

Centro Universitário da FEI
Fundação Educacional Inaciana Pe. Saboia de Medeiros

**Avaliação Comparativa de Cadeiras de Rodas com Propulsão
Manual, Híbrida e Motorizada do Ponto de Vista Biomecânico e de
Interface com o Usuário.**

**Proposta de Projeto para Chamada
MCTI-SECIS/CNPq No 84/2013 -
TECNOLOGIA ASSISTIVA**

São Bernardo do Campo

2013

Índice

1. Resumo.....	pag. 03
2. Introdução.....	pag. 04
3. Objetivos.....	pag. 08
4. Metodologia.....	pag. 10
5. Cronograma de Execução.....	pag. 15
6. Orçamento.....	pag. 15
7. Gestão do Projeto.....	pag. 16
8. Equipe Executora.....	pag. 19
9. Referências.....	pag. 21

1. Resumo

No Brasil, existem as cadeiras de rodas de acionamento manual e as motorizadas, sendo as primeiras as utilizadas em maior escala, devido principalmente ao seu preço. Além disso, são mais leves, de mais fácil transporte e proporcionam a possibilidade de o usuário realizar uma atividade física durante a propulsão, trazendo diversos benefícios. Apesar disso, requer certo nível de esforço por parte do usuário durante a propulsão, dependente do ambiente, e seu uso prolongado pode causar danos músculo-esqueléticos. As cadeiras motorizadas, por sua vez, proporcionam mobilidade ao usuário independente de sua força e preparo físicos, já que a propulsão é realizada pelo motor e, com isso, garantem um certo grau de independência. Mas, por outro lado, não favorecem a realização de exercício, apresentam maior peso e maiores dimensões, dificultando o transporte, e baixa autonomia das baterias limitando o raio de alcance do cadeirante. Na tentativa de agregar as vantagens e de solucionar as desvantagens de cada sistema, propôs-se, recentemente, uma terceira classe, as cadeiras de rodas híbridas. Este conceito baseia-se no provimento de propulsão complementar ao cadeirante sem que este deixe de atuar diretamente sobre a cadeira. As rodas são semelhantes às das cadeiras de rodas manuais, mas fornecem um momento complementar por meio de um motor, de forma a reduzir os esforços requeridos do usuário. Quando comparadas às cadeiras motorizadas apresentam maior autonomia e redução do peso das baterias. Apesar do potencial desta solução, o grupo proponente encontrou apenas um trabalho científico comparando as alterações biomecânicas e nos esforços nos membros superiores decorrentes da utilização de um sistema como este. Além disso, a relativa simplicidade da lógica de acionamento do motor evidencia o potencial de melhoria da estratégia de controle de forma a levar em conta os aspectos biomecânicos dos membros superiores e a maximizar o potencial terapêutico desta solução. Adicionalmente, não se pode ignorar a necessidade de adequação dos custos deste produto aos padrões sócio-econômicos brasileiros. Outra questão relevante refere-se aos aspectos humanos de interação com o sistema. Métodos como Engenharia de Usabilidade ou Design Centrado no Usuário são utilizados para o desenvolvimento de interfaces cada vez mais intuitivas, fáceis e agradáveis de serem utilizadas e que minimizem a barreira entre o modelo cognitivo do ser humano e o modelo que foi considerado no projeto do produto ou equipamento. Neste contexto, o presente projeto visa congrega e consolidar as atividades, hoje trabalhadas em linhas distintas, de um Núcleo de Pesquisa em Tecnologia Assistiva, com formação multidisciplinar, envolvendo vários departamentos da Instituição de Ensino. O projeto envolve um trabalho de longo prazo cujo objetivo final é desenvolver e construir protótipos nacionais de cadeiras de rodas manuais ou híbridas que levem em conta os aspectos biomecânicos do cadeirante e as características cognitivas de interação do usuário com o sistema. Para tanto, nesta primeira fase, propõe-se avaliar do ponto de vista biomecânico, de segurança e de interação do usuário, exemplos das três classes de cadeiras existentes hoje no mercado: propulsão manual, motorizada e híbrida, em diversas situações. Diante dos dados levantados nesta primeira fase, teremos condições de dar continuidade ao desenvolvimento de novas formas de acionamento mecânico, à formulação de estratégias de controle para cadeiras híbridas, assim como ao desenvolvimento de um protótipo nacional de baixo custo, considerando os fatores humanos no processo iterativo.

2. Introdução

O desenvolvimento de produtos foi, durante longo tempo, feito apenas com base em conceitos técnicos e funcionais, porém, a competitividade do mercado obrigou a uma diversificação maior e até mesmo a uma personalização levando em consideração a necessidade e/ou características e desejos de grupos de usuários (IIDA, 2005).

Segundo o IBGE, o censo de 2010 apontou que mais de 45 milhões de brasileiros possuem algum tipo de deficiência, representando 24% da população. A deficiência motora é o segundo maior grupo, representando quase 7%, sendo que 0,4% declararam não ter condições de caminhar e 1,9% ter grande dificuldade de locomoção. Portanto, a porcentagem de usuários de cadeiras de rodas deve atingir quase 2% da população nacional.

No Brasil, existem basicamente dois tipos de cadeiras de rodas: as manuais (Fig. 1), em que a propulsão é feita manualmente, e as motorizadas (Fig. 2), sendo as primeiras as utilizadas em maior escala, dadas as condições sócio-econômicas do país, devido principalmente ao seu preço. Além disso, as cadeiras manuais são mecanicamente mais simples, mais leves, geralmente de mais fácil transporte, principalmente no caso das dobráveis, e proporcionam a possibilidade de o usuário realizar uma atividade física dos membros superiores durante a propulsão, o que traz diversos benefícios como sensação de bem estar, redução de ansiedade, melhoria da condição músculo-esquelética e cardiovascular, estímulo ao processo de neuro-plasticidade, aumento da imunidade e ativação do metabolismo de maneira geral (COOPER et al., 1999). Por outro lado, a locomoção com cadeiras de rodas manuais requer certo nível de esforço por parte do usuário durante a propulsão, dependente do ambiente (inclinação e tipo de piso), que pode dificultar ou mesmo impossibilitar seu uso. De fato, existem certas deficiências, como, por exemplo, paralisia cerebral e tetraplegia que, em certos graus e níveis, impedem o uso de cadeiras manuais. Além disso, o uso prolongado de cadeiras de rodas manuais pode causar danos músculo-esqueléticos em decorrência da realização de esforços repetitivos elevados pelos membros superiores (COOPER et al., 1999, ORTOLAN, 2007).



Figura 1 – Cadeiras de rodas de acionamento manual Freedom e Jaguaribe (<http://www.megafisio.com.br> e <http://www.netserv19.com>).

As cadeiras motorizadas, por sua vez, proporcionam mobilidade ao usuário independente de sua força e preparo físicos, não requerendo esforço para a propulsão que é realizada pelo motor e, com isso, garantem um certo grau de independência, fator psicologicamente muito importante aos deficientes. Possibilitam o descanso dos sistemas músculo-esquelético e cardiovascular, mas, por outro lado, não favorecem a realização de exercício e os seus benefícios, como comentado anteriormente. Por outro lado, as cadeiras de rodas motorizadas apresentam maior peso e maiores dimensões devido aos motores e baterias, dificultando o transporte e o acesso a alguns lugares, o que acaba por diminuir a autonomia do usuário e requerer ajuda de terceiros (SAM, 2013). Além disso, há a questão da autonomia das baterias o que limita o raio de alcance do cadeirante. As cadeiras motorizadas possuem interface de comandos. A interface desses equipamentos não é padronizada o que pode causar problemas. Erros na execução dos comandos, opor exemplo, podem causar acidentes aos usuários e transeuntes.



Figura 2 – Cadeiras de Rodas Motorizadas Jaguaribe (<http://www.fisiostore.com.br>)

Na tentativa de agregar as vantagens das cadeiras manual e motorizada e de solucionar as desvantagens de cada sistema, propôs-se recentemente uma terceira classe de cadeira de rodas “híbridas” (“power assist system”, Fig. 3). Este conceito baseia-se no provimento de propulsão complementar ao cadeirante sem que este deixe de atuar diretamente sobre a cadeira. Estes sistemas possuem rodas semelhantes às aquelas encontradas nas cadeiras de rodas manuais (Fig. 1), mas fornecem um momento complementar na roda por meio de um motor, de forma a reduzir os esforços requeridos do usuário. Um aspecto importante é que o usuário continua a controlar a cadeira de rodas de maneira similar àquela utilizada para controlar as cadeiras manuais. Além disso, o auxílio do motor pode ser ajustado de forma a reduzir os esforços excessivos ou potencialmente danosos ao sistema músculo-esquelético dos membros superiores e ainda permitir a realização de exercícios com os seus consequentes benefícios. Pode-se mencionar ainda o aumento da autonomia e a redução do peso das baterias quando comparadas às cadeiras de rodas motorizadas, já que parte da energia necessária para a propulsão da cadeira é fornecida pelo próprio cadeirante. Esta solução para a locomoção de cadeirantes é consistente com um princípio básico da reabilitação, segundo o qual equipamentos de reabilitação devem fornecer a ajuda mínima necessária ao paciente, mas nada além disso.

Um exemplo de sistema híbrido é o E-motion da empresa alemã Alber. Este sistema consiste de um módulo portátil integrado a uma roda com dimensões padrão que permite sua adaptação em uma cadeira de rodas manual (Fig. 3). O conceito fornece momento extra à roda por meio de um motor de modo a permitir, por exemplo, que o cadeirante se locomova e vença rampas com mais facilidade. O sistema também disponibiliza um sistema de travamento das rodas para evitar que a cadeira deslize para trás em uma rampa na fase de retorno, no intervalo entre um impulso e outro. A alimentação é feita através de uma bateria de íon-lítio integrada ao cubo da roda no mesmo módulo. O sistema permite o ajuste de duas “velocidades”, correspondentes, na verdade, à aplicação de dois níveis de torque constantes na roda. O torque é aplicado pelo motor toda vez que o usuário propulsiona o aro da roda, o que é detectado por meio de uma chave posicionada entre o aro e a roda. O ajuste dos parâmetros do sistema e a monitoramento da carga da bateria podem ser feitos através de um controle remoto.

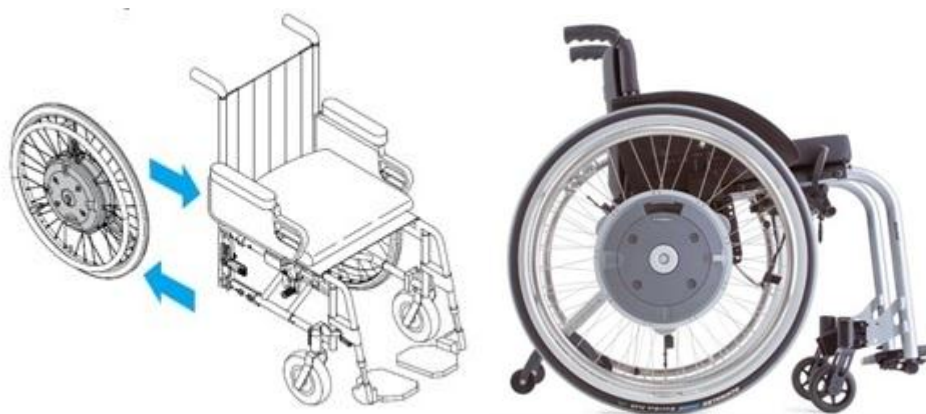


Figura 3 – Sistema modular E-motion (ALBER, 2013).

Apesar do potencial dessa solução, o grupo proponente, em uma busca no PubMed, encontrou apenas um trabalho científico comparando as alterações biomecânicas e as modificações nos esforços nos membros superiores decorrentes da utilização de um sistema como esse (KLOOSTERMAN et al., 2012). Além disso, a relativa simplicidade da lógica de acionamento do motor do sistema E-motion (dois níveis de torque nas rodas) evidencia o potencial de melhoria da estratégia de controle de forma a levar em conta os aspectos biomecânicos dos membros superiores e a maximizar o potencial terapêutico desta solução. Adicionalmente, uma vez mostrados objetivamente os benefícios desta concepção, não se pode ignorar a necessidade de adequação dos custos deste produto aos padrões sócio-econômicos brasileiros. Apenas o par de rodas do sistema E-motion é comercializado na cidade de São Paulo por aproximadamente 20.000 reais, um valor excessivamente alto para o padrão sócio-econômico do brasileiro de modo geral, e, aparentemente, exagerado para a tecnologia que disponibiliza.

Outra questão que merece ser tratada são os aspectos humanos de interação com o sistema, ou máquina. Estes podem ser abordados a partir de teoria da comunicação, psicologia cognitiva, ciências sociais, linguísticas e fatores humanos. Nos equipamentos com os quais o usuário interage, são estudados aspectos de *design* de interface, padrões de interface, elementos gráficos, *affordances*, métodos de avaliação e prototipação. Métodos como Engenharia de Usabilidade ou Design Centrado no Usuário são utilizados para o desenvolvimento de interfaces cada vez mais intuitivas, fáceis e agradáveis de serem utilizadas e que minimizem a barreira entre o modelo cognitivo do ser humano, e o modelo que foi considerado no projeto do produto, equipamento ou serviço. Os estudos de

Interface Humano-Computador (IHC) em um projeto buscam usabilidade, ou seja, melhorar a produtividade, eficiência, diminuição do erro (ou retrabalho) e efetiva compreensão dos usuários a medida que lhe fornece o controle adequado sobre o sistema (AQUINO JR, 2008).

A literatura descreve inúmeros benefícios para uma boa usabilidade sob o ponto de vista do usuário e da organização, tais como: bem estar do usuário final, motivação, aumento da produtividade, redução do custo de suporte e treinamento, geração de novos produtos, entre outros. A Engenharia de Usabilidade (EU) é definida, segundo Mayhew (1999), como um processo que apresenta os métodos estruturados de desenvolvimento do produto com o objetivo de produzir uma interface com usabilidade. O Ciclo de Vida de Engenharia de Usabilidade proposto por Mayhew (1999) possui relação direta com o Design Centrado no Usuário (DCU), que coloca o usuário no centro de todo o processo, isto é, o processo de desenvolvimento do sistema tem como objetivo produzi-lo sob a perspectiva do usuário final.

3. Objetivos

Neste contexto, e este projeto procura atender as prerrogativas da Chamada MCTI-SECIS/CNPq No 84/2013 – Tecnologia Assistiva, cujos objetivos são:

- a) Otimizar e qualificar as atividades dos *Núcleos de Pesquisa em Tecnologia Assistiva* (TA) existentes e estimular a criação de novos, a fim de implantar um padrão de cooperação entre as diferentes competências nas instituições selecionadas;
- b) Promover a pesquisa, o desenvolvimento e a inovação, a partir da articulação dos pesquisadores enquanto elos do processo de desenvolvimento de novas tecnologias que possam vir a ser disponibilizadas para a sociedade brasileira, promovendo, assim, a inclusão das pessoas com deficiência em seu sentido mais amplo;
- c) Estimular a formação de uma rede de pesquisadores dedicados à investigação e à busca de soluções nas temáticas vinculadas à Tecnologia Assistiva;

- d) Proporcionar o desenvolvimento científico e tecnológico de produtos, serviços e metodologias de baixo custo que possam ser replicadas, com vistas a atender as necessidades, capacidades e limitações dos usuários com deficiência física;
- e) Proporcionar avaliação e qualificação, científica e tecnológica, de produtos, serviços e metodologias de Tecnologia Assistiva existentes, a fim de garantir segurança, confiabilidade e efetividade, de acordo com as necessidades, capacidades e limitações dos portadores de deficiência física.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

O presente projeto visa congrega e consolidar as atividades, hoje trabalhadas em linhas distintas, de um Núcleo de Pesquisa em Tecnologia Assistiva, formado por pesquisadores dos Departamentos de Engenharia Elétrica, Engenharia Mecânica e da Ciência da Computação do Centro Universitário da FEL, com formação em Engenharia Elétrica, Engenharia Mecânica, Engenharia Mecatrônica e Ciências da Computação e com especializações nas áreas de Engenharia Biomédica, Interação Humano-Computador, Biomecânica, Automação e Controle e Instrumentação. A experiência do grupo pode ser comprovada por trabalhos publicados em estimulação elétrica visando restauração de movimentos em tetraplégicos (CASTRO e CLIQUET, 2001), detecção e classificação de padrões em eletromiogramas e encefalogramas visando controle de dispositivos robóticos (CASTRO, GALHIANNE e COLOMBINI, 2013; CASTRO, 2013; CARACILLO e CASTRO, 2013), simulação e modelagem em biomecânica (MENEGALDO, FLEURY e WEBER, 2004 e 2006; ACKERMANN e VAN DEN BOGERT, 2010; HALLORAN et al., 2010), desenvolvimento de dispositivos de reabilitação (ACKERMANN e COZMAN, 2009; ACKERMANN e TAISSUN, 2012), teoria de controle (MAYA e LEONARDI, 2010), usabilidade e avaliação da interação do usuário com sistemas (AQUINO JR., 2008; AMARAL et al., 2013) e projetos tais como o de uma cadeira de rodas com acionamento para elevação, o desenvolvimento de uma muleta elástica e o de uma plataforma de força.

O projeto envolve um trabalho multidisciplinar de longo prazo cujo objetivo final é desenvolver e construir protótipos nacionais de cadeira de rodas manuais ou híbridas, modulares, que levem em conta os aspectos biomecânicos do

cadeirante e as características de interação do usuário com o sistema. Para tanto, nesta primeira fase, escopo do presente edital, propõe-se avaliar do ponto de vista biomecânico, de segurança e de interação do usuário exemplos das três classes de cadeiras existentes hoje no mercado: propulsão manual, motorizada e híbrida, em diversas situações. Diante dos dados levantados nos experimentos realizados nesta primeira fase, teremos condições de dar continuidade ao desenvolvimento de formas de acionamento mecânico alternativas tais como a adição de um redutor entre o aro e a roda, à formulação de estratégias de controle alternativas para cadeiras híbridas, assim como ao projeto e desenvolvimento de um protótipo nacional de baixo custo.

4. Metodologia

Neste estudo, tendo em vista o envolvimento de seres humanos no protocolo experimental, a primeira fase envolve a submissão do protocolo a um comitê de ética em pesquisa, segundo determina a resolução 466 de 2012 do Conselho Nacional de Saúde, através do Sistema Nacional Unificado da Plataforma Brasil. Serão selecionados dentro da comunidade acadêmica 5 indivíduos sem comprometimento neuromuscular nos membros superiores e na comunidade da região, em associação com um centro de saúde, 5 indivíduos paraplégicos. Após a anamnese, e preenchimento das dimensões relacionadas aos membros superiores e peso, o voluntário deverá assinar o termo de consentimento livre e esclarecido.

A avaliação das cadeiras de rodas manual e híbrida será realizada para duas tarefas: 1) o deslocamento em três velocidades (lenta, confortável e rápida) e 2) a ascensão lenta de rampas em duas inclinações distintas (leve e moderada). As velocidades lenta e rápida serão definidas posteriormente, respectivamente, por uma redução ou aumento percentual da velocidade confortável, a qual será selecionada livremente pelo usuário. Para garantir que o usuário mantenha as velocidades rápida e lenta de acordo com os valores prescritos, serão feitos testes de treinamento em que será solicitado ao sujeito que percorra uma determinada distância em tempo pré-definido.

Em todos os testes, serão coletados dados de eletromiografia e de cinemática dos membros superiores (CHOW et al., 2009; HOWARTH et al., 2010).

No teste com as cadeiras de rodas manuais, serão ainda coletadas as forças no aro nas três direções (tangencial, radial e transversal) por meio de uma roda dinamométrica (BONINGER et al., 2002) que substituirá uma das rodas da cadeira de rodas. Por esse motivo o projeto solicita a aquisição do Sistema *Smartwheel*, composto por uma roda instrumentada, possibilitando assim a avaliação das forças aplicada durante a propulsão (OUT_FRONT, 2013). A cinemática dos membros superiores em todos os testes será medida por meio de três unidades inerciais afixadas ao tronco, antebraço e braço do cadeirante. Este sistema, denominado *Myomotion Research System*, da Noraxon, também faz parte da lista de equipamentos solicitados. Ele é composto um de sensores inerciais wireless para análise de movimento humano 3D (este estudo necessita de um mínimo de 3 sensores para a aquisição do movimento dos membros superiores). Esse sistema substitui um sistema de câmeras, que, apesar de ser mais usual para avaliações cinemáticas, é muito mais caro. Além disso, por ser wireless possibilita a livre movimentação e deslocamento como requerido no protocolo experimental (NORAXON, 2013a).

A partir de um modelo do sistema esquelético ajustado ao sujeito (LEARY et al., 2012), o movimento dos membros superiores (tronco, braço e antebraço) no plano sagital será reconstruído utilizando-se os dados dos sensores inerciais. Para os testes com a cadeira de rodas manual, de posse da reconstrução cinemática do movimento dos membros superiores e das forças aplicadas no aro da cadeira de rodas será possível estimar os momentos totais nas articulações do cotovelo e do ombro utilizando a técnica de dinâmica inversa (GIL-AGUDO et al., 2010). Para os experimentos com a cadeira de rodas híbrida, como não será possível adaptar a roda dinamométrica, se utilizará uma plataforma de força desenvolvida no Centro Universitário da FEI para medir a força tangencial na roda. A partir da força tangencial na roda e da cinemática dos membros superiores e roda, é possível estimar os momentos nas articulações utilizando a técnica de dinâmica inversa associada a uma otimização numérica cuja função custo representaria critérios de desempenho tais como a soma dos quadrados dos momentos articulares ou a soma dos quadrados das ativações musculares (ERDEMIR et al., 2007).

Com o objetivo de complementar a avaliação poderá ser considerada a colaboração com outros grupos de pesquisa brasileiros na área, tais como o Núcleo de Habilitação/Reabilitação em Esportes Paralímpicos da Universidade Federal de Uberlândia (ARAÚJO et al., 2013).

Com relação à medição do esforço muscular durante a propulsão, pode-se monitorar a contribuição dos músculos extensor radial do carpo, cabeça longa do tríceps, bíceps braquial, deltoide anterior e posterior, trapézio superior, peitoral maior e latíssimo dorsal através da aquisição do sinal mioelétrico (EMG). Usualmente o eletrodo de referência é posicionado no acrômio. Estes são músculos envolvidos na extensão do punho, flexão e extensão do ombro e do cotovelo, movimentos estes presentes durante a propulsão da cadeira de rodas. Pode-se também monitorar músculos do tronco e abdômen de maneira a verificar o esforço realizado no deslocamento e retorno ao equilíbrio do tronco. Para a normalização, antes do processo de aquisição do EMG durante o movimento, serão obtidos os valores correspondentes à contração isométrica voluntária máxima (MVIC). Neste caso, considera-se o valor médio de 3 aquisições (CHOW et al., 2009; DUBOWSKY et al., 2008; HOWARTH et al., 2010; LOUIS e GORCE, 2010). Para a aquisição do EMG está sendo solicitada a aquisição do Sistema de Eletromiografia wireless de 16 canais da Noraxon, denominado *Telemetry DTS Desk Receiver W/16 Channels & MR3 Master Software*. Como a monitoração será feita durante a realização de movimento e deslocamento, o sistema wireless possibilita uma liberdade maior, além de minimizar problemas com a movimentação de fios os quais geram ruídos e podem também causar mau contato com os eletrodos (NORAXON, 2013b). Os eletrodos a serem utilizados são de superfície, de Ag.AgCl, autoadesivos com gel. O padrão de colocação e posicionamento, bem como o equipamento, segue as recomendações da SENIAM. O sinal de EMG deve ser amplificado e filtrado por um passa faixas de 20 – 500 Hz e retificado. Após o processo de suavização segue-se com a normalização pelo MVIC. A frequência de aquisição mínima a ser programada no sistema deve ser 1000 Hz. Após esse pré-processamento, o EMG de cada um dos músculos poderá ser analisado em cada fase do movimento e em função da variação de parâmetros, como por exemplo, velocidade e inclinação e para cada tipo de cadeira. Uma normalização no tempo pode também ser feita de forma a comparar as várias realizações do movimento em função da porcentagem

da duração do ciclo completo do movimento de propulsão (CHOW et al., 2009; DUBOWSKY et al., 2008; HOWARTH et al., 2010; LOUIS e GORCE, 2010).

Finalmente, para a abordagem da Interação Humano-Computador será realizada a análise de requisitos do cenário, coletando o perfil dos usuários participantes do experimento, análise do contexto da tarefa, documentação das capacidades e restrições das plataformas envolvidas (cadeira de rodas híbrida e motorizada) e os princípios gerais de projeto considerados. Considerando as informações estudadas na análise de requisitos, torna-se possível produzir o modelo conceitual do projeto considerando as diversidades das interfaces e equipamentos envolvidos, e os padrões de interface e padrões de movimentos aplicados.

Mayhew (1999) fornece um modelo de um ciclo de vida da Engenharia de Usabilidade que contém um fluxo linear e iterativo das atividades do projeto. O modelo é definido inicialmente em três fases principais que contém as atividades e o fluxo entre elas, conforme destacado na Figura 4:

1. Análise de Requisitos: esta fase engloba as atividades de análise do perfil do usuário e das tarefas e define as restrições e princípios gerais do projeto. O resultado nesta fase é uma lista de objetivos da usabilidade que é transformada num guia de estilos para a transição da próxima fase;
2. Projeto / Teste / Desenvolvimento: esta fase contém 3 níveis que podem ser iterativos em qualquer momento. A transição para o próximo nível só ocorre quando os objetivos de cada nível são alcançados.
 - a. Nível 1: é um fluxo de atividades que tende a eliminar as maiores falhas no projeto por meio do acompanhamento de um trabalho de reengenharia, modelo conceitual, maquetes e avaliação;
 - b. Nível 2: neste nível ocorre a elaboração do projeto de interface do produto e avaliação, por meio de protótipos, para verificar se os objetivos da usabilidade foram alcançados;
 - c. Nível 3: apresenta-se detalhadamente o projeto de interface com o usuário e quando os objetivos da usabilidade forem satisfeitos, as funcionalidades do sistema são verificados.

3. Instalação: se os objetivos e atividades das fases anteriores forem completados o produto é instalado, ou seja, é disponibilizado para uso. Após a instalação do produto em seu cenário de uso real, se o usuário final estiver satisfeito e não relatar nenhum problema o processo de desenvolvimento está completo.

Todas as fases do ciclo de vida, exceto a Análise de Requisitos, incluem avaliações das atividades em cada fase e nível descrito anteriormente.

O modelo apresentado na Figura 4 permite estudar, documentar, projetar e avaliar sistemas interativos de diferentes tipos. No mercado, o modelo é aplicado apenas observando-se as reações dos usuários ao utilizar a interface e a declaração subjetiva de opiniões. Diversos sinais são emitidos pelo humano ao interagir com sistemas ou equipamentos. Essa diversidade de sinais pode melhorar o processo de concepção e avaliação de sistemas (AMARAL et al., 2013).

O processo de avaliação será conduzido no Laboratório de Engenharia de Usabilidade da FEI, documentando os testes com usuários com vídeos e observação sem interferência das tarefas do usuário com o uso do espelho falso que separa o ambiente físico.

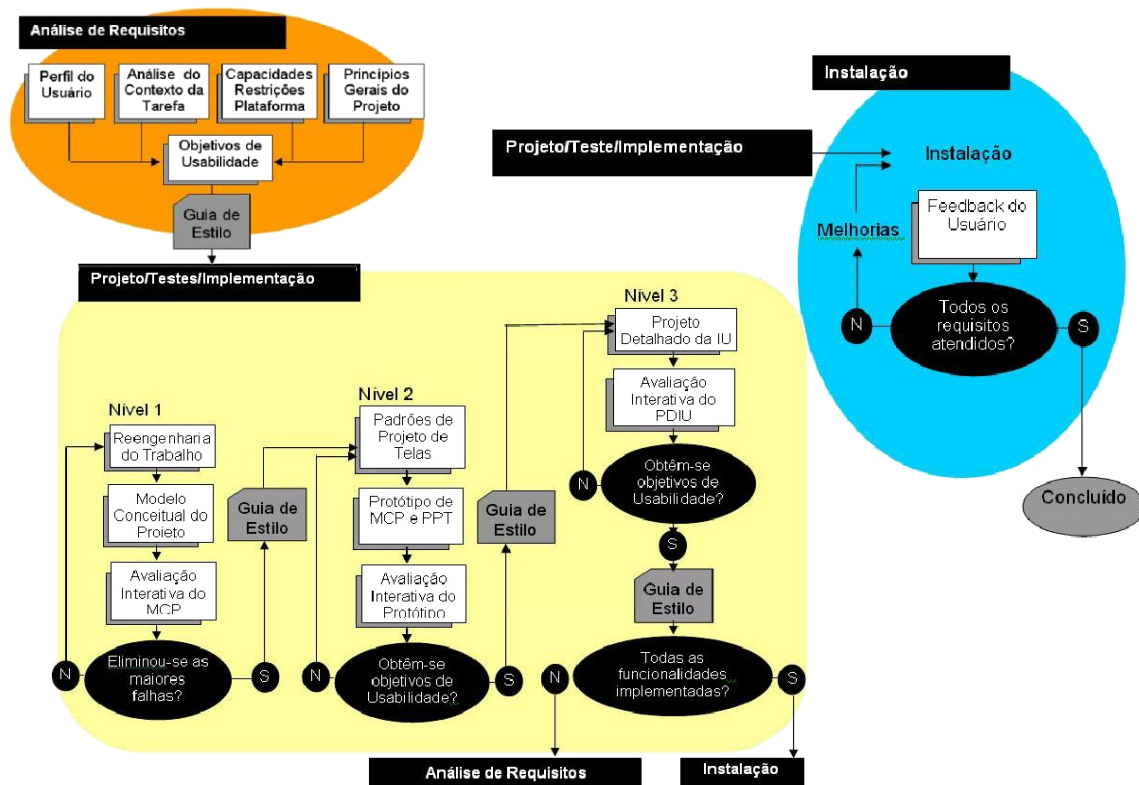


Figura 4 – Modelo de ciclo de vida da EU (adaptado de MAYHEW, 1999).

5. Cronograma de Execução

Tarefa / Mês	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1 Submissão do protocolo experimental ao comitê de ética em pesquisa																								
2 Compra dos Equipamentos																								
3 Acompanhamento de aluno																								
4 Pesquisa bibliográfica																								
5 Desenvolvimento de modelos biomecânicos																								
6 Seleção do grupo de voluntários																								
7 Realização da coleta de dados																								
8 Avaliação dos Resultados																								
9 Publicação																								
10 Participação em Congressos																								
11 Relatório																								

6. Orçamento

Material Permanente	U\$	R\$
1) Sistema de Eletromiografia wireless de 16 canais da Noraxon (<i>Telemyo DTS Desk Receiver W/16 Channels & MR3 Master Software</i>) <u>Justificativa:</u> necessário para medir o esforço muscular durante a propulsão nas diferentes situações experimentais	23.000,00	52.302,00
2) Sistema cinemático wireless para análise de movimento humano 3D com 3 sensores (<i>Myomotion Research System</i>) <u>Justificativa:</u> necessário para a medição dos movimentos realizados pelo membro superior durante a propulsão nas diferentes situações experimentais.	11.995,00	27.276,63
3) Cadeira de rodas de propulsão manual <u>Justificativa:</u> necessária para a sua utilização e avaliação. Deve ser compatível com o sistema e-motion.		2.000,00
4) Sistema híbrido e-motion da Alber / Cavenaghi <u>Justificativa:</u> Sistema de propulsão híbrido necessário para sua utilização, avaliação e comparação com o sistema manual.		19.990,00
5) Roda dinamométrica, composta pelo sistema e licença (<i>SmartWheel</i>) <u>Justificativa:</u> Necessária para a medição das forças aplicadas nas rodas durante a propulsão manual.	16.900,00	38.430,60
Total	51.895,00	139.999,23

Material de Custeio	R\$
1 Bolsa DTI-C – 24 meses	26.400,00
18% Importação	21.241,66
Passagens para participação em eventos científicos	8.000,00
Diárias para participação em eventos científicos	4.359,00
Total	60.000,66
Total Geral	199.999,89

7. Gestão do Projeto

Com objetivo de aplicar ferramentas, conhecimentos e habilidades referente às atividades de projeto, o *Project Management Body of Knowledge* (PMBOK) foi escolhido como modelo de gestão de projeto, por ser o modelo mais aplicado na atualidade e em plena ascensão no Brasil e no mundo. O PMBOK é um guia que tem como objetivo fornecer uma visão geral do conjunto de conhecimentos em gerenciamento de projetos e é amplamente reconhecido pelas práticas adotadas (PROJECT MANAGEMENT INSTITUTE, 2008).

O PMBOK estabelece nove áreas de conhecimento para o gerenciamento eficaz dos projetos, que são aplicados individual ou conjuntamente, nas fases do ciclo de vida do projeto. A disciplina de Gerenciamento de Integração do Projeto descreve os processos e as atividades que integram os diversos elementos do gerenciamento de projetos, que são identificados, definidos, combinados, unificados e coordenados dentro dos grupos de processos de gerenciamento de projetos. Este processo permeia várias fases do projeto e compreende o desenvolvimento do termo de abertura, a declaração de escopo, o plano de gerenciamento do projeto, a orientação e gerenciamento da execução, o monitoramento e controle do trabalho, o controle integrado de mudanças e o encerramento do projeto.

Em geral sempre existe mais que uma solução ou alternativas para atender às mesmas necessidades. A técnica usada para definir a solução final passa pelo desenvolvimento de alternativas extremas. A primeira, de baixo custo, que atende

as necessidades mínimas para ser funcional. A segunda tenta atender a maior parte das exigências das diversas áreas envolvidas no escopo, que resulta num projeto com custo muito maior e pouco competitivo. A partir de ambas as alternativas é desenvolvida uma solução intermediária entre as mesmas, que atende a uma boa parte das exigências com um custo competitivo.

Para manter o controle sobre o projeto do início ao fim, o coordenador do projetos realizará em conjunto com a equipe de pesquisadores:

- a) Realização da monitoração do projeto durante todo o seu período de execução, de forma a se garantir a entrega dos produtos dentro dos prazos e níveis de qualidade esperados, além de se monitorar possíveis solicitações de mudança que venham a ocorrer, oriundas das equipes envolvidas ou de fatores externos como, por exemplo, itens ligados a legislação;
- b) Elaboração semanal de relatório de andamento do projeto, apresentando as realizações do período, itens não realizados e suas justificativas, planejamento para o próximo período, assim como possíveis riscos à execução das atividades;
- c) Apresentação mensal do relatório de andamento do projeto aos gestores das equipes envolvidas;
- d) Durante todo o período de execução do projeto serão realizadas reuniões quinzenais com os principais *stakeholders*, conforme definição do plano de projeto elaborado na fase de planejamento, onde serão apresentadas as evoluções das atividades do projeto e sua aderência ao cronograma proposto, a fim de manter-se a transparência nas atividades realizadas;
- e) Análise de valor agregado alcançado na conclusão de cada atividade prevista;
- f) Documentação e aplicação de melhoria de processo.

A FEI, como entidade de pesquisa e com larga experiência no desenvolvimento de projetos de pesquisa alinhados com o mercado e aplicabilidade social, possui um conjunto de pesquisadores que agregam grande valor nesta proposta de pesquisa. Possui também áreas correlatas que poderão fortalecer futuras pesquisas em Tecnologia Assistiva, incluindo Inteligência Artificial, Biomecânica, Robótica e Visão Computacional. A equipe da FEI

direcionará os trabalhos de pesquisa e trará o caráter inovador para junto da sua experiência em projetos científicos, subsidiando o desenvolvimento desta proposta, junto ao Laboratório de Engenharia de Usabilidade (LEU). Este laboratório foi constituído em 2003, e desde então desenvolveu diversos projetos com iniciativa privada e financiamento de agências de fomento. Os equipamentos e infraestrutura do laboratório será agregado ao projeto quanto aos estudos dos fatores humanos na tecnologia assistiva.

O Laboratório de Engenharia de Usabilidade da FEI tem como objetivo o desenvolvimento de projetos com o paradigma da Engenharia de Usabilidade desde o planejamento até a implantação do sistema, com avaliações de usabilidade em situações reais de uso durante todo o ciclo de desenvolvimento. Os resultados ajudam a garantir a redução do tempo de uso dos equipamentos e aplicações, com o consequente aumento de disponibilidade e satisfação para os usuários dos sistemas e produtos, além de reduzir a taxa de erros de operação e necessidade de “retrabalho” das transações. Estas garantias possibilitam o reforço da imagem de tecnologia de ponta dos produtos de qualidade de eletrônica de consumo e a ampliação do espectro de usuários (acessibilidade, inclusão digital, facilidade de uso, etc).

O Laboratório de Engenharia de Usabilidade consiste em um ambiente onde o uso de produtos e sistemas são observados, acompanhados, monitorados, experimentados e analisados, com o objetivo de se identificarem os obstáculos que dificultam seu uso. Em algumas situações, estas barreiras estão no comportamento humano, e em muitas, estão na forma como o produto/sistema se apresenta. Na maioria das situações, os obstáculos são diferentes para diferentes perfis da população. Estes perfis, ainda, mudam com o tempo de exposição ao produto/sistema em função do aprendizado e precisam ser continuamente monitorados para que a eficácia dos serviços seja preservada.

A infraestrutura do Laboratório de Engenharia de Usabilidade da FEI (LEU-FEI) é composta por um layout físico especialmente projetado para pesquisas em engenharia de usabilidade, com um ambiente de recepção do usuário, uma sala de entrevistas e reuniões, sala de testes e sala de observação isolada por espelho falso.

8. Equipe Executora

Coordenador

Nome: Agenor de Toledo Fleury

CPF: 563.616.108-53

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/0567931971223986>

Graduado em Engenharia Mecânica pelo ITA/Instituto Tecnológico de Aeronáutica (1973), tem Mestrado em Engenharia Mecânica pela Universidade de São Paulo (1978) e Doutorado em Engenharia Mecânica pela Universidade de São Paulo (1985). Atualmente é professor titular do Centro Universitário da FEI, onde é Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e professor doutor da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Tem experiência em diversos projetos ligados à Engenharia Mecânica, com ênfase em Dinâmica e Controle de Sistemas. Seus projetos mais recentes abordam modelagem e controle de sistemas não lineares, controle ótimo e estimação de estados de sistemas dinâmicos, em aplicações da Biomecânica, da Robótica, da Engenharia Automotiva e dos Sistemas Embarcados. Recebeu o Prêmio SAE Brasil 2010 de Educação em Engenharia. Bolsista de Produtividade em Pesquisa do CNPq - Nível 1D

Pesquisadores

Nome: Fabrizio Leonardi

CPF: 072.617.398-39

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/2690531846659622>

Graduado em engenharia elétrica pela FEI (1984), mestre em engenharia elétrica pela FEI (1989), doutor em engenharia de sistemas pela Escola Politécnica da USP (2002), pós-doc no laboratório de automação e controle da Escola Politécnica da USP (2006). É pesquisador no mestrado em engenharia mecânica da FEI e pesquisador externo do laboratório de automação e controle da EPUSP. Tem experiência industrial e acadêmica nas áreas de automação, controle de processos, modelagem, identificação e simulação de sistemas. Na Indústria trabalhou durante 10 anos com automação, controle e sistemas digitais. Atua na área acadêmica desde 1987 e os principais assuntos de interesse para pesquisa são: controle ótimo; otimização numérica; controle de processos; controle robusto; sistemas dinâmicos; vibrações mecânicas; processamento de sinais e pesquisa operacional.

Nome: Maria Claudia Ferrari de Castro

CPF: 104.951.588-95

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/7429780004238103>

Possui graduação em Engenharia Elétrica, ênfase eletrônica, pelo Instituto Mauá de Tecnologia (1992), mestrado e doutorado em Engenharia Elétrica pela Universidade Estadual de Campinas (1996 e 2000), na área de Engenharia Biomédica, com ênfase em Estimulação Elétrica Neuromuscular visando à restauração de movimentos em tetraplégicos. Atualmente é professor Adjunto I do Centro Universitário da FEI, estendendo suas pesquisas nas áreas de aquisição e processamento de biopotenciais (EMG e EEG) visando o reconhecimento e classificação de padrões para utilização em interfaces robóticas. Possui diversos trabalhos publicados em congressos internacionais e nacionais, com várias participações em eventos técnicos e científicos no país e no exterior com apresentação de trabalhos.

Nome: Marko Ackermann

CPF: 213.577.058-24

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/4576409176518344>

Possui graduação em Engenharia Mecatrônica pela Universidade de São Paulo (2000), mestrado em Engenharia Mecânica pela Universidade de São Paulo (2002) e doutorado em Engenharia Mecânica pela University of Stuttgart (2007), Alemanha, com bolsa CNPq. Realizou Pós-Doutorado no Department of Biomedical Engineering da Cleveland Clinic, Ohio, Estados Unidos (2007-2009). Tem experiência na área de Engenharia Biomédica, com ênfase em Biomecânica, Reabilitação e Robótica, atuando principalmente nos seguintes temas: simulação computacional da marcha humana, equipamentos de reabilitação, dinâmica de sistemas multicorpo e teoria de controle ótimo.

Nome: Plínio Thomaz Aquino Jr.

CPF: 162.153.428-66

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/6186413528999908>

Graduado em Ciência da Computação pela Universidade Federal de São Carlos em 1998. Mestre em Ciência da Computação pelo Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação, da Universidade Federal de São Carlos, na área de Engenharia de Software, em 2001, desenvolvido com cooperação Germany-Brazil no German National Research Center for Information Technology em Sankt Augustin - Alemanha. Doutorado em Engenharia Elétrica na área de Sistemas Digitais pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, em 2008. Ingressou no Centro Universitário da FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Saboia de Medeiros, em 2003. Responsável pela disciplina de Interface Humano-Máquina do Departamento de Ciência da Computação da FEI. Orientador dos Trabalhos de Conclusão de Curso. Possui diversos trabalhos publicados em congressos internacionais e nacionais. Coordenador do Projeto FINEP/CNPq do CT-Saúde em Telemedicina com título: Pesquisa e Estatística baseada em Acervo Digital de Prontuário Médico do Paciente em Telemedicina Centrada no Usuário, período 2011 a 2012. Áreas de interesse: Engenharia de Usabilidade, Projetos de Interface Homem-Computador, Engenharia de Software, Governo Eletrônico e Realidade Virtual. Professor tempo integral Assistente I do Departamento de Ciência da Computação e Coordenador do Laboratório de Engenharia de Usabilidade da FEI.

Nome: Sergio Delijaicov

CPF: 376.290.348-49

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/8425581416931801>

Graduado em matemática pela FFCL Itajubá (1972), engenheiro mecânico pelo Centro Universitário da FEI (1974), mestre em engenharia mecânica pela EPUSP (1982) e doutor em engenharia mecânica pela EPUSP (2004). É professor da FEI desde 1975, titular em regime de dedicação e pesquisador no mestrado em engenharia mecânica. Atua nas disciplinas da Resistência dos Materiais, Mecânica dos Sólidos, Análise Matricial de Estruturas e Laboratório de Análise Experimental de Estruturas. Foi professor da EPUSP de 1976 a 1987, atuando nas disciplinas da Tecnologia Mecânica e Elementos de Máquinas. É consultor para a indústria, desde 1980, em Análise Experimental de Estruturas, células de carga, transdutores e extensômetros elétricos (strain-gages), tendo oferecido inúmeros cursos relacionados a estes temas.

9. Referências

ACKERMANN, M., COZMAN, F. G., "Automatic Knee Flexion in Lower Limb Orthoses", *J. Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* (Impresso), vol. 31, pp. 305-311, 2009.

ACKERMANN, M., TAISSUN, B. A., "A computational study of the swing phase of the gait with standard and spring-loaded crutches" In: *4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob 2012)*, Rome, pp. 1476-1481, 2012.

ACKERMANN, M., van den BOGERT, A. J., "Optimality principles for model-based prediction of human gait", *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 1055-1060, 2010.

ALBER, Sistema Modular E-Motion, <http://www.alber.de> – consultado em 10/2013.

AMARAL, V., FERREIRA, L. A., AQUINO JUNIOR, P. T., CASTRO, M. C. F., "EEG Signal Classification in Usability Experiments In: *4th ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference*, 2013, Rio de Janeiro. p.1 – 5, DOI: 10.1109/BRC.2013.6487469.

AQUINO JR., P. T.; PICaP: Padrões e Personas para Expressão da Diversidade de Usuários no Projeto de Interação. 2008. 229 f. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

ARAÚJO, C. A., VIEIRA, S. A. A., OLIVEIRA, L. S. ARRUDA NETO, J. E., NOVAIS, D. V., COSTA, A. M., "New Wheelchair Ergometer for Physical Evaluation and Training Design and Tests", In: *VISTA CONFERENCE 2013 - The International Paralympic Committee*, Bonn, Germany, 2013.

BONINGER, M. L., SOUZA, A. L., COOPER, R. A., FITZGERALD, S. G., KOONTZ, A. M., FAY, B. T., "Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, pp. 718-723, 2002.

CADERIRA DE RODAS MANUAL FREEDOM - www.megafisio.com.br – consultado em 10/2013.

CADEIRA DE RODAS MANUAL JAGUARIBE - <http://www.netserv19.com> – consultado em 10/2013.

CADEIRAS DE RODA MOTORIZADAS JAGUARIBE - <http://www.fisiostore.com.br> – consultado em 10/2013.

CARACILLO, R. C., CASTRO, M. C. F., "Classification of Executed Upper Limb Movements by Means of EEG", In: *4th ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference*, Rio de Janeiro, pp. 1 – 6, 2013.

CASTRO, M. C. F., "Hand Gesture Recognition for the Control of an Exoskeleton", In: *4th ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference*, Rio de Janeiro, pp. 1 – 5, 2013,

CASTRO, M. C. F., CLIQUET JR, A., "Neuromuscular electrical stimulation and

electron-tactile stimulation in rehabilitation of artificial prehension and proprioception in tetraplegic patients”, *Acta Ortopédica Brasileira*, vol.9, pp.19 - 28, 2001. DOI: 10.1590/S1413-78522001000300004

CASTRO, M. C. F., GALHIANNE, J. P. O. P., COLOMBINI, E. L., “EEG Motor Imagery Classification of Upper Limb Movements”, In: *6th International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, Barcelona, pp. 314 – 317, 2013.

CHOW, J. W., MILLIKAN, T. A., CARLTON, L. G., CHAE, W., LIM, Y., MORSE, M. I., “Kinematic and Electromyographic Analysis of Wheelchair Propulsion on Ramps of Different Slopes for Young Men With Paraplegia”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 90, Feb., pp. 271 – 278, 2009.

COOPER, R. A., QUATRANO, L. A., AXELSON, P. W., HARLAN, W., STINEMAN, M., FRANKLIN, B., KRAUSE, J. S., BACH, J., CHAMBERS, H., CHAO, E. Y. S., ALEXANDER, M., PAINTER, P., “Research on Physical Activity and Health among People with Disabilities: A Consensus Statement”, *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 36(2), pp. 1-18, 1999.

DUBOWSKY, S. R., RASMUSSEN, J., SISTO, S. A., LANGRANA, N. A., “Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces”, *J. Biomech.*, vol. 41, pp. 2981 – 2988, 2008.

ERDEMIR, A., MCLEAN, S., HERZOG, W., VAN DEN BOGERT, A. J., “Model-Based Estimation of Muscle Forces Exerted During Movements”, *Clin. Biomech.*, vol. 22, pp. 131-154, 2007

GIL-AGUDO, A., AMA-ESPINOSA, A. D., PÉREZ-RIZO, E., PÉRES-NOBELA, S., RODRÍGUEZ-RODRÍGUEZ, L. P., “Upper Limb Joint Kinetics During Manual Wheelchair Propulsion in Patients with Different Levels of Spinal Cord Injury”, *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 2508-2515, 2010.

HALLORAN, J. P., ACKERMANN, M., ERDERMIR, A., van den BOGERT, A. J., “Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading”, *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 2810-2815, 2010.

HOWARTH, S. J., PRONOVOST, L. M., POLGAR, J. M., DICKERSON, C. R., CALLAGHAN, J. P., “Use of a geared wheelchair wheel to reduce propulsive muscular demand during ramp ascent: Analysis of muscle activation and kinematics”, *Clinical Biomech.*, vol. 25, pp. 21 – 28, 2010.

IBGE – Censo Demográfico – Características Gerais da População, Religião e Pessoas com Deficiência, Rio de Janeiro, 2010.

IIDA, I. *Ergonomia Projeto e Produção*. Blücher, São Paulo, 2005.

KLOOSTERMAN, M. G., EISING, H., BUURKE, J. H., RIETMAN, J. S., “Comparison of Shoulder Load During Power-Assisted and Purely Hand-Rim Wheelchair Propulsion”. *Clin. Biomech.*, vol. 27, pp. 428-435, 2012.

LEARY, M., GRUIJTERS, J., SUBIC, A., BURTON, M., FUSS, F. K., "A Fundamental Model of Quasi-Static Wheelchair Biomechanics", *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, pp. 1278-1286, 2012.

LOUIS, N. e GORCE, P., "Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration", *Clinical Biomech.*, vol. 25, pp. 879 – 885, 2010.

MAYA, P. A., LEONARDI, F., "*Controle Essencial*", 1ª. ed. São Paulo: Pearson, 2010. v. 1. 344p.

MAYHEW, Deborah H.; The usability engineering lifecycle, [s.i.]: Morgan-Kaufmann, 1999, 542 p.

MENEGALDO, L. L., FLEURY, A. T., WEBER, H. I., "Moment Arms and Musculotendon Length Estimation for a Three Dimensional Lower Limb Model", *J. Biomech.*, USA, vol. 37, pp. 1447-1453, 2004.

MENEGALDO, L. L., FLEURY, A. T., WEBER, H. I., "A Cheap Optimal Control Method to Estimate Muscle Forces in Musculoskeletal Systems", *J. Biomech.*, USA, vol. 39(10), pp. 1787-1795, 2006.

NORAXON, Myomotion Research System (Sensores Inerciais), <http://www.noraxon.com/motion/myomotion-3d-research>, consultado em 11/2013.

NORAXON, Telemyo DTS Desk Receiver W/16 Channels & MR3 Master Software (Sistema de Eletromiografia wireless de 16 canais), <http://noraxon.com/emg/clinical/clinical-dts>, consultado em 11/2013.

OUT-FRONT, Sistema SmartWheel, <http://www.out-front.com/smartwheel-overview.php>, consultado em 11/2013.

ORTOLAN, R. L., "Esforço do ombro na locomoção de pacientes paraplégicos: avaliação cinética eletromiográfica", Tese de Doutorado em Engenharia - Escola de Engenharia de São Carlos/USP. Orientador: Alberto Cliquet Junior, 2007.

PROJECT MANAGEMENT INSTITUTE, "Um guia do conhecimento em gerenciamento de projetos (Guia PMBOK®)" Newtown Square, Pa.: Project Management Institute, 2008.

SAM, A. "What Are the Disadvantages of an Electric Wheelchair?", <http://www.ehow.com/list-7577957-disadvantages-electric-wheelchair.html> - consultado em 10/2013.

SENIAM, European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, Surface ElectroMyoGraphy for the non-Invasive Assessment of Muscles Project, <http://www.seniam.org/>, consultado em 10/2013.