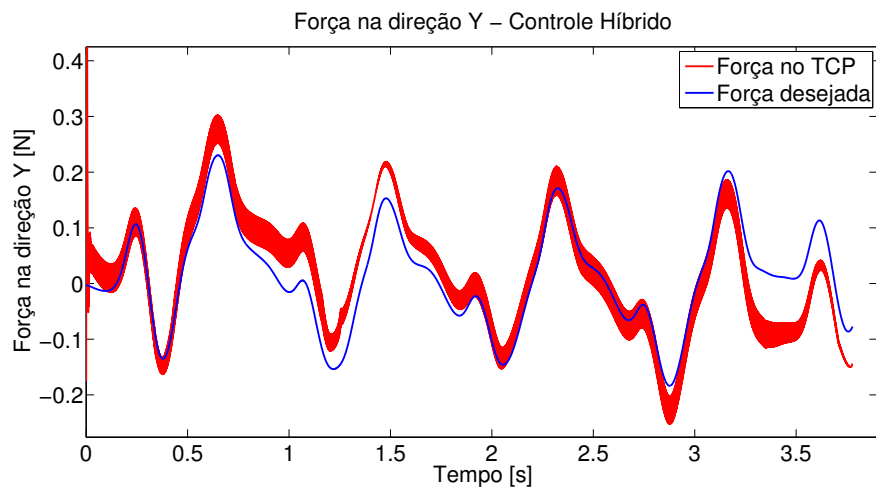


Figura 50: Seguimento de referência da força na direção Y.

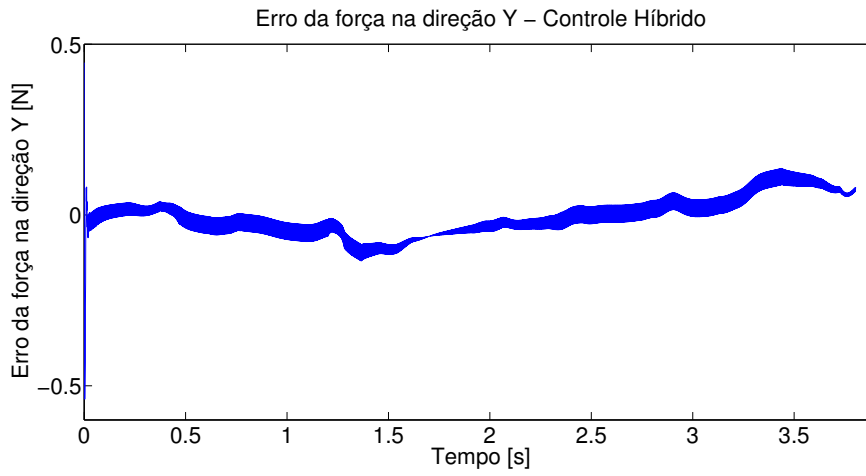


Figura 51: Erro de seguimento de referência da força na direção Y.

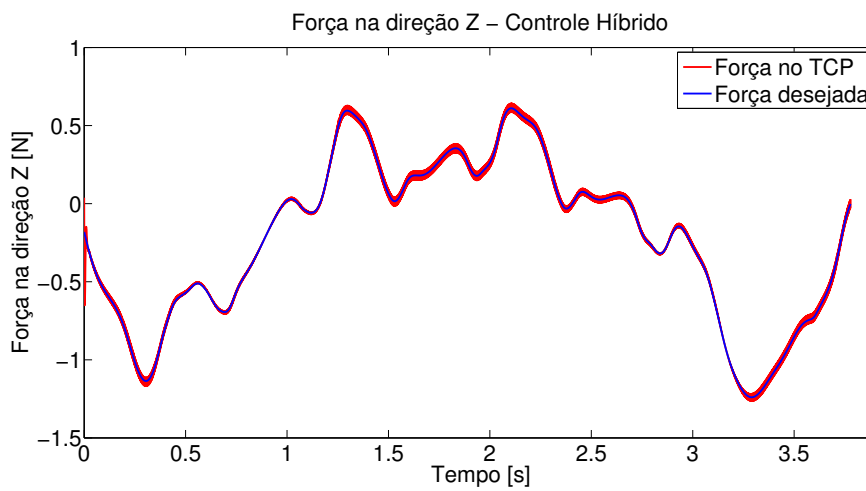


Figura 52: Seguimento de referência da força na direção Z.

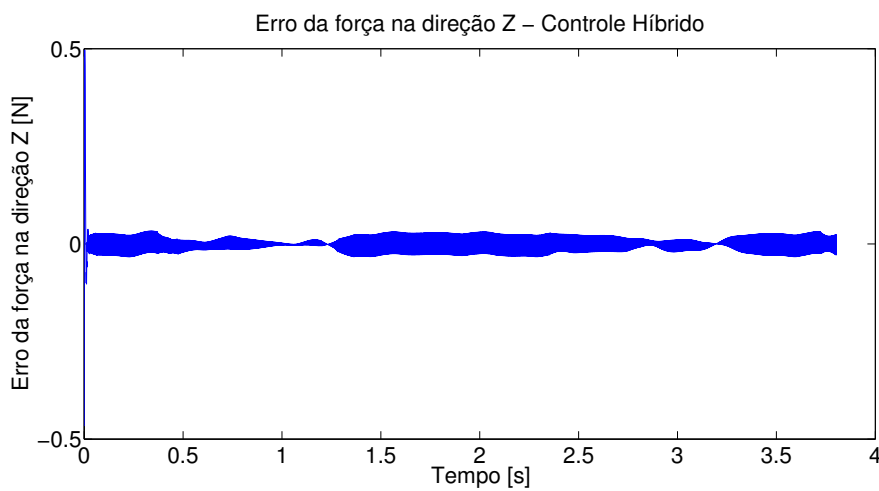


Figura 53: Erro de seguimento de referência da força na direção Z.

Os ângulos das juntas são apresentados nas Figuras 54 e 56, seguidas dos gráficos dos erros em cada junta, respectivamente nas Figuras 55 e 57.

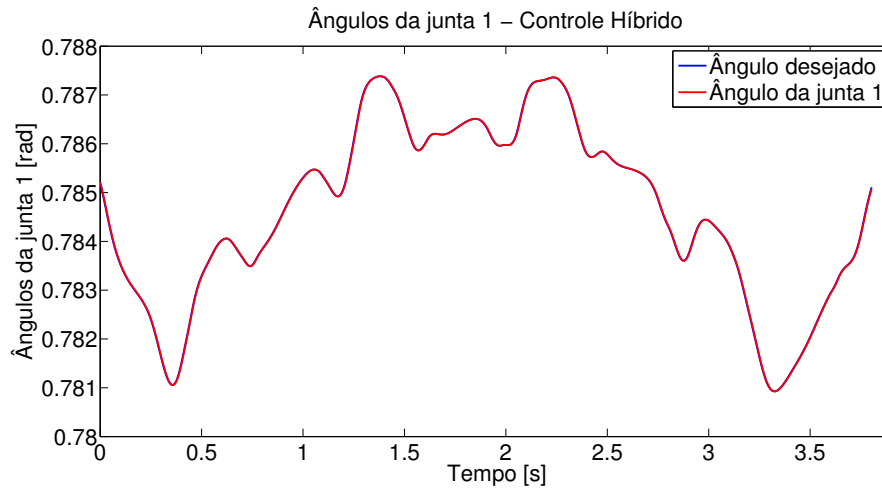


Figura 54: Seguimento de referência do ângulo na junta 1.

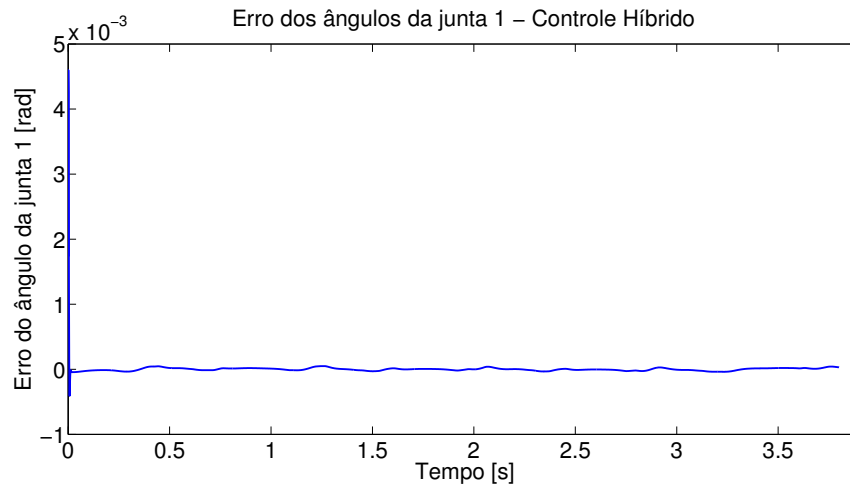


Figura 55: Erro de seguimento de referência do ângulo da junta 1.

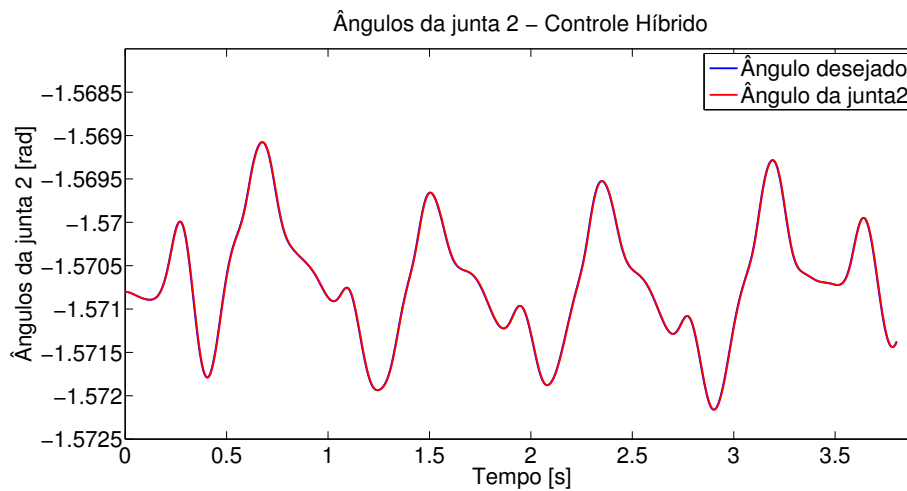


Figura 56: Seguimento de referência do ângulo na junta 2.

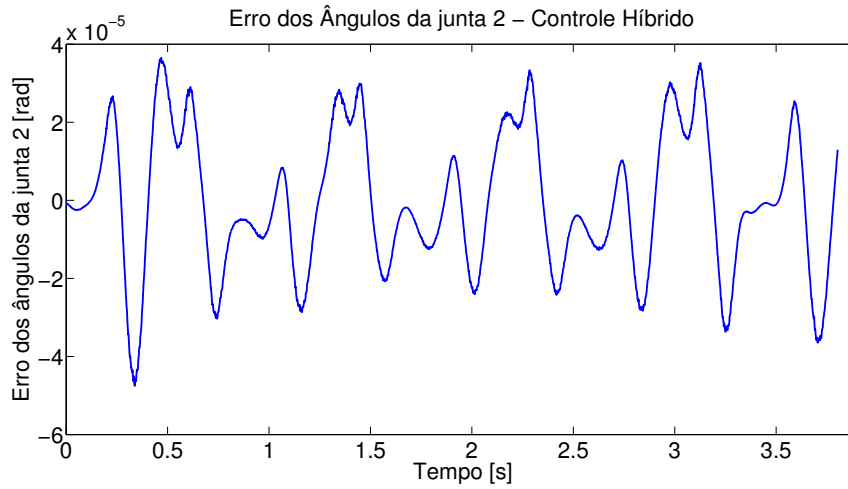


Figura 57: Erro de seguimento de referência do ângulo da junta 2.

Para os gráficos das simulações apresentados, os parâmetros referentes aos ajustes dos ganhos do controlador híbrido de posição/força são dados na Tabela 8.

Tabela 8: Ganhos do controlador híbrido

Ganho	Valores [posição]	Valores [força]
K_P	$50.68e^{-2}$	$1.70e^{-4}$
K_I	0.00	$6.70e^{-8}$
K_D	$36.93e^{-2}$	$2.00e^{-4}$

Conforme esperado, o erro máximo nas direções Y e Z é aproximadamente zero e os erros das forças em ambas as direções são aceitáveis em relação à restrição à tolerância adotada. Os valores máximos dos erros de seguimento de referência de posição e de força durante as simulações deste sistema de controle e seus respectivos instantes de ocorrência são dados conforme as Tabelas 9 e 10.

Tabela 9: Erros máximos de posição

Direção	Y		Z	
	Sinal[m]	Tempo[s]	Sinal[m]	Tempo[s]
Posição	$2.36e^{-3}$	$4.00e^{-3}$	$2.63e^{-3}$	0.00
Erro	$2.89e^{-3}$	0.00	$2.94e^{-3}$	0.00

Tabela 10: Erros máximos de força

Direção	Y		Z	
	Sinal[N]	Tempo[s]	Sinal[N]	Tempo[s]
Posição	$4.15e^{-1}$	$2.00e^{-3}$	$6.42e^{-1}$	2.10
Erro	$5.40e^{-1}$	$3.00e^{-3}$	$4.97e^{-1}$	$3.00e^{-3}$

As Figuras 58, 59, 60 e 61 mostram os gráficos dos sinais referentes aos ângulos e aos torques das juntas alinhados aos gráficos dos seus respectivos erros e sinais de controle.

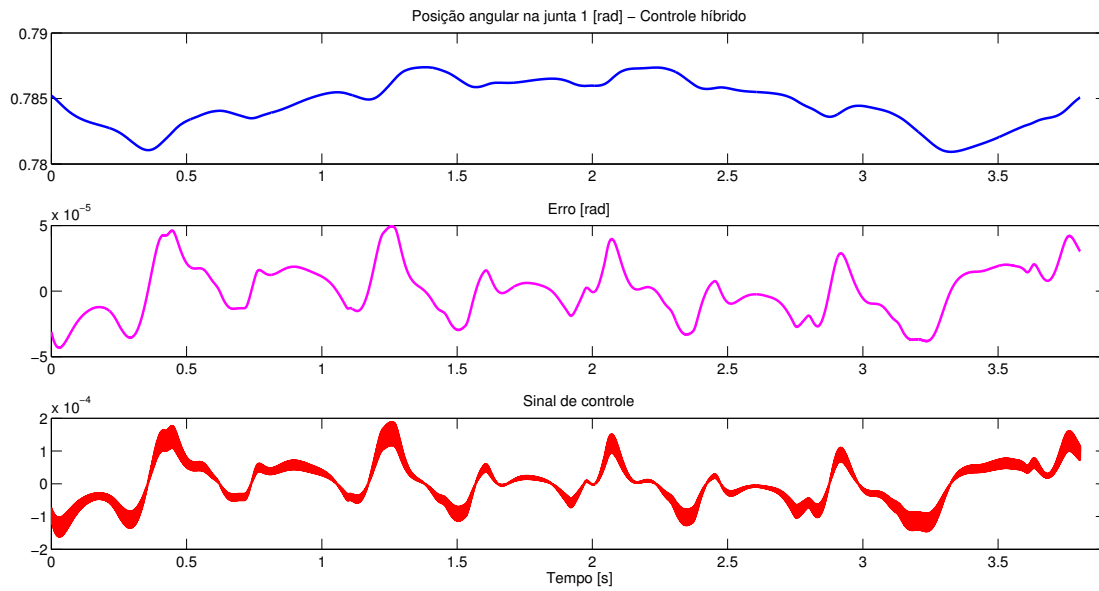


Figura 58: Ângulos de junta, erro e sinal de controle na junta 1.

Conforme vê-se nas Figuras 58 e 59, o sinal de controle obtido com as simulações não configura caso de saturação do sistema de controle desenvolvido.

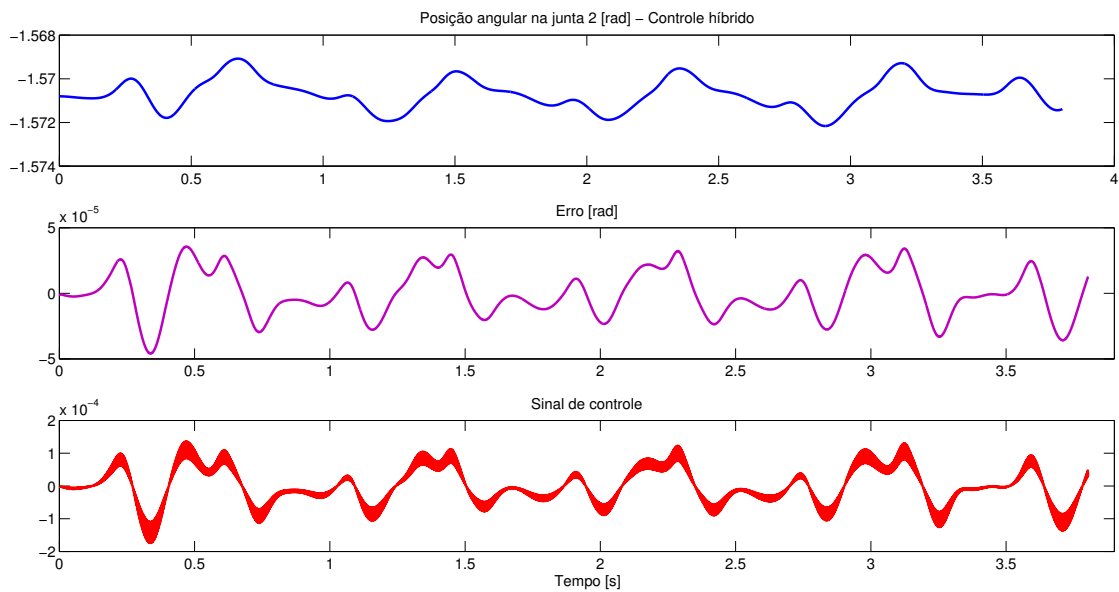


Figura 59: Ângulos de junta, erro e sinal de controle na junta 2.

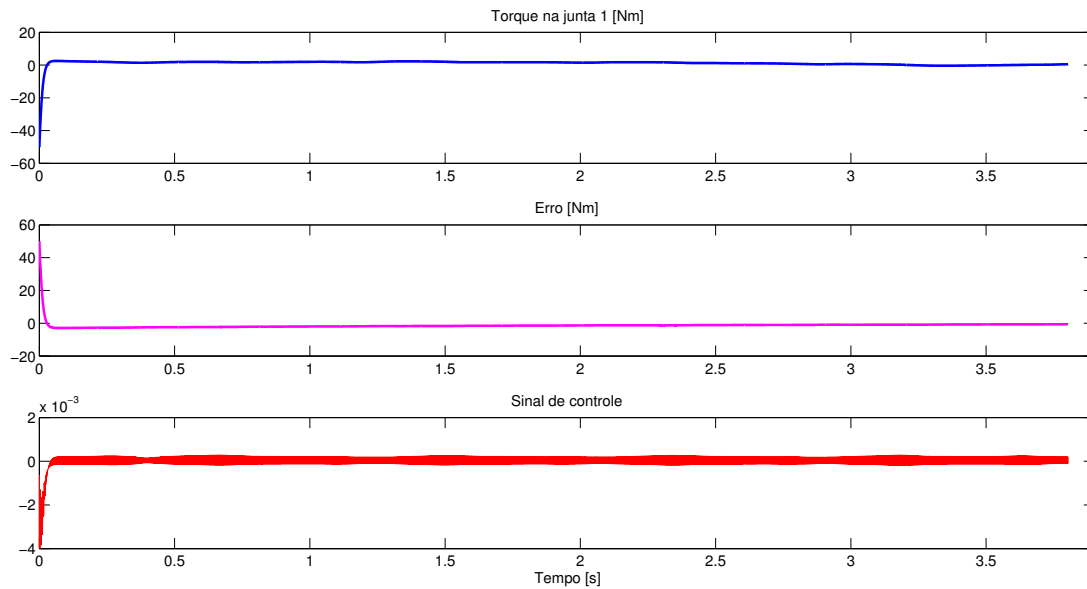


Figura 60: Torques, erro e sinal de controle na junta 1.

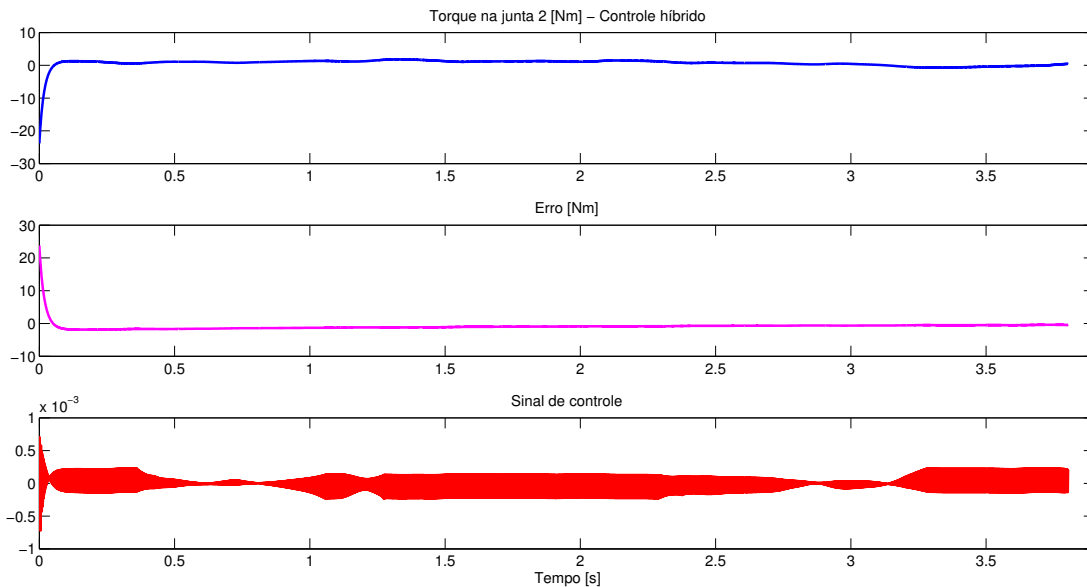


Figura 61: Torques, erro e sinal de controle na junta 2.

Observa-se das Figuras 60 e 61, o sinal de controle obtido com as simulações também não configura casos de saturação.

A metodologia desenvolvida reúne as vantagens destas ferramentas e apresenta-se como uma solução para o desenvolvimento de controladores destinados a robôs para cirurgia cardíaca minimamente invasiva. A partir dos exemplos apresentados tem-se uma série de casos a serem avaliados, visto que foram apresentados casos de baixa e média complexidade apenas para validar a proposta.

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

No decorrer desta dissertação foi assinalada a importância das tecnologias das cirurgias minimamente invasivas e das cirurgias minimamente invasivas roboticamente assistidas para os estudos tanto da área médica como do campo das engenharias.

Neste âmbito, foram implementadas duas estratégias de controle, uma de posição e uma de força. Os resultados obtidos isoladamente em cada uma das simulações demonstraram-se eficazes, validando seus resultados para compensar os movimentos devido aos batimentos cardíacos. Por consequência, esses controladores foram usados para desenvolver um controlador híbrido de posição/força. Da revisão dos fundamentos teóricos foram retiradas as principais vantagens e desvantagens dos sistemas robóticos cirúrgicos no que se refere ao seu uso para o médico e para o paciente e ainda destacada a influência da interface háptica na atividade do cirurgião, principalmente no que se refere ao seu desempenho durante a atividade cirúrgica. Nesta parte, foi também demonstrado que, embora os mais modernos robôs cirúrgicos disponibilizem a sensibilidade da intensidade de força de interação com os tecidos macios do corpo do paciente, não há um sistema cirúrgico robótico que apresente a compensação dos movimentos fisiológicos de maneira automatizada. Por sua vez, foram revisadas as técnicas de controle em cirurgia robótica cardíaca desenvolvidas no âmbito de pesquisa para compensar os movimentos do coração e da respiração, tais como o uso do controle de força, que permite a robustez na manipulação dos tecidos, e uso de modelos de tecido vivo para melhorar o desempenho dos controladores.

Como conclusão desta etapa, pôde-se mostrar que as técnicas de controle revisadas aplicadas aos modelo de tecido vivo e modelo do robô utilizado permitiram facilitar a compreensão da totalidade da planta do sistema.

Os resultados alcançados com este trabalho possibilitaram a comprovação de que é possível desenvolver um sistema de controle híbrido de posição/força com a habilidade de compensar movimentos devido aos batimentos cardíacos, apresentando tempos de resposta adequados à dinâmica do sistema e que os erros obtidos para as simulações dos três sistemas de controle avaliados com os dados do coração, podem apresentar valores máximos permitindo-os ainda assim fixarem-se dentro dos limites aceitáveis estabelecidos em (HADDADIN et al., 2011), não ultrapassando os limites do POI, conforme esperado.

Referente aos erros da análise com a função degrau, verifica-se ainda que tendem a zero no regime permanente para os ganhos arbitrados.

Além destes relevantes resultados, o maior impacto desta dissertação advém de seu conjunto de novas idéias e da sua abordagem holística. Fruto de uma nova era que envolve desde estudos de Cirurgia Cardiovascular e de Controle e Automação até a abstração desse complexo de interações homem-máquina, por modelos de contato,

entre o TCP de um manipulador de 2 GDL e o POI de um tecido vivo, com sua consequente tradução e implementação via algoritmos computacionais.

Por conseguinte, esta dissertação representa uma iminente contribuição à ligação da área de cirurgias minimamente invasiva roboticamente assistida com a Cirurgia Cardiovascular, posto que ela enfatiza a representação de sistemas robóticos em contato com tecido vivo e a reprodução de sua dinâmica. Por tudo isso, considera-se este trabalho como uma abertura para um amplo e fértil terreno de novas pesquisas na área de cirurgia robotizada.

Sugere-se: (a) uma análise mais detalhada do ponto de vista de controle e de estabilidade de sistemas; (b) a modelagem do movimento da respiração como um ruído aditivo que deve ser compensado dinamicamente ou implementada na forma de um modelo interno do sistema; (c) a implementação de algoritmos de estimação da pulsação do ciclo cardíaco e (d) a experimentação do controlador híbrido aqui apresentado utilizando o robô WAM, cujo TCP esteja em contato com a superfície de uma bexiga que apresente movimento superficial, sendo este controlado devido ao seu enchimento e esvaziamento por um controle hidráulico a fim de que este TCP siga a trajetória do POI.

REFERÊNCIAS

- AL-BASSAM, A. Robotic-assisted surgery in children: advantages and limitations. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.4, p.19–22, 2010.
- BACHTA, W. et al. Active Stabilization for Robotized Beating Heart Surgery. **IEEE Transactions on Robotics**, Urbana, v.27, n.4, p.757–768, Aug. 2011.
- BARRETT. **WAM Arm Overview**. Disponível em: <<http://www.barrett.com/robot/products-arm.htm>>. Acesso em: 16 Jun. 2012.
- BAZANELLA, A. S.; SILVA, J. M. G. da. **Sistemas de Controle: princípios e métodos de projeto**. Porto Alegre: UFRGS, 2005. 297p.
- BEBEK, O.; CAVUSOGLU, M. C. Intelligent Control Algorithms for Robotic-Assisted Beating Heart Surgery. **IEEE Transactions on Robotics**, Urbana, v.23, n.3, p.468–480, Jun. 2007.
- CHAUHAN, S. et al. Evolution of Robotic Surgery: Past, Present, and Future. In: PATEL, V. R. (Ed.). **Robotic Urologic Surgery**. London: Springer London, 2012. p.3–10.
- CHEN, G.; PHAM, M.; REDARCE, T. Sensor-based guidance control of a continuum robot for a semi-autonomous colonoscopy. **Journal of Robotics and Autonomous Systems**, Lyon, v.57, n.6, p.712–722, 2009.
- CHITWOOD, W. R.; NIFONG, L. W. Minimally Invasive Videloscopic Mitral Valve Surgery: the current role of surgical robotics. **Journal of Cardiac Surgery**, Malden, v.15, n.1, p.61–75, Jan. 2000.
- CONSELHO NACIONAL DE SECRETÁRIOS ESTADUAIS PARA ASSUNTOS DE CT&I. **Hospital Oswaldo Cruz realiza primeiras cirurgias robóticas pediátricas**. Disponível em: <<http://www.consecti.org.br/2011/07/05/hospital-oswaldo-cruz-realiza-primeiras-cirurgias-roboticas-pediatricas/>>. Acesso em: 05 Oct. 2011.
- CRAIG, J. J. **Introduction to Robotics: Mechanics and Control**. New Jersey: Pearson Prentice Hall, 2005. 400p.
- DARUWALLA, Z. J.; COLLINS, D. R.; MOORE, D. P. Orthobot, to your station! The application of the remote presence robotic system in orthopaedic surgery in Ireland: a pilot study on patient and nursing staff satisfaction. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.4, p.177–182, 2010.

DIMAIO, S.; HANUSCHIK, M.; KREADEN, U. The da Vinci Surgical System. In: ROSEN, J.; HANNAFORD, B.; SATAVA, R. M. (Ed.). **Surgical Robotics: Systems Applications and Visions**. New York: Springer, 2011. p.199–217.

DOMINICI, M.; CORTESÃO, R.; SOUSA, C. Heart Motion Compensation for Robotic-Assisted Surgery Predictive Approach vs. Active Observer. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2011, Shanghai. **Proceedings...** New York: IEEE, 2011. p.6252–6257.

DOUMERC, N. et al. Robot-assisted laparoscopic prostatectomy: analysis of an experienced open surgeon's learning curve after 300 procedures. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.3, p.229–234, 2010.

GAIA, D. **Cirurgia Cardíaca Minimamente Invasiva**. Disponível em: <<http://www.drDiegoGaia.com.br/cirurgia-minimamente-invasiva>>. Acesso em: 26 Jun. 2012.

GASTRICH, M. D. et al. Robotic surgery: review of the latest advances, risks, and outcomes. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.5, n.2, p.79–97, Jan. 2011.

GINHOUX, R. et al. Active Filtering of Physiological Motion in Robotized Surgery Using Predictive Control. **IEEE Transactions on Robotics**, Urbana, v.21, n.1, p.67–79, Feb. 2005.

GORINEVSKY, D. M.; FORMALSKY, A. M.; SHNEIDER, A. Y. **Force Control of Robotic Systems**. New York: CRC, 1997. 350p.

GOURIN, C. G.; TERRIS, D. J. History of Robotic Surgery. In: FAUST, R. A. (Ed.). **Robotics in Surgery, Current and Future Applications**. New York: Nova Science Publishers, 2007. p.3–12.

GYUNG, S. T.; INDERBIR, G. S. Robotic Laparoscopic Surgery: a comparison of the da Vinci and Zeus Systems. **Urology**, Ohio, v.58, n.6, p.893–898, Dec. 2001.

HADDADIN, S. et al. Safe Physical Human-Robot Interaction: Measurements, Analysis and New Insights. **Journal of Robotic Surgery**, London, p.395–407, 2010.

HADDADIN, S. et al. Soft-Tissue Injury in Robotics. **IEEE Robotics & Automation Magazine**, Brisbane, v.18, n.4, p.20–34, Dec. 2011.

HAGEN, M. E. et al. Robotic kidney implantation for kidney transplantation: initial experience. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.4, p.271–276, 2010.

HAGN, U. et al. Telemanipulator for Remote Minimally Invasive Surgery. **IEEE Robotics & Automation Magazine**, Brisbane, v.15, n.4, p.28–38, Dec. 2008.

HAIDEGGER, T. et al. Force Sensing and Force Control for Surgical Robots. In: IFAC SYMPOSIUM ON MODELLING AND CONTROL IN BIOMEDICAL SYSTEMS, 7., 2009, Aalborg. **Proceedings...** New York: Curran Associates, 2009. p.413–418.

- HAIYANG, J. et al. Safety Design and Control Algorithm for Robotic Spinal Surgical System. **First International Conference on Robot Vision and Signal Processing - IEEE Computer Society**, Shenzhen, p.190–194, 2011.
- HENRIQUES, R. V. B. **Apostila da disciplina de Robótica A**. Notas de aula. 2001.
- HOGAN, N. Impedance Control: an approach to manipulation. **Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control**, Berkeley, v.107, p.1–24, Mar. 1985.
- HOSPITAL ISRAELITA ALBERT EINSTEIN. **Indicadores de Resultados Clínicos**. Disponível em: <<http://www.einstein.br/Hospital/cirurgia/cirurgia-robotica/Paginas/indicadores-clinicos.aspx>>. Acesso em: 05 Oct. 2011.
- HOSPITAL SANTA LÚCIA. **Robótica**. Disponível em: <<http://www.santalucia.com.br/robotica/robotica.htm>>. Acesso em: 05 Oct. 2011.
- INTUITIVE SURGICAL. Disponível em: <<http://www.intuitivesurgical.com/>>. Acesso em: 16 Jun. 2012.
- ISKAKOV, R.; GROEGER, M.; HIRZINGER, G. Heart Motion Simulator for Motion Compensation. In: **IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS**, 2011, San Francisco. **Proceedings...** New York: IEEE, 2011. p.4502–4507.
- KALAN, S. et al. History of robotic surgery. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.4, n.3, p.141–147, Sept. 2010.
- KANE, S.; STEPP, K. J. Laparo-endoscopic single-site surgery hysterectomy using robotic lightweight endoscope assistants. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.3, p.253–255, 2010.
- KIM, Y. et al. Operability of Joystick-Type Steering Device Considering Human Arm Impedance Characteristics. **IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics - Part A: Systems and Humans**, Nagoya, v.42, n.2, p.295–306, Mar. 2012.
- KING, C.-H. et al. Tactile Feedback Induces Reduced Grasping Force in Robot-Assisted Surgery. **IEEE Transactions on Haptics**, Los Angeles, v.2, n.2, p.103–110, Jun. 2009.
- KWOH, Y. et al. A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, Gainesville, v.35, n.2, p.153–160, Feb. 1988.
- KYPSON, A. P.; NIFONG, L. W.; CHITWOOD, W. R. Robotic Cardiac Surgery. **Journal of Long-Term Effects of Medical Implants**, New York, v.6, n.13, p.451–464, 2003.

LAZAREVIC, Z. **Feasibility of a Stewart Platform with Fixed Actuators as a Platform for CABG Surgery Device**. 2000. 39p. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) — Columbia University, Department of Bioengineering.

LI, M. et al. Pneumatic Actuated Robotic Assistant System for Aortic Valve Replacement Under MRI Guidance. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v.58, p.443–451, Feb. 2011.

LIANG, K. et al. Control System Design of a Novel Minimally Invasive Surgery Robot. In: IEEE/ICME, INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPLEX MEDICAL ENGINEERING, 2011, Tianjin. **Proceedings...** New York: IEEE, 2011. p.394–398.

MEDTRONIC. Disponível em: <<http://www.medtronicbrasil.com.br/>>. Acesso em: 20 Mar. 2013.

MOREIRA, P. et al. Force Control for Robotic-Assisted Surgery Based on Viscoelastic Tissue Model. **The International Conferences SKILLS, BIO Web of Conferences**, Montpellier, v.1, n.66, p.4, Dec. 2011.

MOREIRA, P. et al. Beating Heart Motion Compensation Using Active Observers and Disturbance Estimation. **The International Conferences SKILLS, BIO Web of Conferences**, Paris, v.3, n.66, p.6, Dec. 2012.

MOUSTRIS, G. P. et al. Evolution of autonomous and semi-autonomous robotic surgical systems: a review of the literature. **The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, New York, v.7, n.4, p.375–392, Aug. 2011.

NIEMEYER, G.; PREUSCHE, C.; HIRZINGER, G. Telerobotics. In: SICILIANO, B.; KHATIB, O. (Ed.). **Springer Handbook of Robotics**. New York: Springer, 2008. p.741–757.

NORDENSTRÖM, E. et al. A prospective study of 100 robotically assisted laparoscopic adrenalectomies. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.5, n.2, p.127–131, Jan. 2011.

OGATA, K. **Engenharia de Controle Moderno**. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010. 809p.

OSHIRO, E. O.; FERNANDEZ-REPRESA, J. A. Estado actual de la cirugía robótica digestiva a la luz de la medicina basada en la evidencia. **Cirugía Española**, Madrid, v.3, n.85, p.132–139, 2009.

OTERO, J. R. et al. History, Evolution and Application of Robotic Surgery. **Arch. Esp. Urol.**, Madrid, v.60, n.4, p.335–341, Mar. 2007.

PINHO, L. F.; CELULLARI, A. L. Cirurgia cardíaca minimamente invasiva no Brasil. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, São José do Rio Preto, v.26, n.4, p.3–5, Dec. 2011.

PIRES, P. et al. A Flexible Robot Control Solution for Hip Resurfacing Surgery. In: ANNUAL CONFERENCE OF IEEE ON INDUSTRIAL ELECTRONICS, IECON 09, 35., 2009, Lisboa. **Proceedings...** New York: IEEE, 2009. p.1397–1402.

POIGNET, P. et al. Robust 3D tracking for robotic-assisted beating heart surgery. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, EMBC, 2011, Boston. **Proceedings...** New York: IEEE, 2011. p.6686–6686.

QUEIRÓS, P.; CORTESÃO, R.; SOUSA, C. Haptic Tele-Manipulation for Robotic-Assisted Minimally Invasive Surgery with Explicit Posture Control. In: IEEE MEDITERRANEAN CONFERENCE ON CONTROL & AUTOMATION, 18., 2010, Marrakech. **Proceedings...** New York: IEEE, 2010. p.808–814.

REN, J. et al. Dynamic 3-D Virtual Fixtures for Minimally Invasive Beating Heart Procedures. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, Iowa City, v.27, n.8, p.1061–1070, Aug. 2008.

ROSÁRIO, J. M. **Princípios de Mecatrônica**. São Paulo: Prentice-Hall, 2005. 372p.

SÁNCHEZ-MARTÍN, F. M. et al. Historia de la robótica: de arquitas de tarento al robot da vinci (parte ii). **Actas Urológicas Españolas**, Madrid, v.31, n.3, p.185–196, Mar. 2007.

SCIAVICCO, L.; SICILIANO, B. **Modelling and Control of Robot Manipulators**. London: Springer, 2005. 377p.

SERMESANT, M.; DELINGETTE, N.; AYACHE, H. An Electromechanical Model of the Heart for Image Analysis and Simulation. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, Urbana, v.25, n.5, p.612–625, May. 2006.

SHEN, J. J. et al. Viscoelastic Modelling of the Contact Interaction Between a Tactile Sensor and Atrial Tissue. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Minneapolis, v.59, n.6, p.1727–1738, Jun. 2012.

SPONG, M. W.; HUTCHINSON, S.; VIDYASAGAR, M. **Robot Modeling and Control**. New York: John Wiley & Sons, 2006. 496p.

VALERO, R. et al. Cirugía robótica: historia e impacto en la enseñanza. **Actas Urológicas Españolas**, Madrid, v.35, n.9, p.540–545, Oct. 2011.

VIRGINIA COMMONWEALTH UNIVERSITY. **History of Robotic Surgery**. Disponível em: <<http://www.vcuhealth.org>>. Acesso em: 05 Jun. 2012.

WAMPLER, S. M. et al. A Stewart Platform for Precision Surgery. **Transactions of the Institute of Measurement and Control**, London, v.25, n.4, p.329–334, 2003.

WORLDTEMPUS. **Automata**. Disponível em: <<http://www.worldtempus.com/en/brands/partner-brands/jaquet-droz/additional-information/automata/>>. Acesso em: 11 Jun. 2012.

YAMAMOTO, T. et al. Tissue Property Estimation and Graphical Display for Teleoperated Robot-Assisted Surgery. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2009, Baltimore. **Proceedings...** New York: IEEE, 2009. p.4239–4245.

YANAGIHARA, M. et al. Development of a Precise Control Method for a Medical Robot Working with Stiff Tissues during Hip-Joint Surgery. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND BIOMIMETICS, ROBIO, 2007, Sanya. **Proceedings...** New York: IEEE, 2007. p.342–348.

YENIARAS, E. et al. Magnetic Resonance Based Control of a Robotic Manipulator for Interventions in the Beating Heart. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2011, Shanghai. **Proceedings...** New York: IEEE, 2011. p.6270–6275.

YOO, J. et al. Double primary tumor of the stomach and the prostate managed robotically simultaneously. **Journal of Robotic Surgery**, London, v.4, n.1, p.53–55, 2010.

YUEN, S. G. et al. Force Tracking With Feed-Forward Motion Estimation for Beating Heart Surgery. **IEEE Transactions on Robotics**, Urbana, v.26, n.5, p.888–896, Oct. 2010.

APÊNDICE A HISTÓRIA DA ROBÓTICA

As máquinas autônomas datam de cerca de 400 a.C., sendo o pássaro de madeira auto-propulsionado de Arquitas de Tarento, capaz de percorrer 200 metros (SÁNCHEZ-MARTÍN et al., 2007), um exemplo de maquinário autônomo primordial. Embora o termo *robótica* seja relativamente novo (GOURIN; TERRIS, 2007), o primeiro robô capaz de imitar o movimento de partes do corpo humano como a mandíbula, braços e pescoço foi o *Cavaleiro Mecânico*, Figura 62 (KALAN et al., 2010), de Leonardo da Vinci em 1495 (VALERO et al., 2011), inspiração para a boneca tocadora de mandolina de Gianello Turriano em 1540.



Figura 62: O Cavaleiro, de Leonardo da Vinci

Em 1772, *L'Ecrivain*¹, mais complexo autômato de Pierre Jaquet Droz (VALERO et al., 2011), mostrado na Figura 63 (WORLDTEMPUS, 2012), foi o primeiro autômato a possuir uma roda programável integrada permitindo a escrita de textos pré-programados usando uma caneta de pena. Ao fixar essa roda a uma caneta de pena, O Escritor era capaz de escrever frases completas, seguindo o movimento da pena com os olhos e a cabeça, respeitando os espaços entre linhas e entre palavras, e mesmo a pontuação, sendo por todos estes aspectos, um mecanismo complexo e inédito em sua época.

¹ou O Escritor

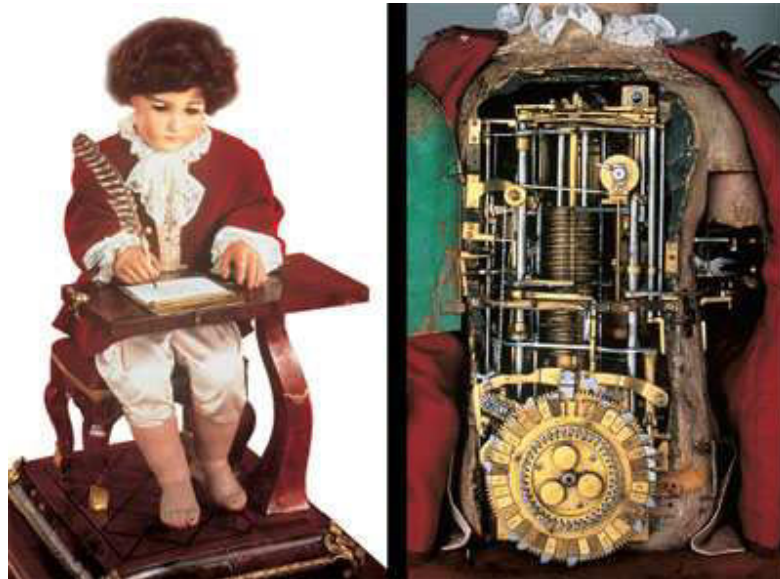


Figura 63: Autômato *O Escritor*, criado em 1772 pelo relojoeiro Pierre Jaquet Droz.

A palavra robô originou-se de *robota*, palavra de origem tcheca extraída da obra de *Robots Universales Rossum* de Karel Capek, 1921, que significa trabalho compulsório ou obrigatório (OTERO et al., 2007). Porém, foram necessários 40 anos para que a era da robótica industrial fosse concretizada (KALAN et al., 2010). Alguns projetos iniciais no campo da automação destacam-se por seus primórdios, nos séculos XVII e XVIII. Em 1801, J. Jacquard inventou uma máquina de tecer programável (OTERO et al., 2007) e, mais de 100 anos depois, em 1959, a *Planet Corporation* lançou o primeiro robô comercial (KALAN et al., 2010).

Em 1961 a *Unimation Inc.* desenvolveu o primeiro robô industrial com seis graus de liberdade para a indústria automotiva (GOURIN; TERRIS, 2007).

O braço robótico WAM, da *Barret Technology* apresenta uma tecnologia de transmissão de movimento às juntas, que podem ser manipuladas através da aplicação de forças externas enquanto o robô encontra-se em operação, ou seja, os motores podem tanto aplicar como absorver torques durante uma mesma aplicação, Figura 64 (BARRETT, 2012). O braço robótico WAM é um robô multiuso, sendo utilizado como robô assistencial a idosos; na manufatura, para pinturas; em projetos espaciais e em operações cirúrgicas (BARRETT, 2012). Uma das principais vantagens do uso do braço robótico WAM está na flexibilidade de programação pois o mesmo consiste em um braço em escala com o braço humano, com sete graus de liberdade.



Figura 64: Sistema Robótico WAM