

INTERFACE ENTRE USUÁRIO E CADEIRA DE RODAS BASEADA EM SISTEMA OPERACIONAL ANDROID

CÉSAR QUIROZ*, PEDRO SILVA*, ANTONIO DE ARRUDA†

**Departamento de Projeto Mecânico - Faculdade de Engenharia Mecânica
Universidade Estadual de Campinas
Campinas, São Paulo, Brasil*

Emails: cesar@fem.unicamp.br, engpedroramon@gmail.com, celso@fem.unicamp.br

Abstract— The work developed a set of simple tools (graphical user interface and remote communication) that allowed the control and monitoring of different sensors and actuators embedded in a electric wheelchair. The solution to make necessary commands remotely, was to use a mobile device (smartphone) based operating system Android. The tests demonstrated the effectiveness of the movement of the wheelchair, speed control and the performance of the collision sensors. The initial proposal of an electric wheelchair to be used by children, has been extended to adults, which has been proven in test performed with a person of 80kg. The independent final maximum speed of the load was $0.8m/s$ or $2,88km/h$. Furthermore, in the application programming was considered and implemented a control of incremental velocity to prevent stride in the early movement, aiming the ergonomic factor user.

Keywords— Electric Wheelchair, Android, Assistive Technology

Resumo— O trabalho desenvolveu um conjunto de ferramentas simples (interface gráfica e comunicação remota) que permitiram o controle e monitoração dos diferentes sensores e atuadores embarcados em uma cadeira de rodas elétrica. A solução encontrada para realizar os comandos necessários, de modo remoto, foi utilizar um dispositivo móvel (smartphone) baseado em sistema operacional Android. Os testes realizados demonstraram a eficácia da movimentação da cadeira, do controle de velocidade e da atuação dos sensores de colisão. A proposta inicial de uma cadeira de rodas elétrica a ser utilizada por crianças, foi estendida para adultos, o que foi comprovado em teste realizado com uma pessoa de 80 quilogramas. A velocidade máxima final independente da carga foi de $0,8m/s$ ($2,88km/h$). Além disso, na programação do aplicativo foi considerado e implementado um controle de velocidade incremental para impedir o tranco no início da movimentação, objetivando o fator ergonômico do usuário.

Palavras-chave— Cadeira de Rodas Elétrica, Sistema Operacional Android, Tecnologia Assistiva

1 Introdução

A tecnologia assistiva (TA) representa atualmente uma área em ascensão, motivada principalmente pelo novo paradigma da inclusão social, o qual capacita a participação de pessoas com deficiência nos diversos ambientes da sociedade. Os recursos da TA são primordiais para a mobilidade, atividades relacionadas à aprendizagem, trabalho, comunicação e interação com o mundo. A crescente demanda da área em nosso país, as pesquisas e projetos de TA ainda são escassos (Rocha et al., 2013).

Rodriguez-Sanchez et al. (2014) descreve que com o sucesso dos smartphones, os sistemas de navegação para pedestres tem alcançado o mercado consumidor. Uma das aplicações típicas de navegação é um sistema de mapa que mostra a atual posição do usuário - opcionalmente, a rota de destino é mostrada no mapa. Alguns projetos relacionados ao contexto de orientação espacial com aplicações móveis usam tecnologias multimídias nos campos de organizações culturais para o turismo interativo (Lehn and Heath, 2003), (Rodriguez-Sanchez et al., 2013), (Wilson, 2004), (Woodruff et al., 2014) orientada a pessoas com deficiência.

Recentemente a pesquisa relacionada a TA vem englobando tecnologias para serem adap-

táveis ao portador de deficiência e que o usuário possa usufruir da mesma de forma interativa e eficiente, utilizando a tecnologia de informação. Alguns trabalhos desenvolvidos (Abascal et al., 2009) e (Metsis et al., 2008) indicam que uma das questões chave para alcançar a acessibilidade é o projeto adequado de interface usuário. Nesses trabalhos, os autores afirmam que o projeto de acessibilidade e interface adaptativa é crucial quando precisamos da interação entre o ambiente e o usuário. Foi desenvolvida a Hefestos Smart Wheelchair como solução para o suporte a acessibilidade para usuários de cadeiras de rodas com diferentes níveis de deficiência. Integrou-se alguns sensores em uma cadeira de rodas elétrica e uma interface usuário especial utilizando a plataforma Android (Tavares et al., 2013). A aplicação integra aplicativos Android com os controles da cadeira de rodas, permitindo a operação da cadeira de rodas a partir de widgets no visor do dispositivo móvel do usuário. No trabalho de Mello Silva et al. (2015) desenvolveu-se um sistema de navegação baseado em sensores inerciais com o uso da plataforma *Android*. A integração da fusão sensorial dos celulares móveis pode ser aplicado em uma cadeira de rodas, tornando-a uma cadeira de rodas inteligente.

A nossa aplicação proposta é demonstrar o

controle de uma cadeira de rodas através de um dispositivo móvel *Android*. São considerados aspectos de hardware e software para propiciar uma interface que facilite a interação entre o usuário portador de deficiência com o dispositivo móvel e suas tecnologias, enfatizando o desenvolvimento de ferramentas simples que permitam o controle e a monitoração dos diferentes sensores e atuadores.

2 Cinemática da Cadeira de Rodas

A modelagem teórica da cinemática de uma cadeira de rodas é mostrada nesta seção. Considera-se que o sistema de controle é em malha aberta.

2.1 Modelo cinemático

Na Figura 5 é apresentada a modelagem de uma cadeira de rodas de duas rodas fixas frontais com tração diferencial traseira como o utilizado no presente trabalho.

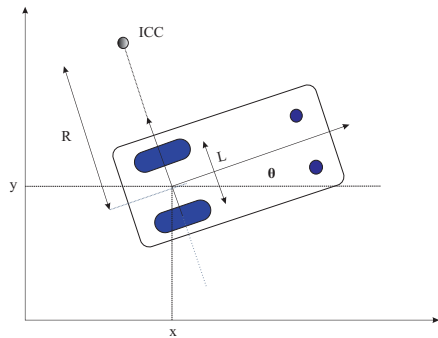


Figure 1: Sistema de coordenadas de uma cadeira de rodas com tração diferencial

O centro de curvatura instantâneo(ICC) é mostrado pela Equação 1, abaixo.

$$ICC = (x - R\sin(\theta), y + R\cos(\theta)) \quad (1)$$

No sistema de coordenadas observam-se as velocidades lineares dadas $v_d(t)$ e $v_e(t)$, direita e esquerda, respectivamente. O r raio nominal de cada roda e R como o raio de curvatura instantânea da trajetória de uma cadeira de rodas relativa ao ponto mediano do eixo, demonstrada nas Equações 2 e 3.

$$R - \frac{L}{2} \quad (2)$$

$$R + \frac{L}{2} \quad (3)$$

Partindo da definição de velocidade angular, $\frac{d\theta}{dt} = \frac{V}{R}$, onde as velocidades angulares direita

e esquerda são, respectivamente mostradas nas Equações.

$$\omega(t) = \frac{v_d(t)}{R + \frac{L}{2}} \quad (4)$$

$$\omega(t) = \frac{v_e(t)}{R - \frac{L}{2}} \quad (5)$$

Nota-se que as velocidades angulares do modelo cinemático são calculadas juntamente com as trajetórias de curvatura citadas acima. Isso deveria fazer algum sentido intuitivo: Quanto mais longe do centro de rotação, mais rápido é preciso se deslocar para obter a mesma velocidade angular.

Subtraindo as Equações 4 e 5, obtém-se a Equação 6

$$\omega = \frac{v_d - v_e}{l} \quad (6)$$

ou também pode ser dada pela Equação

$$R = \frac{L [v_e(t) + v_d(t)]}{2 [v_e(t) - v_d(t)]} \quad (7)$$

3 Interface Plataforma Android e Cadeira de Rodas

Esta seção aborda a interface realizada entre a plataforma *Android* usada na aplicação e o modelo de cadeira de rodas. Aqui são explicados como é feita a programação, diagrama do sistema, os programas utilizados para a comunicação entre telefone móvel e cadeira de rodas.

O Android é uma plataforma de código aberto para dispositivos móveis que recentemente tem se tornado a plataforma mais utilizada entre os diversos dispositivos *smartphones* (Wattanavarangkul and Wakahara, 2013).

3.1 Desenvolvimento do Aplicativo

O desenvolvimento do aplicativo foi feito em linguagem Java. O Google disponibiliza o Android SDK (Software Development Kit) que habilita os desenvolvedores a criar aplicativos para plataforma *Android*. O SDK contém as ferramentas, bibliotecas e API (Application Programming Interface) necessários criar diversas aplicações que podem ser instaladas em dispositivos Android. A IDE(integrated Development Environment) oficial para o desenvolvimento dos aplicativos é o ECLIPSE e o ADT(Android Development Tools), sendo possível construir códigos em Java e XML(Extensible Markup Language) para a criação de telas, ambientes gráficos, compilação, debugar e instalar os aplicativos desenvolvidos. No caso deste trabalho, foi escolhido um pacote do Eclipse amplamente utilizado e adicionará um plug-in para usá-lo no desenvolvimento de softwares *Android*.

A Codificação é a primeira etapa no processo de desenvolvimento de software. Durante o desenvolvimento da aplicação em *Android*, este trabalho é editado em códigos *.java* e arquivos de origem *.xml*. A Figura 2 pode ser visualizado como é o processo de desenvolvimento do aplicativo em *Android*.

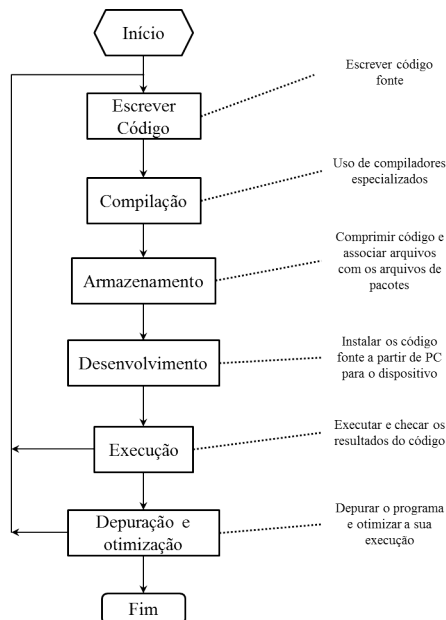


Figure 2: Processo de desenvolvimento de programação do aplicativo

Durante a etapa de construção a tarefa é converter o código em programas executáveis no hardware do Android. Esta etapa inclui sub-etapas tais como compilação e armazenamento.

3.2 Interface entre dispositivo móvel e IOIO

A placa adotada como solução foi o IOIO-OTG, uma placa embarcada com um microncontrolador PIC24FJ256 que foi criado por Y-Tai e distribuída pela *SparkFun Electronics*. A placa atua como um vínculo de comunicação entre dispositivo Android e os outros periféricos externos. O fabricante disponibiliza bibliotecas que são instaladas no ECLIPSE, permitindo ao desenvolvedor criar ou editar códigos em Java para a realização de funções I/O com o smartphone.

O IOIO-OTG pode ser conectado ao smartphone utilizando dois modos: Cabo USB ou receptor *bluetooth*. A placa contém um firmware que deve ser atualizado de acordo com a versão do Android do dispositivo móvel. Após as etapas de atualização do firmware da placa é possível estabelecer comunicação entre os dispositivos de interesse.

3.3 Diagrama do Sistema para o Acionamento da Cadeira de Rodas

A arquitetura do sistema de comunicação e acionamento da cadeira de rodas é mostrada na Figura 3. Os comandos são enviados via smartphone ao IOIO-OTG que também está conectado a um adaptador dongle mini usb bluetooth - exerce a função de enviar os sinais PWM que o IOIO fornece ao driver de motor *Sabertooth* para o acionamento dos motores.

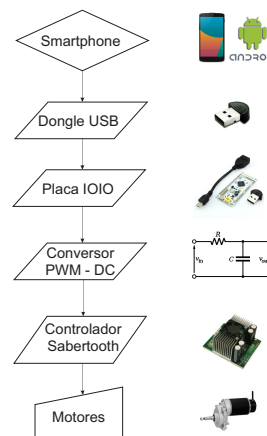


Figure 3: Arquitetura do sistema de comunicação e acionamento

Os comandos de movimento e controle de atuadores são fornecidos através do smartphone. O controle de movimento para direcionar a cadeira de rodas é baseado em um joystick (avancar, recuar, direita e esquerda) na qual a ação é efetuada através do pressionamento da tecla no *touchscreen* do celular móvel. O usb dongle é usado para comunicar o smartphone e a placa IOIO-OTG, este recurso foi utilizado para realizar um comando sem fio e otimizar sua praticidade. Sensores ultrassônicos também foram acoplados na cadeira de rodas para detecção de possíveis objetos no ambiente que possam interferir durante a trajetória - pausar o movimento.

4 Sistema de controle de movimento

No sistema de controle de movimento foi considerado o torque do motor, a corrente em vazio e com carga, para evitar o menor tranco possível durante o deslocamento da cadeira de rodas com o usuário. Para satisfazer a técnica de movimento, os pulsos PWM (Pulse Width Modulation) do IOIO-OTG são enviados através da placa de condicionamento de sinal analógico elaborada neste trabalho e os mesmos sinais seguem até o driver de acionamento mostrado na subseção 3.1

4.1 Driver de acionamento Sabertooth

Acomunicação estabelecida entre dispositivo móvel e os periféricos externos é realizada pela placa IOIO-OTG, no entanto, para o acionamento dos atuadores torna-se necessário um driver de potência que assume a função de alimentação dos periféricos externos e envio do sinal aos motores, visto essa necessidade, foi adquirido um driver Sabertooth 2x60A da *Dimension Engineering*. O driver exerce a tarefa de aplicar potência aos motores da cadeira de rodas a partir de um sinal de baixa potência.

O sabertooth pode operar em modos: Analógico; R/C ou Microcontrolado; Serial. O modo utilizado no trabalho foi o analógico/independente. O driver é capaz de controlar cada motor separadamente a partir de dois sinais de entradas analógicas - os sinais dependerão do comando a ser efetuado pelo dispositivo móvel e conforme a programação. O sinal de entrada controla a direção e a faixa de tensão que varia de 0V a 5V, visto na Figura 4 abaixo. No manual de operação do sabertooth a tensão de entrada igual a 2.5V corresponde a velocidade nula, acima de 2.5V o motor rotaciona para um sentido e, abaixo de 2.5V inverte a rotação. Quanto maior ou menor for a tensão de entrada em relação a 2.5V (velocidade nula), maior é a velocidade angular do motor.

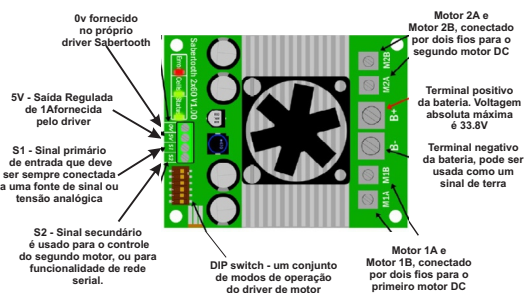


Figure 4: Especificações das conexões do driver Sabertooth

4.2 Geração do Sinal

Como descrito anteriormente, a placa IOIO-OTG é responsável por enviar os sinais de tensão para o driver Sabertooth, de forma a controlar cada motor individualmente. O sinal de tensão de saída da placa IOIO-OTG é aplicado em forma de PWM, onde a tensão média resultante depende da largura de pulso do sinal com período constante. A Equação 8 que define a tensão média de um sinal PWM é descrita abaixo.

$$V_m = V \frac{T_{on}}{T_{on} + T_{off}} \quad (8)$$

onde seu ciclo ativo em T_{on} , depende do comando programado no dispositivo móvel, com o objetivo de aplicar os sinais de PWM aos motores e partir disso movimentá-los.

Considerando-se que foi optado por usar o Sabertooth em modo analógico, é necessário a conversão do sinal pulsado do IOIO-OTG para um sinal analógico. Para isso foi desenvolvido um circuito eletrônico que desempenha essa tarefa, fazendo o condicionamento do sinal do IOIO-OTG para o Sabertooth.

O driver dos motores utilizado no projeto opera no modo analógico, onde as entradas de referência para velocidade e sentido de rotação é inserida em tensão contínua. Visto que o sinal de saída da placa IOIO funciona de forma chaveada (PWM), foi necessário o desenvolvimento e implementação de um circuito de interface entre o IOIO e o driver de acionamento. A placa desenvolvida em questão pode ser observada na Figura 5. Sua função básica é transformar os sinais de tensão chaveados enviados pelo IOIO em tensão analógica para o driver. O sinais em PWM chaveiam os optoacopladores (OK1 e OK3), onde a tensão de saída dos mesmos são filtradas pelos circuitos RC (R13/C1 e R16/C2), de forma a minimizar as componentes de alta frequência, transformando assim, o sinal originalmente pulsado em contínuo.

O sinal transformado em questão varia entre 0V e 2.5V. De forma a realizar a inversão de rotação dos motores respeitando o modo de operação dos drivers, é necessário que a tensão contínua possa variar em toda a faixa considerada, ou seja, de 0V a 2.5V e de 2.5 a 5V.

Assim, os amplificadores operacionais utilizados operam como somador não-inversor, somando a tensão filtrada contínua com um sinal constante de 2.5V (saída de OK2 e OK4). A soma com um sinal de 2.5V acontece quando deseja-se que a entrada dos drivers trabalhem na faixa de 2.5V a 5V. Dessa forma, o sinal resultante dos amplificadores operacionais conectam nos pinos dos drivers. O relé (K1) controlado pelo IOIO funciona como sistema de proteção em situação em que o IOIO perde sua conexão com o App no smartphone, desligando as baterias nessas situações.

O resultado da placa impressa responsável pelo condicionamento de sinal e fornecimento de comunicação é mostrada na Figura 6. Na mesma placa é conectada a placa IOIO-OTG que exerce a função de comunicação via *bluetooth* com o *smartphone* baseado em *Android*.

Os sensores ultrassônicos foram conectados diretamente no IOIO e instalados na cadeira de rodas para evitar obstáculos durante a sua trajetória - pausar o movimento.

5 Resultados

A coleta de dados e experimentos foram realizados em um ambiente interno de superfície plana.

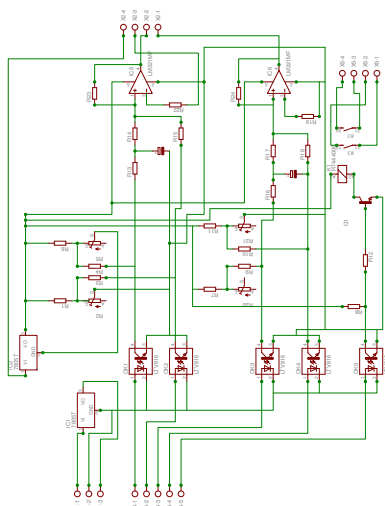


Figure 5: Placa condicionamento de sinal

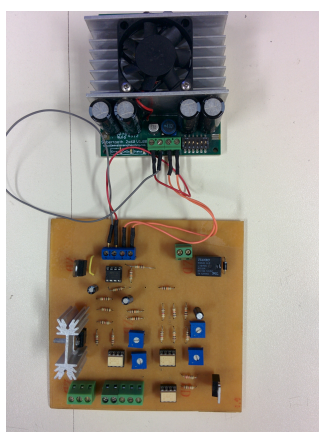


Figure 6: Placa analógica para o condicionamento de sinal e acionamento

O assento da cadeira de rodas foi substituído por uma cadeira infantil e velocidade que por meio de um slider criado no aplicativo varia-se a largura de pulso ou PWM, consequentemente a velocidade varia conforme o controle do usuário. O aplicativo foi criado com o objetivo de executar os comandos direcionais da cadeira de rodas, controlar a velocidade, realizar a leitura dos sensores ultrassônicos e ainda conta com a opção de desligar ou ligar o mesmo. Os sensores foram programados para que a cadeira de rodas evite a colisão com qualquer obstáculo a uma distância de 70cm, podendo ser alterada com a depuração do dispositivo móvel e assim alterar o código fonte.

A validação dos resultados de velocidade são obtidos por meio do *Kinovea*, um *software* de

análise biomecânica demonstrada em forma de vídeo. No trajeto da cadeira de rodas utilizou-se uma câmera que foi posicionada no teto do ambiente para que assim seja rastreado o seu movimento ao decorrer do tempo. A escala do ambiente também é calibrada através do *software*.

5.1 Obtenção dos dados de velocidade

O *software Kinovea* é usado para obtenção dos dados de velocidade. Foram realizados 5 testes variando o parâmetro velocidade e intercambiando a carga ou massa de 20 quilogramas a 80 quilogramas. A Figura 7 abaixo é possível visualizar o início da velocidade e a trajetória a ser percorrida durante o intervalo de tempo de 13 segundos.



Figure 7: Trajetória percorrida com carga e velocidade máxima inicial

A velocidade final alcançada da cadeira de rodas foi de 0,8m/s ou 2,88km/h e é demonstrada na Figura 8. A velocidade ao decorrer da trajetória aumenta gradativamente, tornando o movimento mais suave para amenizar o tranco inicial.

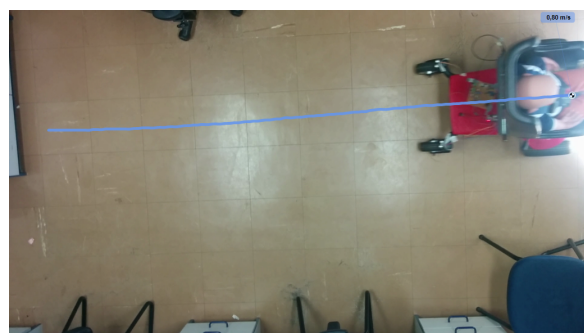


Figure 8: Trajetória percorrida com carga e velocidade máxima final

O outro teste realizado implementou a redução da velocidade em 50%, o ajuste é realizado no visor do smartphone. As velocidades inicial e final alcançaram o valor de 0,4m/s ou 1,44km/h. Nas Figuras 9 e 10 é possível visualizar sua trajetória ao decorrer do deslocamento.



Figure 9: Trajetória percorrida com carga e velocidade reduzida inicial

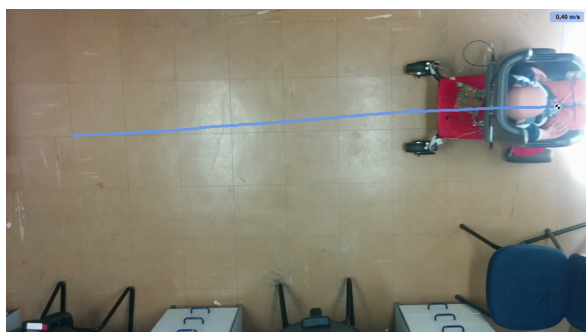


Figure 10: Trajetória percorrida com carga e velocidade reduzida final

6 Conclusão

O principal resultado do trabalho foi a implementação da tecnologia de celular móvel baseado em *Android*, e da capacidade de comunicação remota - bluetooth - para intercomunicar-se com o hardware desenvolvido. A placa de circuito projetada teve a função de permitir o acesso aos dispositivos e periféricos - IOIO OTG, bluetooth, motores, baterias e sensores. O próprio usuário, utilizando um celular no qual foi inserido o programa computacional desenvolvido, tem condições de controlar a movimentação direcional da cadeira de rodas elétrica, bem como sua velocidade que é ajustável por meio do *slider* - presente no aplicativo. Os comandos são realizados por meio de botões, disponíveis no visor do celular, após a abertura do aplicativo nele instalado. São utilizados seis botões, sendo quatro para controlar a movimentação direcional, um para a velocidade e outro para ativar ou desativar os sensores de colisão, assegurando uma condução segura.

7 Agradecimentos

À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado do Amazonas - FAPEAM, a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES.

References

- Abascal, J., Casas, R., Marco, A., Sevillano, J. and Cascado, D. (2009). Towards an intelligent and supportive environment for people with physical or cognitive restrictions, *Proceedings of the 2nd International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments (Corfu, Greece, June 9-13)*, ACM.
- de Mello Silva, P. R., Quiroz, C. H. C. and Kurka, P. R. G. (2015). Localização de robô móvel em ambiente interno utilizando um dispositivo android para navegação inercial, *17th International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics*, Rio Grande do Norte - Natal.
- Lehn, D. and Heath, C. (2003). Displacing the object: Mobile technologies and interpretive resources, *Proceedings of the ICHIM 03*, archives and museum informatics, Europe. Último acesso: 05/11/2014.
- Metsis, V., Le, Z., Lei, Y. and Makedon, F. (2008). Towards an evaluation framework for assistive environments, *Proceedings of the 1st International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments (Athens, Greece, July 15-19)*, ACM, New York, NY.
- Rocha, P., Rosalina, L. and Alves, G. (2013). Tecnologia assistiva - uma revisao do tema, *Holos* **6**: 170-180.
- Rodriguez-Sanchez, M. C., Moreno-Alvarez, M. A., Martin, E., Borromeo, S. and Hernandez-Tamames, J. (2013). Gat: Platform for automatic context-aware mobile services for m- tourism, *Expert System with Applications* **10**: 4154-4163.
- Rodriguez-Sanchez, M. C., Moreno-Alvarez, M. A., Martin, E., Borromeo, S. and Hernandez-Tamames, J. (2014). Accessible smartphones for blind users: A case study for a wayfinding system, *Expert System with Applications* **41**(16): 7210-7222.
- Tavares, J., Barbosa, J. and Costa, C. (2013). A smart wheelchair based on ubiquitous computing, *Proceedings Petra 13*.
- Wattanavarangkul, N. and Wakahara, T. (2013). Indoor navigation system for wheelchair using smartphones, *Information Technology Convergence* **253**: 233-241.
- Wilson, G. (2004). Multimedia tour programme at tate modern, *Proceedings of the international conference of museums and the web*,

Archives & museum informatics. Último
acesso: 05/11/2014.

Woodruff, A., Aoki, P. M., Hurst, A. and Szymanski, T. M. H. (2014). Electronic guidebooks and visitor attention, *Proceedings of the 6th international cultural heritage informatics meeting*, pp. 437–454.