

# ESTABILIDADE EM CADEIRAS DE RODAS COM ADAPTAÇÕES

## STABILITY OF WHEELCHAIRS WITH ADAPTATIONS

Data de entrega dos originais à redação em: 10/09/2016  
e recebido para diagramação em: 08/08/2017

João Luis Sanches <sup>1</sup>  
Paulo Marcos de Aguiar <sup>2</sup>

A adição de dispositivos assistivos, bem como a postura do paciente quando sentado na cadeira de rodas, pode levar o conjunto cadeira-usuário à instabilidade, pelo fato de os equipamentos de testes das cadeiras, empregados pelos fabricantes, não considerarem a adição de tais dispositivos. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma plataforma para determinar o limite de inclinação do conjunto cadeira-usuário por meio do posicionamento da cadeira, juntamente com o ocupante e seus acessórios, onde é medido o peso bem como a posição geométrica de cada roda sobre a plataforma. Os sinais de peso e posição obtidos são enviados a um sistema microcontrolado, que realiza o cálculo do centro de gravidade do conjunto, bem como os ângulos limites de inclinação laterais, frontal e traseiro, e exibe os dados calculados em uma interface gráfica de usuário. Os sistemas de medição de peso e posição implementados funcionaram corretamente, apresentando erros de posição inferiores a 0,5%, e de peso inferiores a 1%, dentro de um intervalo de confiança de 95%, considerados adequados para a aplicação, tomando-se como base as classes de exatidão especificadas nas portarias de classificação de instrumentos de medição de posição e peso nº 145/99 e 236/94 do INMETRO.

Palavras-chave: Adaptação em Cadeiras de Rodas.

*The addition of assistive devices, as well as the patient's posture when sitting in the wheelchair, can lead the set wheelchair-user to instability, due to the test equipment for wheelchairs, deployed by the manufacturers, does not consider the addition of such devices. This work presents the development of a platform to determine the tilting limit of the set wheelchair-user by means of the placement of the wheelchair along with the occupant and its accessories on it, where the weight and the position of each wheel over the platform is measured. The weight and position signals acquired are sent to a microcontrolled system, which calculates the center of gravity of the set, as well as the lateral, front and rear slope angles, and displays the calculated data in a graphical user interface. The weight and position measurement systems implemented worked correctly, with less than 0.5% of position error, and for the weight values, less than 1% of error, within a 95% confidence interval, to which were considered appropriate for the application, based on the accuracy classes specified in INMETRO's Position and Weight Measurement Instruments Ordinance Nº. 145/99 and 236/94.*

*Keywords: Wheelchair Adaptations.*

## 1 INTRODUÇÃO

As cadeiras de rodas são equipamentos com a função de assistir ao usuário em sua locomoção quando este é acometido por enfermidades que o impeçam de se locomover. Porém, como é possível observar nos trabalhos de Chen Li e Wang (2011), especialmente durante a fase de adaptação do usuário à cadeira para ele prescrita, a incidência de acidentes domésticos ocasionados pelo tombamento da cadeira é item de grande preocupação para os profissionais que adaptam a cadeira de rodas para garantir a segurança do usuário.

A NBR ISO 7176-1, 2009, estabelece diretrizes para testes de estabilidade estática de cadeiras de rodas, mas tais testes não consideram aspectos mais específicos e que, invariavelmente, fazem parte do cotidiano do usuário, como por exemplo, a eventual utilização de equipamentos assistivos acoplados à cadeira, características anatômicas do corpo do usuário e outras variáveis que alteram de forma significativa o centro de gravidade do conjunto cadeira-usuário de forma que seu limite máximo de inclinação, considerando as variáveis mencionadas, fica abaixo daqueles informados pelos fabricantes de cadeiras de rodas.

Os testes normalizados para determinação dos limites estáticos de inclinação das cadeiras de rodas, geralmente, empregam plataformas de apoio que realizam a inclinação da cadeira até que seu limite de tombamento seja atingido, e então, o ângulo de inclinação medido é tomado como limite (ABNT, 2009). De posse dessas informações, os profissionais de saúde (fisioterapia e medicina) prescrevem as cadeiras bem como indicam os dispositivos anti-tombamento, que são acessórios instalados na cadeira de rodas, atuando de forma a proteger o usuário quando este se inclina em um ângulo superior ao limite máximo de inclinação da cadeira.

A indicação dos ajustes bem como a escolha dos dispositivos é feita, geralmente, de forma empírica, durante a fase de adaptação da cadeira, devido à ausência de equipamentos que permitam a realização de medições mais precisas dos limites de inclinação, especialmente nos ambientes de reabilitação, onde são realizadas as adaptações das cadeiras de rodas.

Este trabalho demonstra o desenvolvimento de um sistema para a determinação estimada do ângulo limite de inclinação para cadeiras de rodas, por meio de uma

1 - Mestrado profissional em Automação e controle de Processos Industriais. < jsanchesbr2003@gmail.com >.

2 - Pesquisador IFSP - Câmpus São Paulo - Laboratório de Pesquisa em Robótica e Reabilitação (LABORE). < aguiarpma@gmail.com >.

plataforma, dividida em quatro unidades idênticas, em que, cada uma das unidades, possui capacidade para medir a força imposta por cada uma das rodas da cadeira, e medir a posição de cada roda incluindo o sistema de automação e instrumentação, que após obter os sinais das forças exercidas pelas rodas da cadeira sobre a plataforma, bem como a posição de cada roda sobre esta mesma plataforma, calcula o centro de gravidade do conjunto cadeira-usuário, bem como o ângulo máximo de inclinação em que a cadeira pode atingir nestas condições.

A medição da força exercida pelas rodas da cadeira é realizada empregando um conjunto de quatro células de carga em cada um dos quatro pontos de medição, conectadas em ponte a circuitos amplificadores de instrumentação e conversores A/D seriais, que, por sua vez, são conectados às entradas de um sistema microcontrolado, implementado pela plataforma Arduino®.

A posição de cada roda é obtida por meio do emprego de painéis sensíveis ao toque, modelo 1248879, da *Haina electronics*, instalados sobre a plataforma e, por meio de sinais analógicos, enviam sinais de tensão, proporcionais às posições tocadas pelas rodas da cadeira, ao sistema microcontrolado. Após a aquisição dos sinais, as coordenadas que definem o centro de gravidade, assim como os ângulos máximos de inclinação, são calculadas combinando a altura média do centro de gravidade e suas coordenadas horizontais, e, então, enviadas a uma interface gráfica de usuário, desenvolvida na linguagem C#, para a observação do ponto onde se localiza o centro de gravidade em relação à posição da cadeira e os ângulos de inclinação.

De posse dos valores de posição e peso, realizaram-se testes empregando uma cadeira padrão, em diferentes condições de uso, envolvendo, alteração da distribuição de peso sobre a cadeira, mudanças de posição dos rodízios, utilizando balanças individuais e determinação teórica do centro de gravidade e dos ângulos limites de inclinação e comparar com os resultados obtidos por meio de testes empregando a plataforma desenvolvida.

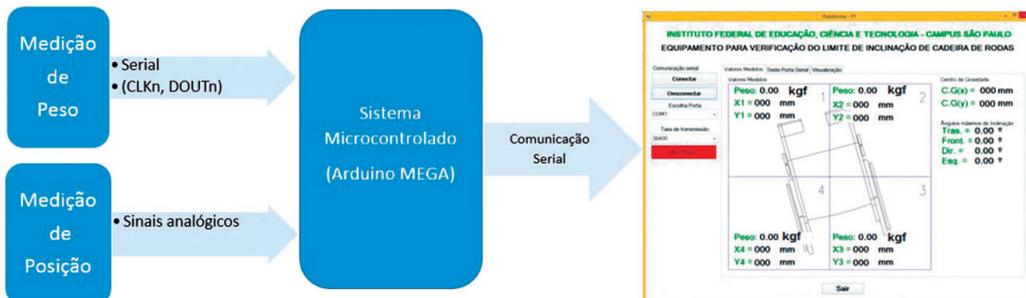
Este trabalho propõe oferecer uma contribuição para os profissionais de reabilitação, permitindo, por meio do emprego do equipamento desenvolvido, a obtenção de melhores resultados nos ajustes de dispositivos anti-tombamento, na correção da postura do usuário e na instalação de outros dispositivos durante a adaptação da cadeira de rodas, e assim, contribuir para o aumento da segurança do usuário que ocupa a cadeira de rodas e melhorando sua qualidade de vida.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema é composto por uma plataforma, dividida em quatro células individuais de medição, possuindo, em cada uma das células, um sistema de medição de peso e

um de medição de posição. Um sistema microcontrolado faz a aquisição e o processamento de todos os sinais, e, por meio de uma interface de comunicação, envia os dados para um computador com uma interface gráfica, conforme sugere a estrutura apresentada na Figura 1.

Figura 1 - Diagrama de blocos do sistema desenvolvido



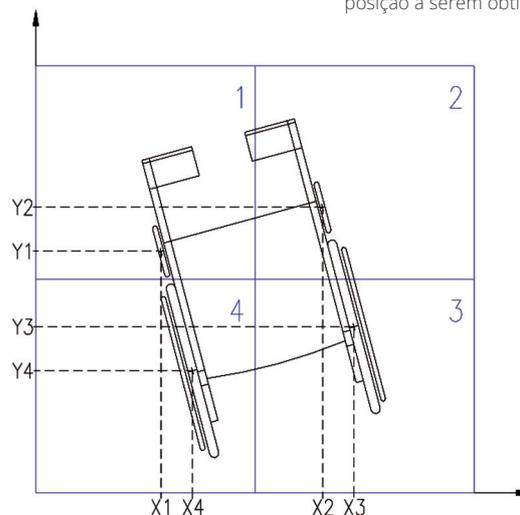
Cada uma das quatro células, que fará a medição de peso e posição de cada roda da cadeira de rodas, será tratada neste texto como quadrante de medição afim de não confundir com o termo plataforma, termo este que nomeia o equipamento proposto neste trabalho e que compreende a associação dos quatro quadrantes em um único sistema.

As unidades de medida de posição serão dadas em milímetros e a unidades de medida de peso em kgf.

### 2.1 Plataforma de aquisição de sinais

O desenvolvimento da plataforma consiste na obtenção de um dispositivo que permita entregar o par de coordenadas (X,Y) de cada ponto tocado por cada uma das rodas da cadeira de rodas sobre um plano cartesiano, conforme ilustrado na Figura 2. Os pontos de posição de cada roda sobre o plano permitem, juntamente com o sistema de medição de força peso, determinar o centro de gravidade do conjunto apoiado sobre a plataforma. Desta forma, cada quadrante forma uma unidade de medição de posição e de peso.

Figura 2 - Vista de planta da cadeira de rodas com os pontos de posição a serem obtidos



#### 2.1.1 Sistema proposto para a medição de posição

Para a detecção de posição foi empregado o painel flexível modelo 1248879, da marca *Haina electronics*, de

tamanho nominal de 17 polegadas, com dimensões úteis de 336 mm de comprimento por 268 mm de altura, de quatro fios, que são conectados às entradas analógicas da plataforma Arduino®. A Figura 3 ilustra o tipo de tela utilizada no trabalho e a Figura 4 mostra as telas já fixadas sobre a plataforma.

Figura 3 - Painel flexível sensível ao toque para detecção de posição com 4 fios



Fonte: < www.hainahk.en.china.cn >

A tela de detecção fornece um sinal analógico proporcional a área tocada, assim, para a medição da posição tocada na tela, é necessária a leitura das tensões fornecidas pelos ramos horizontais e verticais ao longo da área de toque.

Para a leitura da tensão referente à posição vertical, energizam-se os barramentos de alimentação horizontal da tela, e, para a leitura da tensão referente à posição horizontal, energizam-se os barramentos de alimentação vertical. A Figura 5 apresenta o circuito equivalente de medição, onde, na primeira situação, para medição do ponto de toque vertical, alimenta-se o circuito pelo ramo R3 e R4 e mede-se a tensão presente no terminal R2 e GND, e para a medição do ponto horizontal, alimenta-se o circuito pelo ramo R1 e R2, e mede-se a tensão presente entre o terminal R4 e GND.

O programa para a realização dos testes empregou as bibliotecas de códigos residentes no ambiente de desenvolvimento da plataforma Arduino®, denominada de *TouchScreen*, que possui recursos para a leitura e conversão dos sinais oriundos da tela de detecção de toque.

Para os testes foram traçados sobre a plataforma, 9 pontos na horizontal e 9 pontos na vertical, a partir do centro da tela. A Tabela 1 apresenta os resultados de medição bem como os desvios e o desvio padrão das medidas.

Os resultados apresentados na tabela 1 mostram que o desvio padrão para os quadrantes 1, 2, 3 e 4 são respectivamente ±2,07mm, ±2,11mm, ±2,22mm e

Figura 4 - Painéis já fixados na plataforma de testes

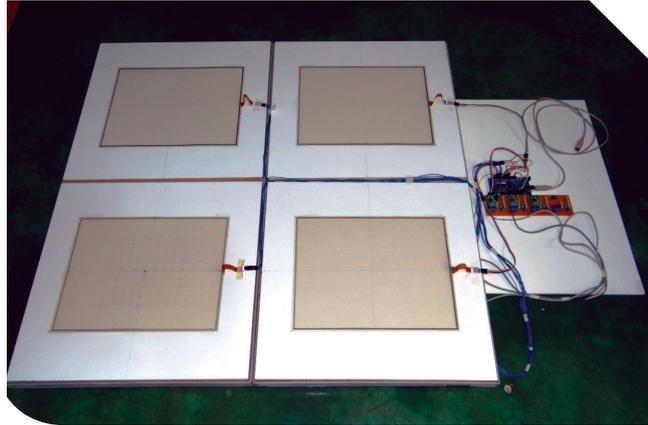


Figura 5 - Circuito equivalente das telas de detecção de posição

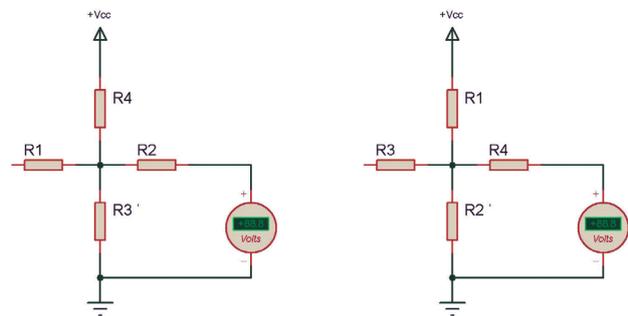


Tabela 1 - Testes de medição de posição de cada quadrante

Distância (mm)	Quadrante 1		Quadrante 2		Quadrante 3		Quadrante 4	
	Valor detectado	Dif. (mm)						
Vertical	170	0	173	3	169	-1	171	1
	190	-1	192	2	188	-2	193	3
	210	-1	212	2	208	-2	211	1
	230	-1	231	1	232	2	230	0
	250	-1	252	2	248	-2	253	3
	270	-2	273	3	269	-1	271	1
	290	-2	292	2	289	-1	292	2
	310	-1	311	1	308	-2	312	2
	330	-2	331	1	327	-3	331	1
Horizontal	170	-3	169	-1	172	2	169	-1
	190	-3	191	1	191	1	193	3
	210	-2	207	-3	213	3	212	2
	230	-3	229	-1	233	3	229	-1
	250	-4	254	4	252	2	248	-2
	270	-2	272	2	271	1	266	-4
	290	-2	291	1	294	4	288	-2
	310	-1	307	-3	312	2	296	-4
	330	-2	329	-1	333	3	332	2
<b>Desvio padrão</b>		±2,07		±2,11		±2,22		±2,22

$\pm 2,22$ mm. Os valores de erro de posição considerados para a determinação da incerteza no valor do centro de gravidade e do ângulo limite de inclinação, com intervalo de confiança de 95% (dois desvios padrão) foram, respectivamente, para cada quadrante, 4,14 mm, 4,22 mm, 4,44 mm e 4,44 mm.

### 2.1.2 Sistema de medição de força peso proposto para o conjunto

Para a medição da força peso do conjunto cadeira-usuário, utilizou-se, para cada quadrante de medição, uma plataforma rígida, confeccionada em perfil metálico, empregando quatro células de carga, modelo SC-50, da marca *Tecnotronics*, com capacidade para 50kg, fixadas em uma balança doméstica, que, por sua vez, é solidamente acoplada ao plano de apoio das rodas da cadeira de rodas.

As quatro células de carga são ligadas em configuração em ponte de *Wheatstone* conforme a Figura 6 e, ao lado, a imagem da célula de carga empregada no equipamento representada na Figura 7.

Figura 6 - Circuito de interligação das células de carga

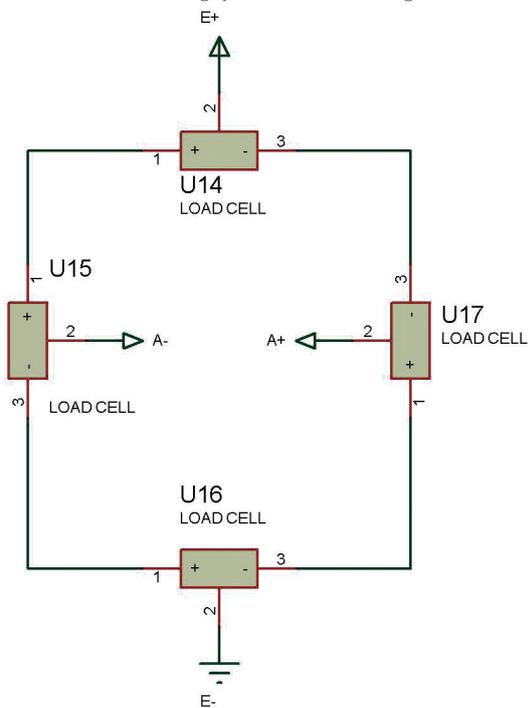
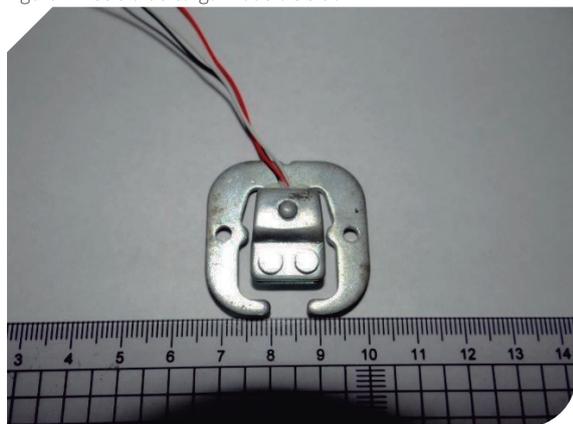


Figura 7 - Célula de carga modelo SC-50

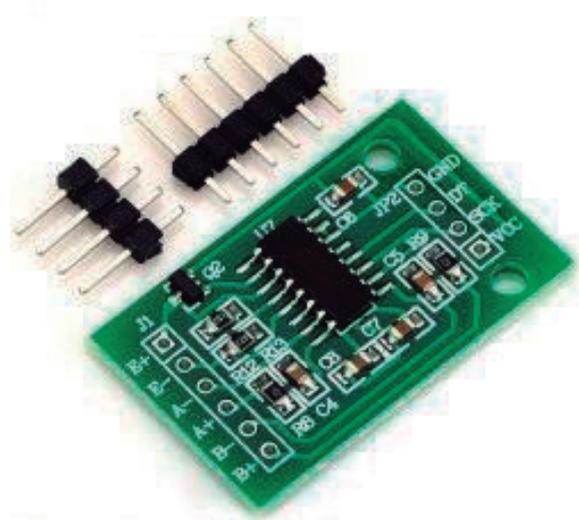


Os terminais de saída da ponte, identificados como "A+" e "A-" são conectados a um circuito amplificador e conversor A/D para tratamento do sinal de peso na forma digital.

Para a obtenção do sinal de peso na forma digital, foi utilizado o circuito integrado HX-711, da *AVIA Semiconductor*, formado por um circuito amplificador com ganho programável entre 32, 64 e 128 V/V, podendo amplificar sinais oriundos de duas entradas, selecionadas por um circuito multiplexador (canais A e B), um conversor A/D de 24 bits e um registrador de deslocamento, que é controlado pelos sinais de clock (pino PD\_SCK). O circuito converte a tensão em relação às tensões de referência e o sinal de saída é um número fornecido em complemento de dois, variando de 800000H a 7FFFFFFH, proporcional à tensão obtida em uma de suas duas entradas analógicas.

Neste trabalho empregou-se o módulo conversor de 24 bits para células de carga da marca *Eletrorex*, que utiliza o CI HX-711 e é adaptado para conexão em barra de pinos, conforme mostra a imagem do referido módulo na Figura 6. Na Figura 9 apresenta-se o módulo instalado em uma das unidades de medição de peso.

Figura 8 - Módulo conversor para célula de carga da *Eletrorex*



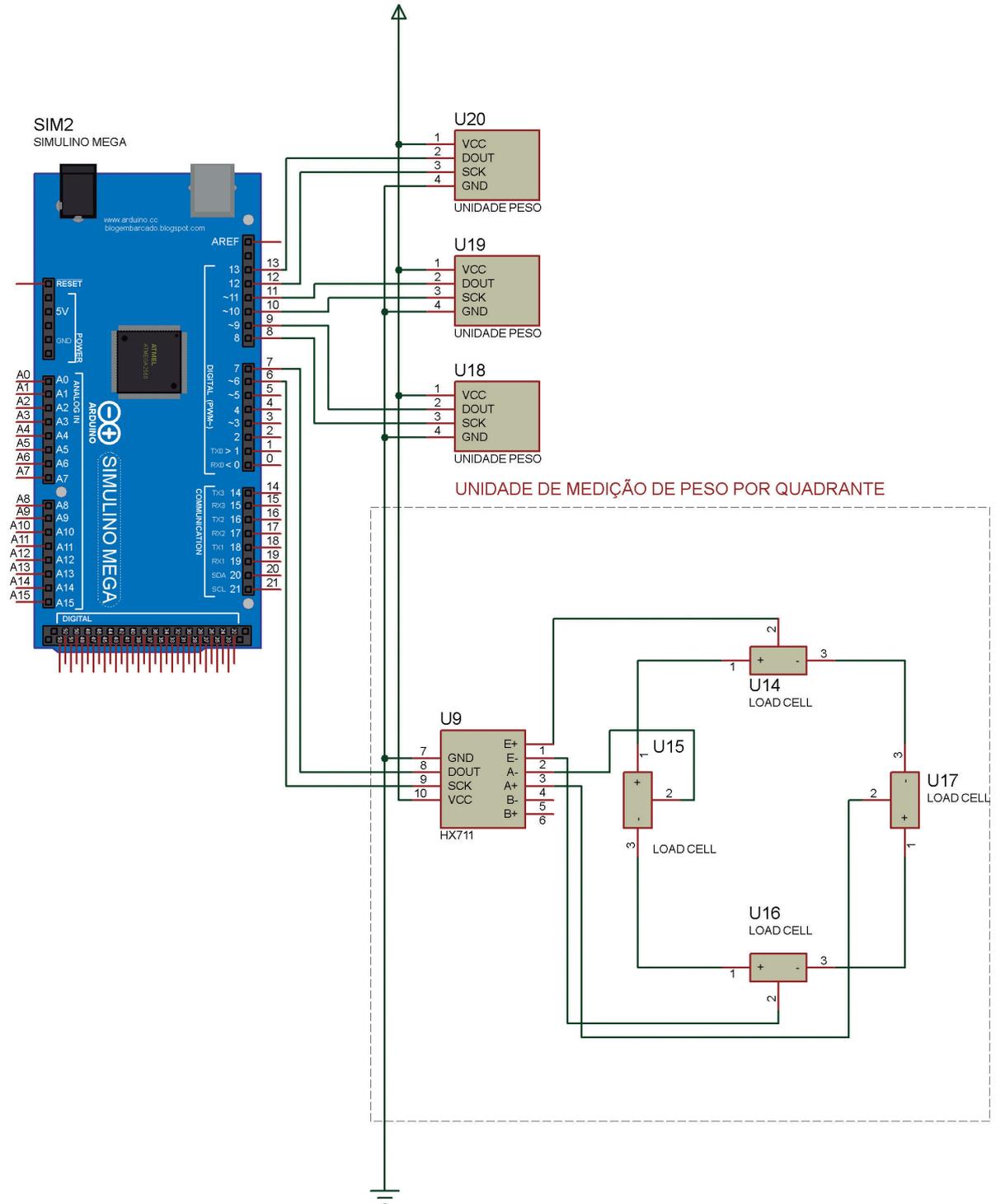
Fonte: < <http://www.eletrorex.com.br> >

Figura 9 - Instalação do módulo conversor amplificador e conversor A/D



As unidades de medição de força peso foram conectadas à plataforma Arduino conforme esquema da Figura 10.

Figura 10 - Circuito para tratamento dos sinais de força



O circuito de ponte de *Wheatstone*, formado pelos componentes identificados por U<sub>14</sub>, U<sub>15</sub>, U<sub>16</sub> e U<sub>17</sub>, na Figura 10 possui, como entradas, os terminais alimentados pelos pontos E+ e E- do componente representado pela unidade U<sub>9</sub>, que representa o módulo amplificador e conversor A/D, e os sinais de saída da ponte, formada pelas quatro células de medição de peso, terminal 2 do componente U<sub>15</sub> e terminal 2 do componente U<sub>17</sub>, conectam-se aos terminais de entrada A+ e A- do módulo amplificador e conversor A/D. Os sinais PD\_SCK e DOUT de cada um dos

módulos de conversão A/D são conectados à plataforma de processamento como mostra o diagrama esquemático. Para cada quadrante a situação se repete, representada de forma simplificada pelos blocos de circuito U<sub>18</sub>, U<sub>19</sub> e U<sub>20</sub>.

O programa para a execução dos testes de medição de força utilizou-se da biblioteca denominada HX711.h, que contém as rotinas de configuração e aplicação do módulo amplificador e conversor A/D utilizado no projeto e os resultados das medições foram observados com o uso do monitor serial.

Após a execução do programa e calibração das unidades de medição de peso, foram realizados os testes para cada unidade, e os resultados são os apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Testes do sistema de medição de força

Peso (kgf)	Quadrante 1		Quadrante 2		Quadrante 3		Quadrante 4	
	Valor medido	Dif. (kgf)	Valor medido	Dif.(kgf)	Valor medido	Dif.(kgf)	Valor medido	Dif.(kgf)
0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
10	10,1	0,1	10,1	0,1	10,2	0,2	10,0	0,00
15	15,0	0,0	15,0	0,0	14,9	-0,1	15,0	0,00
20	20,1	0,1	20,0	0,0	20,0	0,0	20,1	0,50
25	25,0	0,0	25,2	0,2	24,9	-0,1	25,1	0,40
30	30,1	0,1	30,2	0,2	30,0	0,0	30,0	0,00
35	35,1	0,1	35,3	0,1	34,9	-0,1	35,1	0,29
40	40,2	0,2	40,2	0,2	39,9	-0,1	40,1	0,25
45	45,2	0,2	45,3	0,3	45,0	0,0	45,0	0,00
50	50,2	0,2	50,3	0,3	50,0	0,0	50,1	0,20
Desvio padrão	±0,13		±0,18		±0,09		±0,24	

Ao observar os dados da tabela 2 é possível verificar que o desvio padrão que é expresso como a média dos quadrados das diferenças é, para os quadrantes 1, 2, 3 e 4, respectivamente, ±0,13kgf, ±0,18kgf, ±0,09kgf e ±0,24kgf. Os valores de erros de medição de peso admitidos para a determinação dos valores de incerteza do cálculo do centro de gravidade, para um intervalo de confiança de 95% (dois desvios padrão) foram respectivamente:  $\Delta\rho_1 = \pm 0,26\text{kgf}$ ,  $\Delta\rho_2 = \pm 0,36\text{kgf}$ ,  $\Delta\rho_3 = \pm 0,18\text{kgf}$  e  $\Delta\rho_4 = \pm 0,48\text{kgf}$ .

## 2.2 Determinação do centro de gravidade e do ângulo de inclinação

A partir dos valores de força e de posição medidos, o sistema calcula, por meio do programa de usuário transferido ao microcontrolador, o centro de gravidade e os ângulos limites de inclinação, traseiro, frontal e nas laterais.

O cálculo do centro de gravidade é dado pelo produto da força exercida por cada roda da cadeira

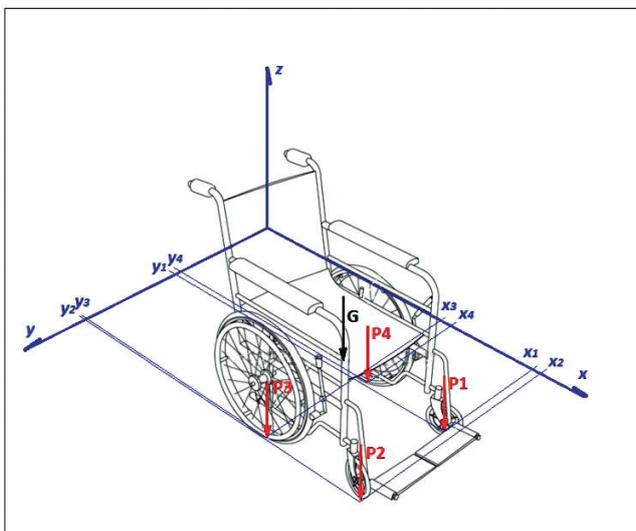
sobre a plataforma, pelas distâncias de cada ponto em relação aos eixos que definem o plano em que a plataforma está inserida, conforme a representação geométrica da Figura 11.

Os valores das coordenadas do centro de gravidade dos pontos X e Y, segundo Beer, F. P. e Johnston, E. R. (1994), são, respectivamente:

$$\bar{X} = \frac{P_1 \times x_1 + P_2 \times x_2 + P_3 \times x_3 + P_4 \times x_4}{P_1 + P_2 + P_3 + P_4} \quad \text{Equação 2.1}$$

$$\bar{Y} = \frac{P_1 \times y_1 + P_2 \times y_2 + P_3 \times y_3 + P_4 \times y_4}{P_1 + P_2 + P_3 + P_4} \quad \text{Equação 2.2}$$

Figura 11 - Representação da cadeira de rodas sobre o plano XY



Ou, dadas pelos valores de massa:

$$\bar{X} = \frac{m_1 \times x_1 + m_2 \times x_2 + m_3 \times x_3 + m_4 \times x_4}{m_1 + m_2 + m_3 + m_4} \quad \text{Equação 2.3}$$

$$\bar{Y} = \frac{m_1 \times y_1 + m_2 \times y_2 + m_3 \times y_3 + m_4 \times y_4}{m_1 + m_2 + m_3 + m_4} \quad \text{Equação 2.4}$$

Os valores dos ângulos de inclinação traseiro, frontal, direito e esquerdo são dados por:

$$\theta_i = \arctg \left\{ \frac{\sqrt{\frac{GP_4^2}{h^2} - \left[ \frac{[(x_3 - G_x)^2 + (y_3 - G_y)^2] - [(y_3 - y_4)^2 + (x_3 - x_4)^2] - [(G_x - x_4)^2 + (G_y - y_4)^2]}{-2 \cdot \sqrt{(y_3 - y_4)^2 + (x_3 - x_4)^2}} \right]^2}}{h}} \right\}$$

Equação 2.5

$$\theta_f = \arctg \left\{ \frac{\sqrt{\frac{GP_2^2}{h^2} - \left[ \frac{[(x_1 - G_x)^2 + (y_1 - G_y)^2] - [(y_1 - y_2)^2 + (x_1 - x_2)^2] - [(G_x - x_2)^2 + (G_y - y_2)^2]}{-2 \cdot \sqrt{(y_1 - y_2)^2 + (x_1 - x_2)^2}} \right]^2}}{h}} \right\}$$

Equação 2.6

$$\theta_f = \arctg \left\{ \frac{\sqrt{\frac{GP_2^2}{h^2} - \left[ \frac{[(x_1 - G_x)^2 + (y_1 - G_y)^2] - [(y_1 - y_2)^2 + (x_1 - x_2)^2] - [(G_x - x_2)^2 + (G_y - y_2)^2]}{-2 \cdot \sqrt{(y_1 - y_2)^2 + (x_1 - x_2)^2}} \right]^2}}{h}} \right\}$$

Equação 2.7

$$\theta_e = \arctg \left\{ \frac{\sqrt{\frac{GP_1^2}{h^2} - \left[ \frac{[(x_4 - G_x)^2 + (y_4 - G_y)^2] - [(y_4 - y_1)^2 + (x_4 - x_1)^2] - [(G_x - x_1)^2 + (G_y - y_1)^2]}{-2 \cdot \sqrt{(y_4 - y_1)^2 + (x_4 - x_1)^2}} \right]^2}}{h}} \right\}$$

Equação 2.8

O valor da altura "h" do centro de gravidade adotado foi de 800mm, que corresponde à soma do valor padrão da altura do acento de uma cadeira de rodas padrão, que é de 530mm, com o valor da altura média do centro de gravidade do indivíduo adulto quando está sentado, que, segundo Swearingen (1962), é de 269,24mm, que totaliza 799,4mm.

### 2.3 Interface gráfica de usuário

Uma interface gráfica de usuário foi criada no ambiente de desenvolvimento Visual C# para permitir ao usuário do equipamento, a configuração do canal de comunicação serial entre a plataforma Arduino e o computador para a visualização das variáveis fornecidas pela plataforma durante a execução do programa. A interface possui uma tela de apresentação, com três abas e uma janela para

a configuração do canal de comunicação serial. A Figura 12(a) mostra a tela de início do programa, à esquerda a área de comunicação serial, e a primeira aba em primeiro plano, a Figura 12(b) apresenta a aba para testes da comunicação serial, com campo para envio e de recepção de caracteres, permitindo testar a comunicação, a Figura 12(c) mostra a tela que permite a visualização de todas as variáveis medidas e calculadas disposta sobre um desenho do leiaute da cadeira para facilitar a visualização por parte do usuário da plataforma. Por fim, a Figura 12(d) mostra a tela de plotagem dos pontos tocados pelas rodas da cadeira sobre a plataforma e a projeção do ponto do centro de gravidade, para permitir o acompanhamento dinâmico do deslocamento do centro de gravidade à medida que mudanças ocorrem no conjunto cadeira-usuário.

Figura 12 (a) - Tela principal do aplicativo

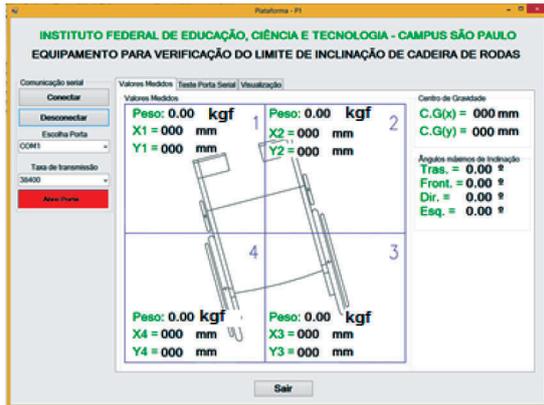


Figura 12 (b) - Aba para teste da comunicação serial

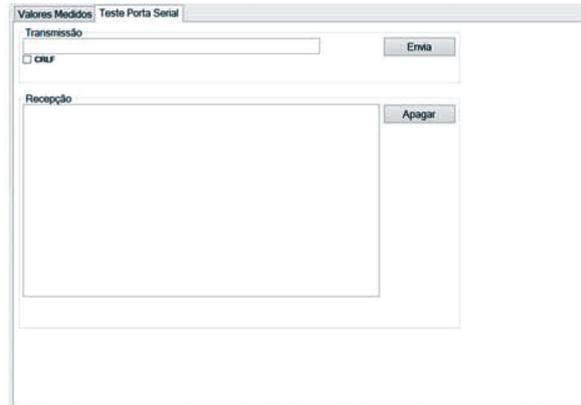


Figura 12 (c) - Aba de leitura da plataforma

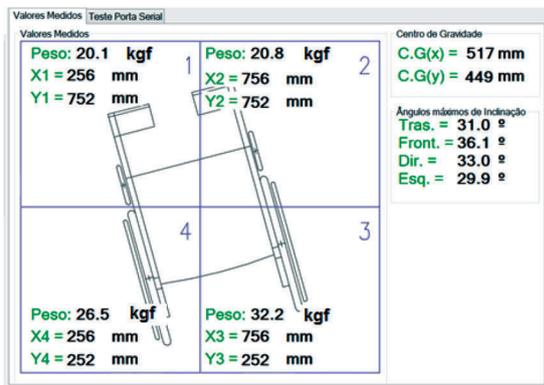
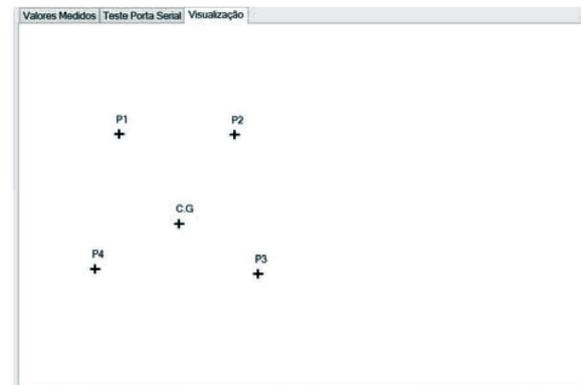


Figura 12 (d) - Aba de projeção de pontos



### 3 RESULTADOS E CONCLUSÃO

#### 3.1 Comparação dos valores teóricos com os valores obtidos empregando-se a plataforma

Para verificar a diferença entre valores teóricos e os valores obtidos com o emprego da plataforma objeto deste trabalho, foram realizados testes empregando a cadeira de rodas, modelo 1009 da marca *Jaguaribe*, em diferentes condições de distribuição de carga, com rodas traseiras em posição constante e rodízios em três posições, sendo para trás, inclinação de 90° à esquerda e inclinação de 90° à direita, conforme codificação descrita na tabela 3, determinando, para cada caso, os valores

teóricos da posição do centro de gravidade bem como os valores de ângulos limites de inclinação.

A tabela 4 os valores de  $\Delta p_1$ ,  $\Delta p_2$ ,  $\Delta p_3$  e  $\Delta p_4$ , que representam as diferenças entre valores de peso medidos empregando-se a plataforma de testes e os valores de peso considerando as medidas com balanças individuais. O desvio percentual para cada quadrante em relação ao fundo de escala da balança é, respectivamente, 0,2%, 0,4%, 0,2% e 0,4%.

Tabela 3 - Codificação das condições de teste a que a cadeira de rodas foi submetida

Código	Condição	Posição do Rodízio	Distribuição de peso
1.a			Descansos de pé carregados com carga distribuída nos dois pés.
1.b			Descanso de pé descarregados.
1.c		Rodízios virados para a direita.	Carga somente no descanso de pé direito.
1.d			Carga somente no descanso pé esquerdo.
2.a			Pés carregados com carga distribuída nos dois pés.
2.b			Pés descarregados.
2.c		Rodízios virados para a esquerda.	Carga somente no apoio do pé esquerdo.
2.d			Carga somente no apoio do pé direito.
3.a			Pés carregados com carga distribuída nos dois pés.
3.b			Pés descarregados.
3.c		Rodízios virados para a trás.	Carga somente no apoio do pé esquerdo.
3.d			Carga somente no apoio do pé direito.
4.a			Peso concentrado para a esquerda.
4.b		Desequilíbrio no assento.	Peso concentrado para a direita.

Tabela 4 - Desvios nos valores de massa obtidos com balanças individuais e com os valores medidos com o emprego da plataforma

Condição de teste	$\Delta p_1$ (kgf)	$\Delta p_2$ (kgf)	$\Delta p_3$ (kgf)	$\Delta p_4$ (kgf)
1.a	-0,2	0,1	0,3	0,0
1.b	0,1	-0,2	-0,5	0,5
1.c	-0,4	0,4	-0,3	0,7
1.d	0,1	0,2	0,1	-0,3
2.a	0,1	0,2	0,1	0,4
2.b	0,1	0,0	0,2	0,3
2.c	0,0	0,3	0,2	-0,1
2.d	0,1	0,2	0,1	0,2
3.a	0,0	0,3	0,2	0,3
3.b	0,1	0,4	-0,1	0,2
3.c	0,1	0,3	0,1	0,1
3.d	0,1	0,1	0,0	0,2
4.a	0,1	0,1	0,2	0,1
4.b	0,2	0,1	0,1	0,2
<b>Desvio médio</b>	0,1	0,2	0,1	0,2

Tabela 5 - diferenças nos valores de ângulo entre os cálculos teóricos e o emprego da plataforma

Condição de teste	$\Delta \theta_f$ (°)	$\Delta \theta_t$ (°)	$\Delta \theta_d$ (°)	$\Delta \theta_e$ (°)
1.a	0,03	-0,10	0,26	-0,03
1.b	-0,02	-0,05	-0,22	0,39
1.c	0,04	-0,11	0,07	0,17
1.d	-0,11	0,05	0,21	-0,01
2.a	0,14	0,06	-0,01	0,14
2.b	0,17	0,02	-0,02	0,12
2.c	0,07	0,14	0,15	-0,05
2.d	0,11	0,07	0,04	0,09
3.a	-0,02	0,00	0,18	0,06
3.b	-0,16	0,18	0,11	0,13
3.c	-0,10	0,09	0,14	0,08
3.d	-0,05	0,02	0,08	0,16
4.a	-0,11	0,05	0,11	0,01
4.b	-0,18	0,14	0,00	0,07
<b>Desvio médio</b>	-0,01	0,04	0,08	0,09

A tabela 5 mostra as variáveis  $\Delta \theta_f$ ,  $\Delta \theta_t$ ,  $\Delta \theta_d$  e  $\Delta \theta_e$ , que representam as diferenças nos valores de ângulo de inclinação frontal, traseira, direita e esquerda, obtidos por meio do emprego da plataforma e os valores de ângulos teóricos calculados. Os desvios nos valores dos ângulos se situaram abaixo de  $0,1^\circ$ .

### 3.2 Efeito das variações de posição da cadeira sobre a plataforma

Como o objetivo é que variações de posicionamento do conjunto cadeira-usuário sobre a plataforma, desde que a cadeira continue nas mesmas condições (mesma distribuição de peso sobre cada quadrante), não causem desvios nos valores relativos de centro de gravidade e de ângulo limite de inclinação calculados. Para observar este efeito foram realizados testes alterando a posição da cadeira e mantendo as mesmas condições de peso por ponto de apoio e com os rodízios sempre virados para trás, e, para cada posição testada, foram apontados os dados conforme se apresenta na tabela 6.

O valor médio de desvio do ponto GP1 para o ponto P1 foi de -2,9mm, que representa, em valores percentuais, 0,91% em relação ao valor teórico, e os desvios nos valores de ângulo, representam em valores percentuais dos valores teóricos, respectivamente, 1,75%, 1,19%, 0,81% e 0,12%. Portanto, o emprego da plataforma de testes para a realização de ensaios para a determinação do centro de gravidade se mostra eficaz, uma vez que os desvios apresentados em relação aos valores teóricos, calculados a partir de dados de peso adquiridos a partir de balanças de mercado, devidamente calibradas, e dados de posição a partir da medição dos pontos de contato das rodas da cadeira de rodas sobre um plano de referência, são inferiores a 1,75% do valor do erro, mostrando um intervalo de confiança de 98,25%.

As incertezas nos valores do centro de gravidade foram inferiores a 0,1% em relação ao fundo de escala de posição de cada quadrante da plataforma (500mm), com 95% de intervalo de confiança, o que mostra que a exatidão do sistema de medição de posição é adequada para a aplicação.

Tabela 6 - Efeito na mudança de posição do conjunto cadeira-usuário

$x_1$ (mm)	$y_1$ (mm)	$x_2$ (mm)	$y_2$ (mm)	$x_3$ (mm)	$y_3$ (mm)	$x_4$ (mm)	$y_4$ (mm)	C. G. (x) (mm)	C. G. (y) (mm)	GP1 (mm)	$\theta_t$ (°)	$\theta_f$ (°)	$\theta_d$ (°)	$\theta_e$ (°)
284	716	717	729	752	331	315	334	493	479	316,0	10,4	16,9	17,2	17,0
341	698	767	638	746	243	215	335	521	442	312,9	11,2	15,9	17,6	16,4
346	744	773	682	753	288	224	381	519	477	318,1	10,3	16,7	17,4	16,8
347	650	769	750	884	376	360	269	600	462	315,2	10,2	16,7	17,3	16,9
242	663	660	751	772	366	245	278	489	468	314,8	10,3	16,8	17,2	16,8
<i>Desvio médio em relação ao valor teórico (tabela 7)</i>										-2,9	0,18	-0,2	0,14	-0,02

Tabela 7 - Valores teóricos calculados com a mesma distribuição de carga do ensaio e considerando as dimensões geométricas nominais da cadeira de rodas

$x_1$ (mm)	$y_1$ (mm)	$x_2$ (mm)	$y_2$ (mm)	$x_3$ (mm)	$y_3$ (mm)	$x_4$ (mm)	$y_4$ (mm)	C. G. (x) (mm)	C. G. (y) (mm)	GP1 (mm)	$\theta_t$ (°)	$\theta_f$ (°)	$\theta_d$ (°)	$\theta_e$ (°)
50	675	475	675	525	296	0	296	265	440	318,3	10,3	16,8	17,2	16,8

Os ângulos limites apresentaram valores de incerteza inferiores a 0,4° para todos os quadrantes, que correspondem a 1,43% do ângulo máximo de inclinação para a cadeira de rodas empregada nos testes, que é de 27,97°.

O emprego do sistema microcontrolado em conjunto com a interface gráfica de usuário, instalada em um computador convencional, permitiu a atualização dos valores em um intervalo de três segundos, limitado pelo tempo de processamento e de transmissão das variáveis pelo canal de comunicação serial, que é emulado sobre o protocolo USB, de forma que a diminuição do tempo de atualização necessitaria de uma mudança de estratégia no desenvolvimento do software.

## REFERÊNCIAS

ABNT. NBR ISO 7176-1 - **Cadeiras de Rodas**: Determinação da estabilidade estática. Rio de Janeiro: [s.n.], 2009.

ARDUINO. ARDUINO & GENUINO PRODUCTS. **Arduino MEGA 2560 & Genuino MEGA 2560**. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMega2560>>. Acesso em: 5 jan. 2017.

AVIA SEMICONDUCTOR. Avia Semiconductor. **24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales**, 2016. Disponível em: <[http://www.aviaic.com/UploadFile/hx711\\_brief\\_en.pdf](http://www.aviaic.com/UploadFile/hx711_brief_en.pdf)>. Acesso em: 15 nov. 2016.

BEER, F. P.; JOHNSTON, E. R. **Mecânica Vetorial para Engenheiros**. 5. ed. São Paulo: Makron Books, 1994. 793 p.

BRASIL. Portaria INMETRO nº 236 de 22 de dezembro de 1994. **Regulamento Técnico Metrológico**, Brasília, 22 dez. 1994.

BRASIL. Portaria INMETRO nº 145, de 30 de dezembro de 1999. **Regulamento técnico metrológico que estabelece as condições a que devem satisfazer as medidas de comprimento**, Rio de Janeiro, 30 dez. 1999.

LI, Q.; CHEN, W.; WANG, J. Dynamic shared control for human-wheelchair cooperation. **Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference**, 2011. 4278-4283.