

ACIONAMENTO DE UMA CADEIRA DE RODAS PELA PERCEPÇÃO DA INTENSIDADE DE SOPRO E SUCÇÃO, COM MOTORES DE INDUÇÃO

A. P. Leôncio Junior*, W. R. B. M. Nunes*, N. Silva*, M. R. Covacic*, G. G. Cocco**, C. R. Giuzio***, R. Lupatteli**** V. Pirol*****, P. F. Rodrigues*****, P. Bassi****, R. Gaino*

*Universidade Estadual de Londrina, Londrina, Brasil
Laboratório de Controle avançado, Robótica e Engenharia Biomédica
**Usiban, Bandeirantes, Brasil
***Eletro In-Matec, Londrina, Brasil
****Senai, Santo Antônio da Platina, Brasil
e-mail: antonio.pires@usiban.com.br

Resumo: O presente trabalho propõe um sistema de controle por sopro e sucção através de um único sensor de fluxo para cadeira de rodas motorizadas. Em função da percepção e dinâmica da intensidade do sopro e sucção do cadeirante, é possível conduzir a cadeira nos quatro sentidos de direção, avanço, retorno, esquerda e direita, de modo suave ou expressivo. Dois motores de indução são utilizados para a movimentação da cadeira no lugar do uso tradicional de motores de corrente contínua. O controle do acionamento destes motores é do tipo escalar. A análise matemática e simulações fazem parte deste trabalho.

Palavras-chave: Motor indução, controle por sopro e sucção, reabilitação.

Abstract: *The present paper proposes the implementation of a sip and puff control system, through a unique flow sensor adapted to motorized wheelchairs. On the basis of perception and dynamic intensity of blowing and suction wheelchair user, it is possible to drive the chair in four senses of direction, forward, back, left and right, in a strong or soft mode. Two induction motors are used to drive the chair in place of the traditional use of DC motors. The drive control of these motors is the scalar type. Mathematics analysis and simulations are part of this work.*

Keywords: *Induction motor, sip and puff control, rehabilitation.*

Introdução

No ramo da saúde, a preocupação com pessoas portadoras de necessidades especiais e com dificuldades em locomoção ganha atenção mundial. Governos, empresas privadas e estabelecimentos de ensino têm adotado diversos meios de acessibilidade plena para esse público. No entanto, temos muitos cadeirantes que sofrem de tetraplegia, a qual se trata de lesão encefálica com comprometimento dos quatro membros. A tetraplegia leva à perda de controle motor e sensibilidade dos membros superiores e inferiores e do

tronco, ficando assim sem ação nas pernas e braços necessitando constante ajuda de terceiros na sua locomoção, mas muitas destas pessoas estão em plena atividade mental e ainda gozam de boa saúde respiratória, não tendo condições de manusear manipuladores, botões e Joysticks de acionamento das cadeiras motorizadas convencionais.

Neste trabalho é proposto, a partir da percepção da intensidade de sopro e sucção de um cadeirante tetraplégico como citado, o controle de locomoção de uma cadeira de rodas motorizada, facilitando suas ações cotidianas em ambientes tais como: residência, sala de aula, e outros recintos, a sensibilização é dada pelo sopro e sucção suave e ou expressivo, a intensidade deste sopro não é capaz de apagar uma vela acesa e a sucção sugaria com muita dificuldade água de um copo por um canudo, mas perceptível ao sistema e capaz de acionar os deslocamentos sem a utilização das mãos [1] [2] [3].

Materiais e métodos

A movimentação da cadeira é realizada através de motores de indução trifásicos com controle escalar e acionamento simples. A cadeira de rodas com motor de corrente contínua e movida a sopro e sucção foi desenvolvida no Laboratório de Controle Avançado, Robótica e Engenharia Biomédica e esta sob a patente BR 10 2014 018375. Agregando as melhorias de percepção da sensibilidade do sopro, e, nova estratégia de acionamento com um único sensor de fluxo de sopro e sucção do sistema anterior, com a aplicação dos motores de indução, suprimindo algumas desvantagens dos tradicionais motores de corrente contínua, como o alto custo de manutenção e tamanho [2] [3].

O cadeirante conta com o canal de sopro próximo a boca, facilitando o controle de sua ação sobre a movimentação da cadeira [4] [5]. Na versão de Sobrinho [2] não consta a intensidade, a nova lógica de movimento por prioridade e não aplicam motores de indução.

Tendo o sopro como sinal de entrada para a ação desejada, o operador faz o seu sopro e ou sucção

na intenção de movimento. Uma nova estratégia lógica temporizada foi desenvolvida no DSP *Texas Instruments*® F28335 para a identificação de um dos estados de deslocamento, são eles: avanço, retorno, direito e esquerdo. A lógica elaborada no DSP *Texas Instruments*® F28335 estabelece como prioridade inicial (ao ligar o equipamento) o estado de avanço e retorno. Desejando o cadeirante se deslocar no estado de avanço ele soprará, caso contrário ele irá succionar para deslocar no estado de retorno. Para habilitar o estado de direita ou esquerda, é necessário um tempo mínimo de 3 segundos após o último sopro e ou sucção do avanço e retorno. Estando habilitado o estado de direita ou esquerda, se após 3 segundos o sensor não for acionado, o sistema retorna a habilitar o estado de avanço ou retorno que é prioridade. A Figura 1 apresenta uma situação exemplificada de acionamento dos sensores de sopro e sucção com os respectivos sinais de comando para a cadeira deslocar-se com velocidade linear ou angular conforme os estados habilitados.

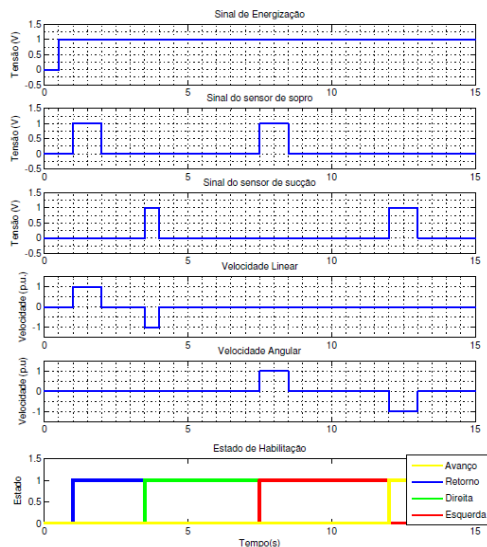


Figura 1: Gráfico de condições de acionamento.

Sensor de Fluxo

O sensor de fluxo de ar aplicado neste trabalho é o MICROBRIDGE AWM2100 da *Honeywell* mostrado na Figura 2, é um dispositivo passivo formado por duas pontes de Wheatstone. Circuitos auxiliares são necessários [3], para a otimização e condicionamento de sinal do Sensor [6].



Figura 2: Sensor de Fluxo AWM2100.

A escolha do sensor de fluxo deu-se pela alta sensibilidade, rápida resposta e ampla escala de entrada. Este sensor de fluxo, tecnicamente um transdutor,

converte os sopros e sucções, em sinais elétricos. O sinal analógico gerado pelo circuito varia aproximadamente de -60mV a $+60\text{mV}$ com a aplicação de sucção e sopro respectivamente, a variação de fluxo de ar é de -200 sccm à $+200\text{ sccm}$ (centímetros cúbicos padrão por minuto). A tabela 1 apresenta a faixa de trabalho do Sensor nas escalas mBar e sccm (pressão e vazão de fluxo, respectivamente) e o nível de tensão.

Tabela 1: Níveis de Tensão, mBar e Fluxo em sccm

Press (mBar)	Flow (sccm)	Nom. (mV)	Tol. (\pm mV)
0.49	200	44.50	4.25
0.35	150	38.75	3.00
0.21	100	30.00	1.50
0.09	50	16.50	2.50
0.00	0	0.00	1.00
-0.09	-50	-16.50	4.50
-0.21	-100	-30.00	5.00
-0.35	-150	-38.80	7.65
-0.49	-200	-44.50	9.75

A intensidade de sopro e sucção no desejo de deslocamento pelo cadeirante é pequena, como descrito na tabela 1 acima, níveis baixos de pressão e ou fluxo de ar são suficientes para a interpretação dos acionamentos, pressão (sopro) e depressão (sucção) estão na ordem de 550 mbar e -500 mbar, visando dar autonomia às pessoas portadoras de necessidade especiais, em espaços de ambiente comum, o acionamento proposto de sopro e sucção não passou por uma análise criteriosa referente as repetições de sopro e sucção para o deslocamento e a condição do cadeirante, como já citado as pressões são baixas, o que pelos ensaios com o prototipo não oferece dificuldades ao cadeirante, para trabalho futuro, faz-se necessária uma melhor mensuração e ensaios com paciente, para análise de desconforto e efeitos colaterais, envolvendo também um profissional da saúde.

Controle e condicionamento de Sinal

Um circuito de condicionamento deste sinal se faz necessário para compatibilizar o seu uso em sistemas de processamento e controle digitais [2] [3]. Na saída deste circuito, o sinal, sem fluxo de ar, é de 1,5 V. Havendo sopro, este varia entre 1,5 V e 3 V e havendo sucção, entre 1,5 V e 0 V.

Para um bom funcionamento, circuitos auxiliares são necessários. Sendo um para minimizar os efeitos externos de temperatura incidentes na medição do fluxo, o outro, responsável pela sensibilidade do transdutor, de modo a evitar que uma simples respirações espontâneas do cadeirante origine movimentos indesejados à cadeira. Em caso de uma situação de risco, por um sopro forte por exemplo, além do circuito de sensibilidade citado, temos uma rampa de aceleração ou seja a resposta de partida não é espontânea a ponto de solavancos no usuário e este

tempo é ajustável, desejando a parada e na ausência de sopro e ou sucção a resposta de parada é com rampa de desaceleração muito curta, também ajustável não pondo em risco o usuário.

Modelo Cinemático da Cadeira de Rodas

Um sistema de controle eficaz requer o modelo mecânico da cadeira de rodas. Neste caso, um modelo cinemático da cadeira de rodas garante bons resultados [1] [2] [4] e [5]. Uma proposta de controle com modelo cinemático é apresentada em [1] [7] e [2]. A cadeira de rodas pode ser vista como uma plataforma retangular com duas rodas livres e duas rodas motorizadas, cada uma acionada por um motor de indução. As variáveis para o cálculo da velocidade linear V , e angular Ω , em função das cinemáticas direta e inversa, deduzidas em [1], obtendo-se as velocidades linear V , e angular Ω . R é o raio das rodas motorizadas, D é a distância entre elas e “ u ” é a posição instantânea da cadeira [2] e [8], dada a relação $\frac{du}{dt} = V$ então:

$$\theta_t = \theta_0 + \frac{R}{D} \int_0^t (w_l - w_r) dt \quad (1)$$

$$V = \frac{du}{dt} = \frac{R}{2} (w_l + w_r) \quad (2)$$

Tendo-se assim as velocidades linear V , e angular Ω dadas por (3) e (4) respectivamente:

$$V = \frac{R}{2} (w_l + w_r) \quad (3)$$

$$\Omega = \frac{R}{D} (w_l - w_r) \quad (4)$$

Variáveis são adaptadas no sistema de controle [1] [5] [7].

Controle dos motores de indução

O Controle dos motores de indução é do tipo escalar. Mesmo sendo simples este controle apresentou um desempenho dinâmico aceitável. Baseado nas equações do motor em regime permanente, o controle tem por objetivo manter o torque eletromagnético constante. Atuando diretamente sobre o módulo e frequência das variáveis do motor, sem se preocupar com a fase. O princípio de funcionamento do método V/f. Com o controle a máquina de indução é alimentada por um inversor de tensão cujo circuito de comando recebe como sinais de entrada a amplitude e a frequência da tensão a ser aplicada no estator. [1] [7] e [9].

Motores em análise

Motores em corrente contínua apresentam características que em determinados casos são uma opção viável, cita-se vantagens de aplicação dos motores de corrente contínua, são elas: custo de acionamento baixo e simples, alto torque na partida e

em baixas rotações, ciclo contínuo mesmos em baixas rotações, confiabilidade e flexibilidade de operação em tensões amigáveis, dinâmica de controle simplificada e torque constante mesmo com variação de carga e velocidade [10] e [11]. Nas desvantagens dos motores de corrente contínua, destaca-se que os motores de corrente contínua, são maiores e mais caros que os motores de indução para uma mesma potência, apresentam maior necessidade de manutenção, arco elétrico e centelhamento devido à comutação de corrente por elemento mecânico não podendo ser aplicado em ambientes com riscos de explosão, fator aquecimento e perdas inerentes a motores elétricos são maiores nos motores de corrente contínua. Avanços tecnológicos nos acionamentos dos motores de indução viabiliza a cada dia a aplicação dos motores de indução de corrente alternada, que passam a assumir as vantagens já citadas dos motores de corrente contínua, podendo ser aplicados em ambientes explosivos [10] e [11], a aplicação de motores de indução em cadeiras de rodas é inovadora.

Implementação do Protótipo

O protótipo foi elaborado e montado no Laboratório de Controle Avançado, Robótica e Engenharia Biomédica da UEL. Os ensaios foram desenvolvidos apenas com cadeira protótipo a vazio (sem carga “sem paciente”) a estrutura toda montada, mas apenas foram levantados sinais e as dinâmicas de respostas quanto aos estímulos dados pelo o sensor de sopro e sucção. Em média cadeiras de rodas motorizadas comerciais com motores de corrente contínua, apresentam velocidades de 7 a 10 Km/h [12], a potência característica nos modelos mais comuns de 400 w, por motor e com uma autonomia (considerando baterias novas, terreno plano e pista lisa a um uso intermitente e usuário de 80 Kg) de 30 km [12]. Apresentado cálculo em planilha da perspectiva de desempenho do motor de corrente alternada e o motor de corrente contínua, considerando um modelo de cadeira de rodas comercial que utiliza motores de 400 w em corrente contínua e comparado na mesma planilha os motores de 250 w corrente alternada do protótipo, estimado um rendimento de 82% ao acionamento dos motores de corrente alternada, e estimado rendimento de 100% ao acionamento do motor de corrente contínua, considerado em carga plena as duas situações e uso constante, a Tabela 2 apresenta os resultados.

Tabela 2: Planilha de valores calculados da Autonomia

	Motor CA	Motor CC
Número de baterias utilizadas	2	2
Corrente de cada Bateria	45 Ah	45 Ah
Tensão das baterias	12 Volts	12 Volts
Potência Média Consumida	500 Watts	800 Watts
Rendimento	82%	100%
Resultado em minutos	106 Minutos	81 Minutos
Autonomia do conjunto :	1:46 Horas	1:21 Horas
Autonomia de Percurso	12,4 Km	9,5 Km

Mesmo sem carga, no protótipo, obteve-se boa resposta motora dos movimentos, a rampa de aceleração da uma condição de suavidade nas partidas das direções.

O desempenho de motores de indução frente aos motores de corrente contínua, é superior [10] [11], declinando a cada dia em função das novas tecnologias dos motores de corrente alternada, o que ainda viabiliza a aplicação dos motores de corrente contínua, é a simplicidade do acionamento. Dados do motor de indução aplicado no protótipo: Marca Siemens®, potência 0.25 Kw/0.33 CV, tensão 220V [13].

A Figura 3 apresenta em vista destaque os motores de indução de corrente alternada que foram acoplados em lugar dos motores de corrente contínua, [4] e [5], e acoplados aos motores de corrente alternada, os encoders.



Figura 3: Motores de indução e encoders.

Simulação do sistema

Para realizar as simulações utilizaram-se dados enviados pelo fabricante [13] e levantados em ensaios no laboratório. Todo o circuito foi simulado no MatLab/Simulink® com blocos do inversor no modo escalar [9] e [14], na simulação há saturadores limitando o sinal do sensor de 0 a 3 V, o que proporcionalmente corresponde ao sopro e sucção em sinal elétrico variando a frequência no motor de 20 Hz (frequência mínima), a 60 Hz (frequência máxima). Considerado que o sopro fosse um sinal que pudesse ser aumentado gradativamente acima de 1,5V, correspondendo a um aumento gradativo de frequência até no máximo 60Hz. Igualmente considerado que o sinal de entrada pudesse variar de 1,5V até 0 V representado a sucção, assim diminuindo gradativamente a tensão abaixo do 1,5V a frequência aumenta gradativamente até atingir o máximo de 60Hz. O sinal de entrada do sensor apresentado na Figura 5, e Figura 6 Bloco do método escalar simulado.

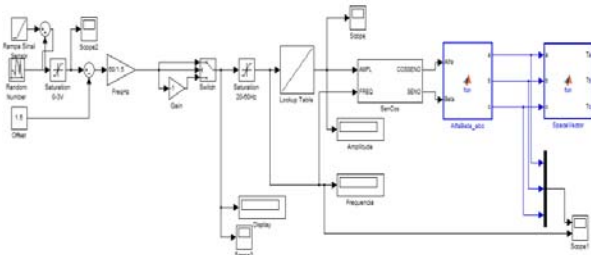


Figura 5: Bloco do método Escalar simulado.

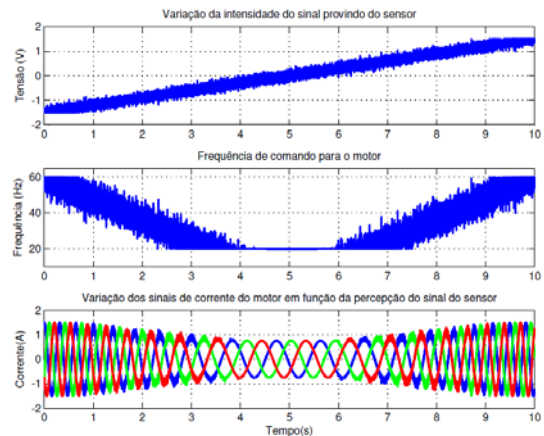


Figura 4: Sinais.:Sensor, Frequencia e corrente motor

A resposta do motor de indução em simulação acompanha a variação de intensidade do sensor, em uma proporção como apresentado na Figura 4.

Resultados

Os ensaios aplicados visaram situações de ação e resposta, assim foram efetuadas as aquisições dos sinais de saída do circuito de condicionamento do Sensor como mostra as Figuras 5 e 6, conectado ao Canal 1 do osciloscópio (Azul) o sinal do sensor, e destacado uma saída analógica do DSP para representar a resposta do motor no momento de seu funcionamento, visualizado no Canal 2 (Vermelho).

Temos na Figura 5 um sopro em expressão Canal 1 (Azul) e resposta do motor Canal 2 (Vermelho):

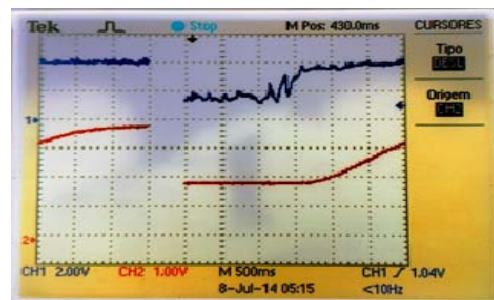


Figura 5: Momento de Sopro expressivo.

Temos aqui uma condição de decréscimo na sucção Canal 1 (Azul) e resposta do motor no Canal 2 (Vermelho).

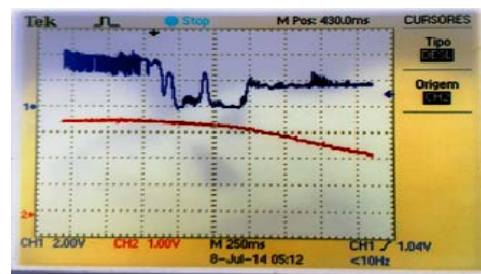


Figura 6: Momento de Sucção suave.

Discussão

Com o sistema de percepção do sopro e sucção funcionando, o qual dá liberdade ao cadeirante no controle de seus movimentos com intensidade, está em andamento aplicação de controle vetorial por campo orientado que explora melhor o desempenho do motor no quesito torque constante e variação de velocidade, variação de carga. Os resultados das ações em função das manobras exigidas atenderam as expectativas, ou seja, o sistema de controle por sopro e sucção em um único canal é viável e funcional, atendeu as direções básicas: avanço, retorno, esquerda e direita [4] e [5]. Apesar de básico e não foram mensurados valores de desempenho o controle escalar atendeu aos ensaios, abrindo porta para aplicações de outras tecnologias. No avanço das pesquisas, acrescer flexibilidade em direções angulares, o tipo de controle dos motores e aplicar motores de alto rendimento e menor peso [10] e [15].

Conclusão

O motor de indução resultou em boas condições de acionamento da velocidade e direção, o peso do motor AC que é maior do que o motor de corrente contínua dependendo a característica, não inviabiliza avanços no projeto, pois outros ganhos tendem a serem expressivos.

Com relação à mensuração de indicadores precisos da autonomia, controle, vida útil e eficiência energética comparada ao motor de corrente contínua, a boa resposta do acionamento com este sistema básico, abre a oportunidade de avanços e melhor detalhamento de informações.

Agradecimentos

Os Autores agradecem a CAPES, a USIBAN® na pessoa do Sr. Gustavo Gil – Gerente Industrial pelo apoio, ao Sr. Carlos Roberto Giuzio proprietário da ELETRO-INMATEC® pelo apoio e fornecimento dos motores e encoders SIEMENS® aplicados neste trabalho, ao SENAI-SAP nas pessoas dos Professores Rodrigo Lupatelli Coordenador de Educação, Valmir Pirolo, Pedro Bassi e Patrick Fernando Rodrigues, Técnicos de Ensino, pelo apoio no desenvolvimento mecânico estrutural e eletrônico.

Referências

[1] Mazo, M.; Rodríguez, F.J.; Lázaro, J.L.; Ureña, J.;García, J.C.; Santiso, E.; Revenga, P.A. (1995).Electronic Control of a Wheelchair Guided by Voice Commands. Control Engineering Practice,v. 3, Elsevier Science Ltd., p. 665-674.
[2] Gaino, R.; Suzuki, I.; Fonseca Sobrinho, A.S.; Germanovix,Walter. (2003). Implementação e Análise do Controle de Uma Cadeira de Rodas Através de Sopros e Sucções. In: SBAI, Bauru, 6º Simp. bras. de Automação Inteligente. Tec Art Editora, 2003. P. 775-780.

[3] Ferreira, C. L. L.; Cervantes, S. G. de S.; Germanovix, W. (2008). Cadeira de Rodas Controlada por Sopro e Sucção. Disponível em: http://www.labplan.ufsc.br/congressos/CBA2008/textos/CBA_2008_Artigos/40057.pdf. Acesso
[4] Gentilho, Jr, Rosa Filho, J.E. A. Biazeto, Covacic, M. R.; Carvalho, A.A.; Teixeira, M.C.M.; Sanches, M.A.A.; Kozan, R.F.; Junqueira, M.V.N.; Gaino, R., Controle Implementado em DSP para cadeira de rodas acionada por sopro e sucção. In: Anais do 11o Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI-DINCON2013), Fortaleza-CE,
[5] Gentilho Junior, E.; Biazeto, A. R.; Kayamori, H. K.; Covacic, M. R.; Gaino, R., Controle implementado em DSP para cadeira de rodas acionada por sopro e sucção. In: Inovação e Tecnologia, Londrina: SENAI, 2014, p. 236-248.
[6] Datasheet Sensor MICROBRIDGE AWM2100 da Honeywell. Junho/2005-581.
[7] Rossini, Flávio Luiz. Projeto de controlador robusto aplicado à cadeira de rodas móveis via abordagem por LMIS. 2013. 183 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – UEL, Londrina.
[8] De La Cruz, C. C.; Bastos, T. F.; e Carelli, R. (2011). Adaptive motion control law of a robotic wheelchair. Control Engineering Practice, Vol. 19, Elsevier Science Ltd., p. 113-125.
[9] Bose, Bimal K. Modern Power electronics and Acdrives/Bimal Bose. 1ª ed. St. Prentice Hall; 2002.
[10] Jordan, Howard E. Energy-Efficient Electric Motors and their Applications Hardcover –2nd Ed. August 31, 1994 p. cm.
[11] Automação e Controle SIEMENS, Motores de Corrente Contínua – Guia rápido 01/2006.
[12] Manual Téc.FREEDOM cadeiras motorizadas .:http://www.freedom.ind.br/arquivos/produto/manual_br/cadeiras_motorizadas.pdf .: em 02/06/14.
[13] Folha de Dados SIEMENS e planilha excel.: <http://www.siemens.com.br/templates/v2/templates/TemplateK.aspx?channel=9307> .: em 28/05/14.
[14] ONG, C. M. Dynamic Simulation of Electric Machinery Using Matlab/Simulink®. Prentice Hall, 1998
[15] Silva, N.; Gaino, R.; Covacic, M. R.; artigo “Bancada Didática para acionamento de Motores CA controlada por DSC Programado em Ambiente MatLab/Simulink®” COBENGE 2014.