

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO



FEUP

Concepção da Estrutura do Sistema Tecnológico de uma Cadeira de Rodas Inteligente Adaptada ao Utilizador

Juarez Benicius Braga de Souza

Mestrado em Multimédia

Orientadora: Paula Alexandra Gomes da Silva (PhD)

Co-orientador: Manuel Salomon Salazar Jarufe (PhD)

Novembro de 2011

Resumo

A presente dissertação teve como objectivo analisar e melhorar o posicionamento dos dispositivos encontrados no projecto IntellWheels. Trata-se de um projecto de uma cadeira de rodas inteligente da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, que contém como característica principal a possibilidade de utilizadores com diferentes tipos de deficiências poderem utilizá-la de igual modo devido à vasta quantidade de *inputs* oferecidos pela mesma.

Numa primeira fase foi efectuado um estudo histórico acompanhado de um levantamento dos modelos de cadeira de rodas existentes no mercado com o intuito de perceber o modo como os dispositivos são utilizados nessas cadeiras que estão disponíveis para o consumidor final.

Após conhecer a inúmera gama de cadeiras de rodas, foi realizada uma pesquisa mais específica voltada para as cadeiras de rodas inteligentes para assim poder conhecer as suas funcionalidades e como os seus dispositivos são distribuídos na estrutura da cadeira.

Na fase seguinte foi apresentado o projecto IntellWheel salientando os seus componentes principais e as suas características que o diferenciam de um projecto de cadeira de rodas convencional.

De seguida são apresentadas estatísticas relativas ao público-alvo deste projecto, sobre a deficiência em Portugal assim como questões relativas à lesão vertebro-medular, e por fim, é apresentado o enquadramento do utilizador dentro do projecto proposto.

É através da base ergonómica que o projecto se desenvolve. É apresentada a metodologia e as técnicas utilizadas, assim como o desenvolvimento da recolha dos dados ergonómicos, através da apresentação dos testes aplicados tanto na antropometria estática como na dinâmica. Com os dados catalogados são apresentadas áreas para um melhor posicionamento do dispositivo dentro do projecto IntellWheels em um ambiente virtual.

Por fim, é realizada uma validação dos resultados encontrados em ambiente virtual através de novos testes. Com base nos resultados dos testes aplicados são feitas recomendações ergonómicas.

Abstract

This project analyzes and improves the positioning of the devices available in the project IntellWheels. The IntellWheels is an intelligent wheelchair from the Faculty of Engineering of University of Porto, which main feature is the possibility of being used by users with various and different disabilities. This is possible because this wheelchair has a great number of inputs that a vast diversity of users with different disabilities can use.

In the beginning, the author made a historical study and a survey of models of wheelchairs available on the market to final consumers in order to understand how the devices are positioned on the wheelchair.

After knowing the countless range of wheelchairs, the author conducted a survey focused specifically on smart wheelchairs. In this phase, the features of smart wheelchairs and the arrangement of their devices in the general structure of the wheelchair were well understood.

In the next phase, the project IntellWheel was presented stressing its main components and features, namely the ones that differentiate it from other standard wheelchairs.

Then statistics are presented regarding the target audience of this project. It was presented the numbers of disability in Portugal as well as issues related to vertebrate spinal cord injury, and finally the user's characteristics that this project is intended were also presented.

It is through ergonomic basis that the project develops. The methodology and techniques applied are presented, as well as the development of ergonomic data collection through the execution of static and the dynamic anthropometry tests. Building upon the collected data the author identifies areas for a better positioning of the device within the project IntellWheels.

Agradecimentos

É realmente um momento muito especial, desta forma acaba por ser impossível não deixar registado aqui a importância da minha família neste momento, destas pessoas, que mesmo estando longe, continuam tão presente no meu dia-a-dia. Por isso agradeço muito ao esforço dos meus pais e da minha irmã por contribuírem tão fortemente nesta caminhada, e por terem dado força nos momentos mais importantes desta jornada.

Agradeço muito a uma pessoa especial, Heloisa Naschenweng, que hoje é uma parte importante da família, e que conseguiu transformar a experiência em morar em Portugal inesquecível, por sua alegria, motivação, dedicação etc. Realmente não vejo pessoa melhor para poder conviver, agradeço muito do fundo do meu coração, por todos os momentos que passamos juntos e por ser esta pessoa especial que és, espero poder estar presente nos momentos importantes da sua vida, como você esteve nos meus.

Também gostaria de salientar a importância que meus amigos de convívio diário como, Júnior, Renato, João, Francisco e o mais novo integrante Moutinho, que se preocuparam e dedicaram seus tempos para realização dos testes para esta tese. Hoje tenho convicção que posso chamá-los de amigos, por todos os momentos que passamos juntos e pela preocupação que esse grupo tem de ajudar um ao outro.

Aos Professores Paula e Manuel, que dedicaram seu tempo e conhecimento para auxiliar o desenvolvimento desta tese. Sempre presentes ajudaram de forma impar ao meu crescimento pessoal neste percurso. Agradeço ao dois, pois mais do que adquirir novos conhecimentos, acredito hoje ser uma pessoa melhor.

Índice

1	Introdução	1
2	Objectivos Gerais e Específicos	3
2.1	Objectivos Gerais	3
2.2	Objectivos Específicos	3
3	Fundamentação Teórica	4
3.1	Cadeira de Rodas	4
3.1.1	História da Cadeira de Rodas	4
3.1.2	Modelos de Cadeira de Rodas	9
3.2	Cadeira de Rodas Inteligentes – Projectos	13
3.2.1	Cadeira de Rodas da Universidade do Estado do Arizona	14
3.2.2	Cadeira de Rodas Proposta pelo Grupo CALL Centre	15
3.2.3	Cadeira de Rodas OMNI	16
3.2.4	Cadeira de Rodas NavChair	17
3.2.5	Cadeira de Rodas Tin Man	17
3.2.6	Cadeira de Rodas Wellman	18
3.2.7	Cadeira de Rodas FRIEND	19
3.2.8	Cadeira de Rodas SmartChair	20
3.2.9	Cadeira de Rodas do Projecto VAHM	21
3.2.10	Robô SENA	22
3.2.11	RoboChair	22
3.2.12	Cadeira de Rodas ACCoMo	23
3.2.13	Dispositivos de Hardware de uma CRI	24
3.3	Projecto IntellWheels	24
3.3.1	Características do Projecto	24
3.3.2	Hardware da IntellWheels	25
3.4	Utilizadores-alvo do Trabalho desta Dissertação	30
3.4.1	A Deficiência	30
3.4.2	A Deficiência em Portugal	31
3.4.3	A Deficiência na União Europeia	32
3.4.4	Deficiência Motora	32
3.4.5	Lesão Vertebro-medular	33
3.4.6	Lesão Vertebro-medular em Portugal	33
3.4.7	Tipos de Deficiências e suas Avaliações	35
4	Metodologia	38
4.1	Considerações Teóricas	38
4.2	Ergonomia suas Definições e Considerações	38
4.3	Métodos e Técnicas	39
4.3.1	O Método da Análise Ergonómica do Trabalho	40
4.3.2	As Técnicas	40
4.4	Metodologia de Desenvolvimento da Análise Ergonómica	41
4.4.1	Análise da Demanda	41
4.4.2	Análise da Tarefa	41
4.4.3	Análise da Actividade Real	41
4.4.4	Formulação do Diagnóstico	42
4.4.5	Recomendações Ergonómicas	42
5	Desenvolvimento da Pesquisa	43
5.1	Análise da Demanda	43
5.1.1	Análise dos Dispositivos	44
5.2	Análise da Tarefa	46

5.3	Análise da Actividade Real	47
5.3.1	Local dos Testes	47
5.3.2	Amostragem	47
5.3.3	Medidas da IntellWheels	48
5.3.4	Aplicação dos Testes	48
5.3.5	Tipos de Medidas Realizadas	52
5.3.6	Problemas Relacionados com a Má Postura	53
5.4	Formulação do Diagnóstico	54
5.4.1	Antropometria Estática	54
5.4.2	Antropometria Dinâmica	55
5.5	Recomendações Ergonómicas	59
5.5.1	Procedimento para a Validação dos Resultados	62
5.5.2	Novas Medidas	65
5.5.3	Aplicação no Projecto	68
6	Conclusões	71
6.1	Contributos	72
6.2	Trabalhos Futuros	72
	Referências	73
	Anexo A: Evolução das cadeiras de rodas	77
	Anexo B: Estado do Design	83
	Anexo C: Teste antropométrico	97

Lista de Figuras

Figura 1 - Primeira representação, vaso grego.....	5
Figura 2 - Fonte da Juventude.....	6
Figura 3 - Rei Filipe II.....	7
Figura 4 - Cadeira de Stephan Farfler.....	8
Figura 5 - Modelo dobrável.....	9
Figura 6 - Cadeira de rodas dobrável, leve e reclinável.....	9
Figura 7 - Cadeira posição ortostática.....	10
Figura 8 - Cadeira com assento de altura ajustável.....	10
Figura 9 - Cadeira para desporto e scooter.....	11
Figura 10 - Cadeira eléctrica usada no projecto IntellWheels.....	11
Figura 11 - Componentes básicos da cadeira de rodas.....	12
Figura 12 - Cadeira de Rodas da Universidade do Estado do Arizona.....	14
Figura 13 - Cadeira de Rodas Proposta pelo Grupo CALL Centre.....	15
Figura 14 - Cadeira de Rodas OMNI.....	16
Figura 15 - Cadeira de Rodas NavChair.....	17
Figura 16 - Cadeira de Rodas Tin Man.....	18
Figura 17 - Cadeira de Rodas Wellman.....	18
Figura 18 - Cadeira de Rodas FRIEND.....	19
Figura 19 - Cadeira de Rodas SmartChair.....	20
Figura 20 - Cadeira de Rodas do Projecto VAHN.....	21
Figura 21 - Robô SENA.....	22
Figura 22 - RoboChair.....	23
Figura 23 - Cadeira de Rodas ACCoMo.....	23
Figura 24 - Cadeira de Rodas IntellWheels.....	25
Figura 25 - Controlo Tradicional da Cadeira de Rodas IntellWheels.....	26
Figura 26 - Controlo USB da Cadeira de Rodas IntellWheels.....	26
Figura 27 - Sensor de Movimento de Cabeça da Cadeira de Rodas IntellWheels.....	27
Figura 28 - Ecrã da Cadeira de Rodas IntellWheels.....	27
Figura 29 - Microfone e Câmara da Cadeira de Rodas IntellWheels.....	28
Figura 30 - HP Pavilion -.Computador da Cadeira de Rodas IntellWheels.....	28
Figura 31 - Dispositivos de Hardware da Cadeira IntellWheels.....	29
Figura 32 - Câmara Traseira da Cadeira de Rodas IntellWheels.....	30
Figura 33 - Escala de Classificação – ASIA.....	36
Figura 34 - Zonas de Alcance.....	39
Figura 35 - Dispositivos da Cadeira de Rodas IntellWheels.....	45
Figura 36 - Forma de Utilização do Ecrã.....	46
Figura 37 - Fórmula da Amostragem.....	47
Figura 38 - Fórmula com os Dados.....	47
Figura 39 - Sala de Testes.....	48
Figura 40 - Marcação do Tripé.....	49
Figura 41 - Fita métrica, Tesoura e Cilindro.....	49
Figura 42 - Ecrã.....	50
Figura 43 - Teste Biomecânico.....	51
Figura 44 - Medida de braço.....	51
Figura 45 - Medida de antebraço.....	52
Figura 46 - Marcações das Articulações.....	53
Figura 47 - Envergadura dos Bonecos Antropométricos em Modelo Virtual.....	55
Figura 48 - Alcance com o Braço Estendido para o Percentil 5% e 95%.....	59
Figura 49 - Raio do Alcance do Antebraço para o Percentil 5% e 95%.....	60
Figura 50 - Vista Lateral e Superior, Visão Óptima.....	61
Figura 51 - Vista Lateral, Área de Posicionamento do Percentil 5% e 95%.....	61
Figura 52 - Vista Superior, Área de Posicionamento Ideal para o Percentil 5% e 95%.....	62

Figura 53 - Vista Frontal e Lateral da Estrutura para Testes	63
Figura 54 – Marcações da Cadeira de Rodas	63
Figura 55 - Indicação do Centro da <i>Tablet</i>	64
Figura 56 - Utilização na <i>Tablet</i>	64
Figura 57 - Segundo Teste de Antropometria Dinâmica	65
Figura 58 - Comparação entre Primeiro e Segundo Teste Realizado para o Percentil 5%. 66	
Figura 59 - Comparação entre Primeiro e Segundo Teste Realizado para o Percentil 95%66	
Figura 60 - Área de Trabalho com a <i>Tablet</i> e Ângulo de Visão	67
Figura 61 - Medidas para o Posicionamento de Dispositivos	68
Figura 62 - Auriculares <i>Bluetooth</i>	69
Figura 63 - <i>Tablets</i>	69

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Nível de Interação dos Dispositivos.....	43
Tabela 2 - Dimensões Masculinas	54
Tabela 3 - Dimensões Femininas.....	55
Tabela 4 - Zonas de Conforto por Chaffin.....	56
Tabela 5 - Ângulos Mínimos e Máximos	57
Tabela 6 - Média e Desvio Padrão dos Ângulos Masculinos	57
Tabela 7 - Média e Desvio Padrão dos Ângulos Femininos	57
Tabela 8 - Percentil dos Ângulos Masculinos.....	58
Tabela 9 - Percentil dos Ângulos Femininos	58

Lista de Gráficos

Gráfico 1 - Deficiência em Portugal	31
Gráfico 2 - Tipos de Deficiência em Portugal	32
Gráfico 3 - Região Central de Portugal.....	34
Gráfico 4 - Hospital Geral de Santo António.....	34
Gráfico 5 - Causas - Hospital geral de Santo António.....	35

Abreviaturas e Símbolos

CRI	Cadeira de Rodas Inteligente
RFID	Identificação por Rádio Frequência
OMS	Organização Mundial da Saúde
LVM	Lesões Vertebro-Medulares
AVC	Acidente Vascular Cerebral
ASIA	American Spinal Injury
IMSOP	Internacional Medical Society of Paraplegia
APERGO	Associação Portuguesa de Ergonomia
ABERGO	Associação Brasileira de Ergonomia
AET	Análise Ergonómica do Trabalho
LER	Lesões por esforços repetitivos

1 Introdução

Mesmo com os avanços da área da saúde, os números relacionados a deficiência motora têm crescido durante os últimos dez anos. Alguns factores que contribuem para este facto, são o aumento da população mundial e a sua longevidade.

As causas para deficiência física são variadas, entretanto a lesão vertebro-medular, acaba por ser um interessante nicho de estudo devido aos altos índices de ocorrências (European Communities, 2001; Instituto Nacional de Estatística - Portugal, 2002).

A lesão vertebro-medular é um grande factor para o aumento das pessoas com deficiência física em Portugal, sendo o maior causador deste tipo de lesão os acidentes de viação. Avaliações são feitas para analisar que tipo de limitações estas pessoas terão e como poderão prosseguir dentro da sociedade (Instituto Nacional de Estatística - Portugal, 2002; Martins, Freitas, Martins, Dartigues, & Barat, 1998).

Nos números relacionados com lesões vertebro-medulares verificou um aumento significativo durante os últimos 10 anos, e, compreende uma das causas da deficiência física. Tendo em conta, os dados da União Europeia, Estados Unidos e Brasil, é possível identificar pacientes que têm a necessidade de conviver com o uso diário da cadeira de rodas, assim acaba por gerar um nicho considerável de mercado, nicho este que tem sido alvo de várias pesquisas de investigação a nível mundial. As pesquisas buscam aplicar novas tecnologias nas cadeiras de rodas, a fim de facilitar o convívio social do utilizador.

O instrumento que mais simboliza os deficientes físicos é a cadeira de rodas, por esta razão o primeiro contacto entre paciente e este objecto, pode gerar uma repulsa. Entretanto com o tempo este paciente acaba por compreender a importância que tem uma cadeira de rodas para sua mobilidade e reinclusão na sociedade (Bromley, 2006).

As cadeiras de rodas actuais tem a possibilidade de controlar diversos dispositivos e algumas têm diferentes tipos de controlos (joystick, movimento de cabeça, voz entre outros), o que acaba por acarretar inúmeros tipos de hardware. A necessidade deste estudo é justamente posicionar esses hardware a fim de potencializar a sua utilização, para que seja aplicado de maneira correcta, não interfira na estética, minimize a quantidade de erro, possa ser adaptável e aumente a confiança do utilizador.

As cadeiras de rodas têm-se tornado foco para inúmeros investigadores. O interesse em melhorar a qualidade de vida dos deficientes tem sido a principal motivação. Dentre estes trabalhos de investigação pode-se destacar a IntellWheels (Intelligent Wheels), uma cadeira de rodas inteligente, desenvolvida pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Este projecto têm como um de seus focos, tornar a cadeira de rodas totalmente autónoma, fazer com que ela percorra caminhos dentro de ambientes controlados sem auxílio de pessoas, além de

inúmeros inputs de controlo que o utilizador poderá escolher caso prefira utiliza-la no modo manual (Braga, Petry, Reis, & Moreira, 2008).

A IntellWheels têm uma quantidade de hardware elevado, como joystick, teclado, microfone, ecrã entre outros. E o estudo desta dissertação tem como objectivo como melhor aproveitar a estrutura da cadeira, sem sobrecarregar o utilizador para que este não se sinta intimidado pela quantidade de hardware, que não deverão ser menos do que seja necessário, pois assim iria deixar de usufruir das funcionalidades que a cadeira pode oferecer (Braga, Petry, Reis, & Moreira, 2008).

A ergonomia foi o ponto de partida para iniciar o processo de estudo entre deficiente físico e a IntellWheels. Com as análises ergonómicas, conseguiu-se determinar quais eram os processos envolvidos, e que tipos de medidas seriam necessárias para aplicação dos resultados finais.

Com o processo conhecido, as etapas subsequentes são: aplicação das teorias da ergonomia, realização de novas averiguações de posicionamentos dos hardware, e por fim com a conclusão frente aos resultados (Jarufe, 2008; Iida, 2005; Lima, 2004).

2 Objectivos Gerais e Específicos

2.1 Objectivos Gerais

Esta dissertação visa compreender aspectos da concepção da estrutura do sistema tecnológico, mais concretamente o hardware de uma cadeira de rodas inteligente (IntellWheels) adaptada ao utilizador durante o período hospitalar. São utilizadas técnicas e fundamentos da área de ergonomia como fisiologia, cognição, antropométrica e biomecânica com o objectivo de:

- Identificar o posicionamento mais adequado para o dispositivo de input da cadeira de rodas IntelliWheels, de modo a que este permita a posição mais confortável possível ao utilizador da mesma; e de
- Compreender como diminuir a interferência visual dos diversos dispositivos de hardware da cadeira de rodas IntelliWheels.

2.2 Objectivos Específicos

- Investigar o estado da arte em produtos aplicados em cadeiras de rodas.
- Incorporar valores como segurança do utilizador na concepção do produto.
- Analisar características que evidenciem a facilidade de uso.
- Realizar testes com utilizadores reais.
- Posicionar o hardware na cadeira de rodas IntelliWheels (tendo em conta factores ergonómicos).
- Minimizar a interferência visual no uso da IntelliWheels.
- Gerar dados que comprovem um melhor posicionamento do hardware, favorecendo a ergonomia e segurança.
- Concepção da infra-estrutura do sistema tecnológico.
- Realizar ajustes e validação dos resultados.

3 Fundamentação Teórica

É a base para o desenvolvimento da pesquisa, com o início da cadeira de rodas, evolução, cadeiras de rodas inteligentes e o projecto que a dissertação será integrada, para assim compreensão da pesquisa realizada.

3.1 Cadeira de Rodas

Através da cultura grega que foi possível buscar informações a respeito da primeira cadeira de rodas. Sua rica história descreve uma cama adaptada com rodas.

3.1.1 História da Cadeira de Rodas

Embora as rodas e cadeiras fossem já conhecidas nos tempos pré-histórico, possivelmente 4000 aC foi a maca o primeiro instrumento usado para aqueles que não podiam andar. Leve, feita com facilidade e facilmente transportada pelos escravos, servos, soldados ou membros da família, era o meio ideal para o suporte dos doentes e deficientes, superando os caminhos antigos, evitando os solavancos dos animais de carga e os choques das carruagens (Kamenetz, 1969).

A mais antiga representação conhecida de um veículo sobre rodas em ambientes internos pode ser uma cama de criança retratada em um vaso grego do século VI aC (**Figura 1**), enquanto uma escultura em pedra entalhada mil anos mais tarde poderá ser a mais antiga representação de uma cadeira de rodas. Ela vem da China, o único país da metade oriental da Ásia em que as cadeiras foram usadas antes dos tempos modernos, e é datada de cerca de 525 dC (Kamenetz, 1969).



Figura 1 - Primeira representação, vaso grego

Fonte: **(Kamenetz, 1969)**

Um simples veículo manteve a popularidade na Idade Média, e até hoje por sua eficiência no transporte: o carrinho de mão. Presume-se ter sido inventado no século III dC, no entanto este veículo chegou à Europa apenas por volta do século XII pela rota das Cruzadas. Deve ter sido um veículo muito útil para cargas de qualquer natureza, bem como para os doentes. Lucas Cranach, em sua famosa pintura de 1546 (Museum Berlin-Dahlem), **(Figura 2)** retratou os idosos e deficientes físicos a caminho do rejuvenescimento, aos ombros dos homens, em macas, em carruagens puxadas a cavalo ou em carrinhos de mão para a mágica Fonte da Juventude (Kamenetz, 1969).

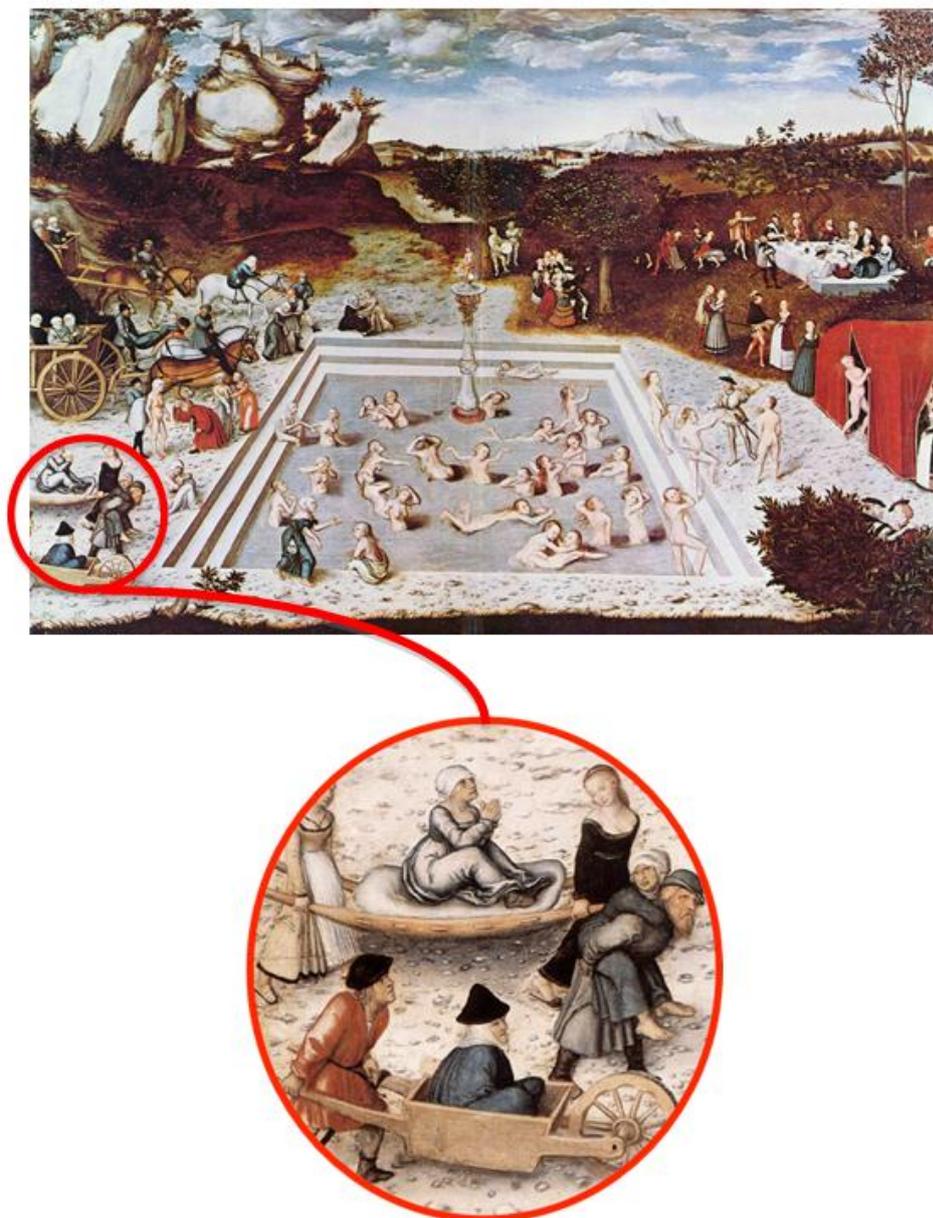


Figura 2 - Fonte da Juventude

Fonte: (Veloso, 2009)

Para uso dentro de residências, pequenas rodas ou rolos foram colocados em várias peças de mobiliário, estas cadeiras deram conforto aos doentes e idosos, sem confiná-las a cama. Muitos outros acessórios e recursos especiais foram adicionados no século XVI. Frequentemente, essa "cadeira de comodidade" tinha as costas reclináveis, apoio de cabeça, apoio de braço, e um pequeno rolo em cada um dos "pés" dianteiros. As cadeiras eram feitas de formas individuais, por vezes, para utilização do próprio dono (Wilson, 1992).

Um exemplo mais notável de tais cadeira de rodas é a de Filipe II, rei da Espanha (1527-1598). Tal como relatado nos registos das memórias de Jehan Lhermite, este construiu em 1595, uma detalhada descrição da cadeira do rei com cinco desenhos a caneta e legendas, parte em espanhol, parte em francês (**Figura 3**). Este modelo apresenta muitas características de cadeira de rodas construída três séculos mais tarde. Movia-se sobre quatro pequenas rodas, tinha as costas reclináveis e um descanso de pé elevado através de um estribo, barras metálicas curvas

com entalhes fixados nas costas e várias posições de pernas. A cadeira era coberta com um colchão de crina de cavalo e, apesar de ter sido de madeira, couro e ferro comum, valeu dez vezes seu peso em ouro e prata para o conforto de Sua Majestade, de acordo com seu criado, o construtor da cadeira (Kamenetz, 1969; Asensio, 2007).



Figura 3 - Rei Filipe II

Fonte: (Kamenetz, 1969)

Junto com o desejo de conforto cresceu o interesse em contornos corporais, as cadeiras receberam braços adaptados às formas do corpo humano. Mesmo com várias modificações, a cadeira ainda precisava de uma pessoa para empurrar. Para projectos de cadeira de rodas manuais, eram necessários desenhos com detalhadas especificações técnicas. Nuremberg, Alemanha, deve ter sido um ambiente particularmente favorável para a construção de cadeiras de rodas, em 1588 Balthasar Hacker fez uma cadeira de rodas que poderia ser convertida em uma cama. Johann Hautsch construiu várias cadeiras de rodas manuais na década de 1640, e em Altdorf, na Suíça, Stephan Farfler, um relojoeiro paraplégico, fez um veículo de para si mesmo em 1655, a escolha do mecanismo para girar as rodas não foi certamente por acaso, fiel à sua profissão, ele usou uma roda dentada ligada por duas manivelas com o intuito de fazer mover a cadeira que construiu (Figura 4) (Kamenetz, 1969; Asensio, 2007).

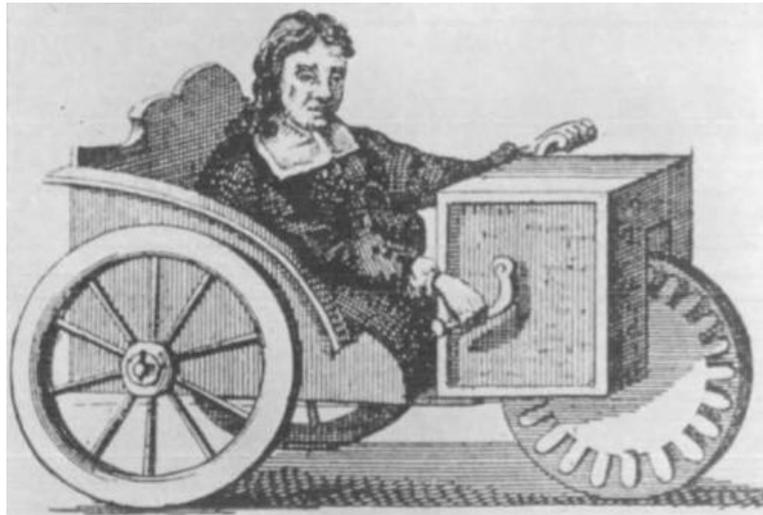


Figura 4 - Cadeira de Stephan Farfler

Fonte: (Kamenetz, 1969)

Um inventor tentou aplicar a força às rodas grandes traseiras, em um triciclo engenhosamente concebido, datado de 1655, na Suíça. Cada uma das rodas grandes tinha em seu interior um aro que estava ligado a uma roda dentada que faziam as engrenagens das jantes rodar, estas rodas eram igualmente giradas por uma manivela (Sawatzky, 2006).

Apesar de todas estas diferentes abordagens, as pessoas continuavam a ser carregadas por escravos, pois ainda era o mais simples e confortável, principalmente para viagens curtas ao ar livre, o grande inconveniente era a necessidade de duas pessoas para a locomoção. Um importante passo foi uma invenção que substituiu um dos homens realizada por Dupin, em 1669, quando ele substituiu um dos dois homens de pé por um par de rodas, mudando a cadeirinha de escravos para um “carrinho de mão”. Mais tarde, por volta de 1800, Assalini aplicava a mesma transformação a maca, e acaba por usar extensivamente no campo de batalha (Sawatzky, 2006).

Thomas Rowlandson, em 1792, teve cinco dos doze desenhos da série "conforto do banho", datado de 1798, onde mostrou um tipo de cadeira de rodas que era empurrado por um homem, mas tinha rodas grandes o suficiente para autopropulsão. As rodas grandes eram aparentemente de madeira, como o resto da cadeira. Esta cadeira parece ser o ancestral das cadeiras de rodas do século XX (Kamenetz, 1969; Sawatzky, 2006).

No entanto, a cadeira de rodas ainda aguardava a sua última grande melhoria, que se assemelhasse às cadeiras de rodas dos hospitais de hoje, esta melhoria estaria nas suas grandes rodas de madeira. No último quarto do século XIX, quando as rodas das bicicletas de madeira foram substituídas pelos raios de metais, as cadeiras de rodas seguiram a mesma tendência. O mesmo ocorreu quando as rodas da bicicleta foram cobertas com pneus de borracha, desta forma, os fabricantes de cadeiras de rodas começaram a adaptar o seu produtos a esta mesma tendência, adquirindo as rodas das cadeiras dos mesmos fabricantes de pneus para bicicletas (Sawatzky, 2006; Kamenetz, 1969).

Demorou algumas décadas, para o desenvolvimento do automóvel, e para a melhoria das estradas, para assim alcançar uma outra etapa importante na evolução da cadeira de rodas (**Figura 5**), a produção de uma cadeira de rodas leve e dobrável (Sawatzky, 2006; Asensio, 2007).

Os Estados Unidos têm sido bem-sucedidos na produção de cadeiras de rodas desde 1930, e acabaram por servir como modelos a muitos outros países. Os avanços na medicina salvaram muitas pessoas que em tempos antigos não teriam sobrevivido. Com o aumento no número de pessoas que necessita de uma cadeira de rodas, esse objecto se tornou familiar a todos, não só

para seus utilizadores mas para todos, e desta forma acaba por inserir um maior contacto social na vida destes deficientes, devido a facilidade de mobilidade (Kamenetz, 1969).



Figura 5 - Modelo dobrável

Fonte: (Silva & Del'Acqua)

3.1.2 Modelos de Cadeira de Rodas

Em imagens antigas sobre cadeira de rodas, é interessante observar como os deficientes físicos eram relacionados na época e seus modelos. No mercado actual se encontra uma gama muito grande de cadeira de rodas são elas: cadeira de rodas dobrável com propulsão manual (**Figura 6 - A**), cadeira leve tipo standard (**Figura 6 - B**), cadeira semi-reclinável (**Figura 6 - C**), cadeira “stand-up” (**Figura 7**), cadeira com assento de altura ajustável (**Figura 8**), e cadeira de rodas mais sofisticadas para a prática de desportos (**Figura 9**), scooters (**Figura 9**), cadeira motorizada (**Figura 10**). E neste último tipo que se insere a cadeira do projecto IntellWheels. É importante salientar que estas são cadeiras de rodas que estão presentes no mercado, não esta em consideração cadeiras de rodas em pesquisas científicas (Bromley, 2006).



Figura 6 - Cadeira de rodas dobrável, leve e reclinável

Fonte: (Hikari Hospitalar, 2010; Ortopedia Carlita, 2010)



Figura 7 - Cadeira posição ortostática

Fonte: **(Invacare Portugal, 2005)**



Figura 8 - Cadeira com assento de altura ajustável

Fonte: **(Pride Mobility Products Corporation, 2010)**



Figura 9 - Cadeira para desporto e scooter

Fonte: (Ortopedia Carlita, 2010)



Figura 10 - Cadeira eléctrica usada no projecto IntellWheels

Fonte: (Pride Mobility Products Corporation, 2010)

No geral as cadeiras de rodas tem a componente estética semelhante, entretanto a sua operação mecânica pode ser variável. A variação vai estar ligada directamente as necessidades do paciente, componentes importantes para um determinado utilizador, podem ser inadequados ou desnecessários para outros. Os componentes de uma cadeira de rodas padrão (**Figura 11**) são: braços de apoio, protecção lateral, encaixe da pedaleira, pedaleira, suporte de calcanhar, pedal ou plataforma, rodas, aros, travão das rodas, roda de direcção, encosto da cadeira, pegadores e almofadas de assento (Bromley, 2006).

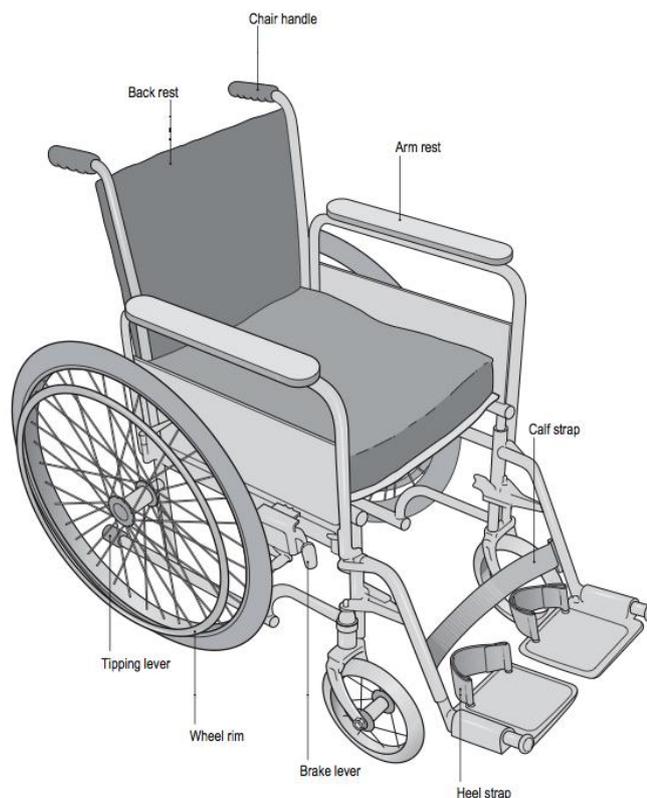


Figura 11 - Componentes básicos da cadeira de rodas

Fonte: **(Bromley, 2006)**

Pessoas com lesão vertebro-medular, que têm perda da capacidade de andar, possuem em seu contexto social uma dificuldade maior a quando sua locomoção, e acabam por necessitar de restaurar sua mobilidade a fim de resgatar o seu valor pessoal e local no mundo (Minkel, 2000).

[...] Segundos depois daquela luz forte vindo em minha direcção, pude perceber que não era mais aquele rapaz alegre de vinte e seis anos de idade, e sim uma pessoa que teria que se adequar a uma nova realidade, que estava me sendo imposta brutalmente, sem nem um aviso de como deveria agir a partir dessa nova vida (Ardigo, 2007).

A ideia da utilização da cadeira de rodas não pretende apenas proporcionar apoio ao esqueleto ou manter a integridade física, mas ganhar função. Para pessoas com lesão vertebro-medular, o bom uso da cadeira de rodas, restaura parte da sua mobilidade de forma a gerar uma maior participação social, diminui sua incapacidade e desvantagem como cidadão (Minkel, 2000).

A primeira intervenção da equipe de reabilitação para a introdução da cadeira de rodas tem que ser feita de forma muito cuidadosa e rodeada de atenção, pois, há possibilidade de ser recebida de forma negativa pelo futuro utilizador, e desencadear sentimentos de preconceito diante do seu estado de deficiência física.

Na fase inicial da reabilitação de um jovem com lesão vertebro-medular, a equipe idealizava o início do treino das actividades em cadeira de rodas como uma possibilidade de melhorar a mobilidade do paciente, porém o mesmo reconhecia o equipamento como símbolo da sua incapacidade física, como estigma de deficiência, a cadeira de rodas transparecia apenas as incapacidades funcionais e desvantagens (Bates, 1993).

Após diagnosticado a lesão vertebro-medular, e avaliado o quanto essa lesão pode interferir nos movimentos, acaba por ser um processo muito complexo para o paciente, receber a notícia do médico, compreender suas limitações, adaptar-se a novos tipos instrumentos para sua

independência. As sequências de falhas do corpo, frequentemente acompanhadas de uma lesão medular, interferem na auto-estima e confiança do paciente.

A repetição de fracassos aquando da realização de tarefas significativas, pode resultar numa auto-imagem negativa do corpo, o que por sua vez pode desmotivar o paciente e sua adaptação, tornando-a mais lenta. O uso a cadeira de rodas, constitui um grande “choque” inicial, os estudos realizados com esta dissertação, juntamente com o projecto IntellWheels, têm o intuito de diminuir os impactos visuais relacionados aos hardwares necessários para o funcionamento da CRI (Cadeira de Rodas Inteligente) em hospitais, desta forma, reduzir o preconceito já incutido no utilizador.

O reconhecimento, da cadeira de rodas como um objecto de fácil locomoção, rapidez e segurança, por parte das pessoas com lesões vertebro-medulares, acaba por acontecer após as várias tentativas de voltar a andar sem sucesso. A cadeira de rodas por sua vez, atende plenamente seu papel enquanto equipamento para pessoas com este tipo de lesão, já que possibilita a locomoção para os locais desejados e os utilizadores apresentam-se satisfeitos com sua utilização (Santos, 2000).

No capítulo seguinte serão apresentadas várias CRI. Estas provêm de pesquisas dentro de Universidades ou Centros Tecnológicos. Nesta apresentação é importante notar como os hardwares são aplicados nos projectos e suas principais funcionalidades.

3.2 Cadeira de Rodas Inteligentes – Projectos

Neste capítulo serão descritos alguns trabalhos de investigação relacionados com a área das CRI, a fim de analisar o posicionamento dos dispositivos bem como as suas funções.

3.2.1 Cadeira de Rodas da Universidade do Estado do Arizona

Com seu desenvolvimento na década de 80 a cadeira de rodas autónoma da Universidade do Estado do Arizona é uma das precursoras no conceito de CRI. Esta cadeira inclui um microcomputador, uma câmara digital e um scanner ultra-som (**Figura 12**). O projecto tinha como meta desenvolver um veículo autónomo que pudesse ser usado como transporte de pessoas de um local para outro, sem qualquer tipo de auxílio e com o menor número de colisões possíveis. Utilizava sensores de ultra-som para o reconhecimento das distâncias e para orientação em relação a paredes e corredores. A câmara era utilizada em conjunto com os sensores de ultra-som para saber se a porta do elevador estava aberta ou fechada (Madarasz, Heiny, Crompt, & Mazur, 1986).

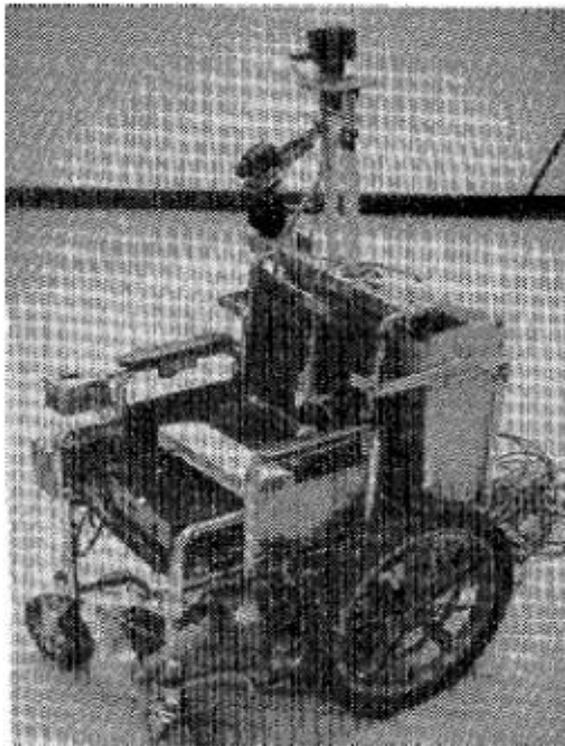


Figura 12 - Cadeira de Rodas da Universidade do Estado do Arizona

Fonte: (Madarasz, Heiny, Crompt, & Mazur, 1986)

3.2.2 Cadeira de Rodas Proposta pelo Grupo CALL Centre

De 1990 a 1994 foram desenvolvidos projectos relacionados com CRI pelo grupo CALL Centre Smart Wheelchair. Este protótipo era destinado a crianças com diversos tipos de deficiências, (**Figura 13**). Este projecto tem como base uma cadeira de rodas motorizadas comercial controlada por computador, e a CRI pode ser accionada por um ou vários dispositivos, Para evitar colisões, foram implementados sensores, que permitem que a cadeira se desvie de objectos ou se imobilize caso necessário. Para diminuir a velocidade antes das colisões e auxiliar a passagem em corredores e portas trabalhou-se com sensores de ultra-som. Um sintetizador de voz permite confirmar as instruções e anunciar as acções para o utilizador (Nisbet, 2002).



Figura 13 - Cadeira de Rodas Proposta pelo Grupo CALL Centre

Fonte: (Nisbet, 2002)

3.2.3 Cadeira de Rodas OMNI

Em 1993, foi apresentado o projecto OMNI, que incluía uma cadeira cujo sistema se encontrava dividido em: i) controlos de baixo nível (incluindo a unidade de movimentação, módulo de sensores e braço robótico), ii) funcionalidades de alto nível (abrange módulo de planeamento de trajectória, planeador de tarefas), e iii) módulo de interface (controlo por voz, terminal e joystick).

Algumas funcionalidades de navegação interessante foram apresentadas no OMNI, nomeadamente o desvio de obstáculo simples, algumas funções específicas (seguir parede, passagem por porta) e possibilidades de navegação autónoma (Hoyer & Hölper, 1993).



Figura 14 - Cadeira de Rodas OMNI

Fonte: (Hoyer & Hölper, 1993)

3.2.4 Cadeira de Rodas NavChair

A NavChair é uma CRI cujo desenvolvimento se iniciou em 1991, tem como base uma cadeira de rodas motorizada comercial acrescida de um computador, sensores de ultra-som, módulo de interface com joystick e módulo de potência da cadeira de rodas. As funções que estão disponíveis nesta cadeira de rodas são: desvio de obstáculos, seguir paredes e passar por portas (Simpson, Levine, & Bell, 1998).



Figura 15 - Cadeira de Rodas NavChair

Fonte: (Simpson, Levine, & Bell, 1998)

3.2.5 Cadeira de Rodas Tin Man

Tal como a NavChair, a Tin Man cujo desenvolvimento ocorreu entre 1992 e 1994, baseou-se numa cadeira de rodas comercial motorizada, à qual foi acrescentada uma variedade de sensores (encoders, sensores de contacto, Infravermelhos, sonares e bússola) e um microprocessador com a finalidade de auxiliar o utilizador na operação da cadeira de rodas motorizada. Na primeira parte do projecto, foram desenvolvidos três modos de uso: i) utilizador a conduzir com desvio automático de obstáculo; ii) utilizador a mover-se ao longo de uma trajetória; iii) e o utilizador a mover-se para um ponto (x,y).

A evolução do projecto resultou na construção do protótipo Tin Man II com os seguintes objectivos: i) modificar a interface utilizador; ii) aumentar a velocidade de operação; e iii) reduzir a dependência dos sensores de contacto.

Nesta nova versão, Tin Man II apresentou mais algumas funções como por exemplo: armazenar informações de viagens; retornar ao ponto de partida; seguir parede; passar por portas; e ir recarregar a bateria (Miller & Slack, 1995).



Figura 16 - Cadeira de Rodas Tin Man

Fonte: (Miller & Slack, 1995)

3.2.6 Cadeira de Rodas Wellman

Com uma proposta diferente, a cadeira de roda híbrida Wellman desenvolvida em 1994, oferecia além das suas originais quatro rodas, duas “pernas”. Desta forma permitia ao utilizador subir degraus e mover-se em terrenos acidentados. Desenvolvido pelo Laboratório da Universidade da Pensilvânia, Filadélfia, a **Figura 17** mostra o protótipo (Wellmn, Krovi, & Kumar, 1994).



Figura 17 – Cadeira de Rodas Wellman

Fonte: (Wellmn, Krovi, & Kumar, 1994)

3.2.7 Cadeira de Rodas FRIEND

Com o objectivo de auxiliar deficientes físicos que possuam dificuldades de locomoção e também deficiência motora nos membros superiores, o projecto FRIEND iniciado em 1999 e que teve sua evolução em 2005 (Functional Robot arm with user-fRIENDly interface for Disabled people) foi desenvolvido pela Universidade de Bremen (Figura 18). Para melhorar a interacção entre o utilizador e a cadeira, foi desenvolvida uma interface utilizador que consiste numa tela plana, com a qual é possível interagir através de comandos de voz, contem um braço robótico para utilizadores com dificuldades nos membros superiores e sua finalidade é interagir com dispositivos inteligentes presentes no ambiente doméstico (Martens, Ruchel, Lang, Ivlev, & Graser, 2001).

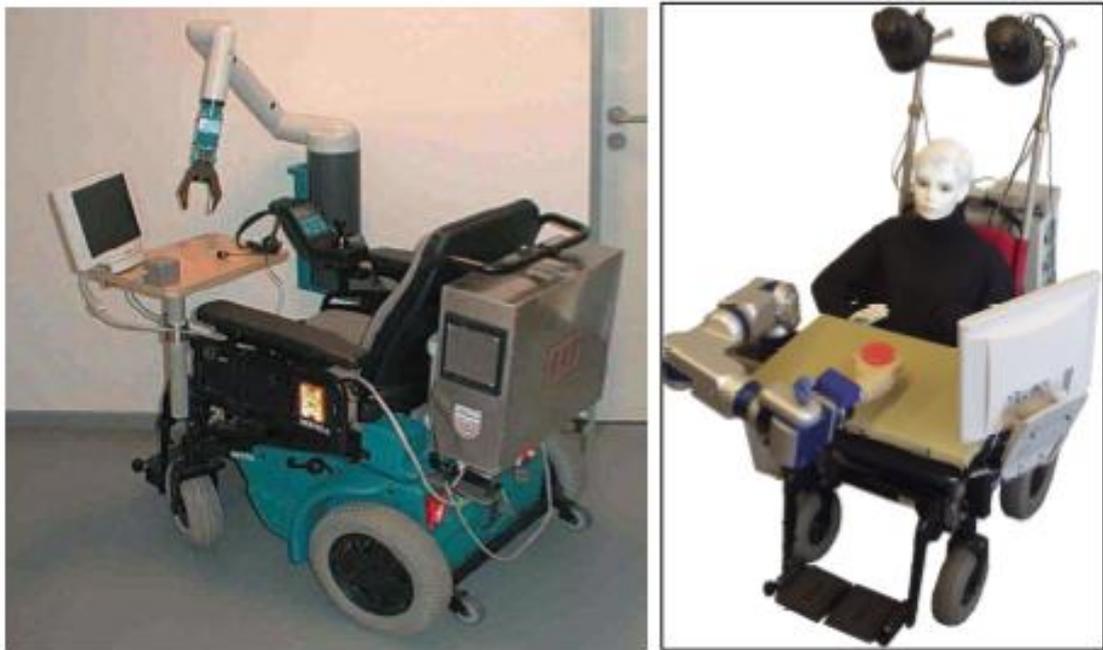


Figura 18 - Cadeira de Rodas FRIEND

Fonte: (Martens, Ruchel, Lang, Ivlev, & Graser, 2001)

3.2.8 Cadeira de Rodas SmartChair

Desenvolvida na Universidade da Pensilvânia, a CRI é composta por duas câmaras, uma omnidireccional que permite que o utilizador tenha um raio de visão de 360° ao redor da cadeira e outra para interacção com utilizador. A cadeira tem também um projector de vídeo que projecta imagens na mesa de colo, oferecendo mais uma forma de controlo para o utilizador. A cadeira usa ainda sensores Infravermelhos e um scanner laser para avaliar as distâncias entre objectos, e ainda uma placa de processamento e controlo inteligente que se adapta ao utilizador. Existe ainda uma interface adaptável de acordo com a circunstância de utilização (Parikh, Jr., Kumar, & Jr., 2005).



Figura 19 - Cadeira de Rodas SmartChair

Fonte: (Parikh, Jr., Kumar, & Jr., 2005)

3.2.9 Cadeira de Rodas do Projecto VAHM

O projecto VAHM (Véhicule Autonome pour personnes Handicapés Moteurs) iniciou-se em 1998, e seu maior objectivo era definir uma interface utilizador, para controlar de forma mais eficiente a CRI. A VAHM que foi desenvolvida na Universidade de Metz em França, já se encontra no seu terceiro protótipo. Tendo como base uma cadeira de rodas motorizada, a VAHM possui, mapas internos, navegação semiautónoma com desvio de obstáculos e a função de seguir paredes (Bourhis & Agostini, 1998).



Figura 20 - Cadeira de Rodas do Projecto VAHM

Fonte: (Bourhis & Agostini, 1998)

3.2.10 Robô SENA

Ainda em período de desenvolvimento na Universidade de Málaga, em Espanha, existe o projecto denominado Robô SENA. Esta CRI tem como base uma cadeira de rodas eléctrica comercial. Para avaliar as distâncias entre objectos são usados sensores infravermelhos, lasers e sonares. As colunas de som permitem fornecer feedback ao utilizador em relação às escolhas tomadas. Os auriculares com microfone integrado com conexão em Bluetooth permitem ao utilizador movimentar a CRI através da voz. A Câmara de filmar foi colocada na parte superior da CRI, para que fique na altura dos olhos de um pessoa em pé, para que assim possa perceber os elementos estáticos do ambiente, tais como paredes, móveis e etc. Um computador portátil que trata de todo processamento da informação recebida pelos dispositivos de input (Gonzalez , Muæoz, Galindo, Fernandez-Madriral, & Blanco, 2006).



Figura 21 - Robô SENA

Fonte: (Gonzalez , Muæoz, Galindo, Fernandez-Madriral, & Blanco, 2006)

3.2.11 RoboChair

RoboChair é um projecto entre a Universidade de Essex no Reino Unido e o Instituto de Automação da Academia Chinesa de Ciência (CAS) em Beijing na China. Este projecto tem como objectivo criar uma CRI com alto desempenho e baixo custo para auxiliar na mobilidade dos idosos e dos deficientes físicos. Neste sentido, foi desenvolvida uma interface amigável entre utilizador e a cadeira. A RoboChair tem a capacidade de prevenir colisões, bem como o de planeamento automático de trajectória. Equipada com sistema de visão e sistema de comunicação sem fios, médicos, enfermeiras e outras pessoas responsáveis pelo paciente, podem monitorar e telecomandar a cadeira caso necessário (Jia, Hu, Lu, & Yuan, 2007).



Figura 22 - RoboChair

Fonte: (Jia, Hu, Lu, & Yuan, 2007)

3.2.12 Cadeira de Rodas ACCoMo

A ACCoMo (sigla do inglês: intelligent wheelchair as Autonomous, Cooperative, COLlaborative MOBILE robot) foi desenvolvida no departamento de engenharia eléctrica e electrónica em Chiba-shi no Japão, é apresentada com o nome de ACCoMo. Este projecto tem como objectivo permitir a movimentação segura de deficientes físicos em ambientes controlados. Esta cadeira foi construída a partir de uma cadeira de rodas motorizada comercial, a qual foram acrescentados sensores, um computador portátil, um ecrã táctil entre outros dispositivos. A navegação é baseada em mapas internos e a localização em Identificação por Rádio Frequência (RFID) (Hamagami & Hirata, 2004).



Figura 23 - Cadeira de Rodas ACCoMo

Fonte: (Hamagami & Hirata, 2004)

3.2.13 Dispositivos de Hardware de uma CRI

Após apresentada esta gama de CRI, consegue-se analisar que alguns dispositivos de hardware são indispensáveis para o desenvolvimento de uma cadeira de rodas autónoma e segura. O primeiro requisito é um dispositivo, no caso de um computador, que faça a gestão de toda informação recebida e a transforme em acções na cadeira de rodas. Em seguida são necessários os sensores (sonar, infravermelho, lasers), que permitirão obter informação sobre a distância da cadeira em relação aos objectos, evitando colisões. É ainda necessário um ecrã que comunique com o utilizador, para o mesmo se sentir seguro das acções que a CRI está escolhendo. Os auriculares com microfone acoplado permitirão o output para informações que a CRI está efectuando, ao mesmo tempo que poderão ser um tipo input aonde o utilizador escolhe determinadas acções. Por fim, as câmaras podem auxiliar a cadeira na sua localização, reconhecendo certos tipos de marcas no ambiente. Se alterar-se o posicionamento da câmara para o utilizador, é possível que o mesmo consiga movimentar a CRI através do movimento da cabeça por exemplo.

Como visto, são inúmeros os dispositivos que poderão ser usados para o desenvolvimento de uma CRI, os hardware escolhidos vão depender dos objectivos de cada projecto. A seguir será apresentado uma Cadeira de Roda Inteligente, no qual será focado o presente trabalho: a CRI desenvolvida no contexto do projecto IntellWheels.

3.3 Projecto IntellWheels

As cadeiras de rodas são dispositivos importantes para a locomoção de deficientes. Com o aumento do número de deficientes físicos na sociedade activa, há uma necessidade crescente pela evolução nas Cadeiras de Rodas, tornando as mais seguras e confortáveis. Como já analisado no capítulo anterior são inúmeras as opções de dispositivos a serem implementados numa cadeira de rodas, o importante é na fase de planeamento e desenho definir bem quais as opções favoráveis para conquistar-se os objectivos do projecto.

O projecto consiste em uma Cadeira de Rodas Inteligente desenvolvida pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Entre suas mais-valias estão os inúmeros inputs que a CRI disponibiliza, facilitando a interacção com o utilizador, e outro ponto interessante é o facto de ser adaptável a qualquer cadeira de rodas eléctrica, não sendo necessário comprar uma cadeira específica, mas sim podendo ser adaptável a cadeira que utilizador já tem (Braga, Petry, Reis, & Moreira, 2008).

3.3.1 Características do Projecto

As principais características da IntellWheels (**Figura 24**) são:

- Interacção com o utilizador, incluindo a mão com base de controlo (como, joystick, touchscreen), controlo de voz, controlo através da visão e controlo com os movimentos da cabeça;
- Navegação Autónoma e no desvio de obstáculos);
- Comunicação com outros dispositivos (como portas automáticas e outras cadeiras de rodas) (Braga, Petry, Reis, & Moreira, 2008).



Figura 24 – Cadeira de Rodas IntellWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

3.3.2 Hardware da IntellWheels

A arquitectura de hardware do protótipo IntellWheels baseia-se num modelo de cadeira de rodas eléctrica comercial Vassilli, no modelo Evolution (Vassilli, 2008). A cadeira de rodas Evolution tem seguintes características:

- Dois motores eléctricos 24VDC (Volts Corrente Contínua) de 180 Watts.
- Duas rodas maiores traseiras.
- Duas rodas frontais do tipo cáster.
- Duas baterias de 12V(45Ah).
- Joystick tradicional.
- Módulo de potência.

No que respeita às peças de hardware da cadeira IntellWheels, estes são divididos em três blocos funcionais (Braga, Petry, Reis, & Moreira, 2008) : inputs para o utilizador (joystick tradicional, joystick USB, sensor de movimentos da cabeça, expressão facial, voz); sensores (Sonar, Encoders, Webcam, sensor infravermelho); e outros dispositivos de Hardware (placa de controlo e aquisição de dados, módulo de potência, cadeira de rodas motorizada (eléctrica), portátil).

Para as pessoas com diferentes tipos de deficiência poderem conduzir a IntellWheels, este projecto tem incorporado vários tipos de inputs para o utilizador. O objectivo consiste em dar opções aos pacientes e deixá-los escolher o controlo mais confortável e seguro. As múltiplas entradas da IntellWheels, permitem a integração com um controle inteligente de tomada de decisão, responsável por prevenir conflitos e ocasionais perigos quando a ruídos e barulhos no ambiente.

Por exemplo, num ambiente ruidoso, o reconhecimento de voz teria uma baixa taxa ou seria mesmo cancelada. As entradas permitem desde a execução de joysticks tradicionais a sensores de movimento de cabeça, conforme são explicados:

- Controladores tradicionais (**Figura 25**) - estas entradas presentes na cadeira de rodas comuns são uma forma robusta de uma unidade de controlo. No entanto,

estes controladores podem ser inacessíveis a portadores de deficiência física ou de paralisia cerebral, sendo assim eles estão presentes no protótipo, dada à sua simplicidade.



Figura 25 - Controlo Tradicional da Cadeira de Rodas IntellWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

- Joystick USB (**Figura 26**). Os joysticks USB tem a vantagem de ter vários botões configuráveis que podem ser usados para tornar a navegação mais fácil, entretanto o utilizador escolhe se prefere o controlo tradicional ou o controlo USB, não é possível usar os dois ao mesmo tempo.



Figura 26 - Controlo USB da Cadeira de Rodas IntellWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

- Sensor de movimento de cabeça (**Figura 27**). Este dispositivo está colocado num boné e permite conduzir a cadeira de rodas apenas com movimentos de cabeça.



Figura 27 - Sensor de Movimento de Cabeça da Cadeira de Rodas IntellWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

- Teclado/Ecrã touchscreen (**Figura 28**), Este dispositivo permite que o utilizador tenha feedback das acções decorrentes da Cadeira de Rodas Inteligente.



Figura 28 – Ecrã da Cadeira de Rodas IntellWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

- Expressões faciais (**Figura 29**). Através de uma webcam simples semelhante às presentes na maioria dos portáteis, a cadeira dispõe de um software que reconhece as expressões faciais do paciente, utilizando-os como input para executar comandos básicos (tais como: avançar, direita e esquerda) e comandos mais complexos tais como: ir ao quarto ou ir à casa de banho.
- Voz-Microfone (**Figura 29**). Através de um software comercial de reconhecimento de voz, foram desenvolvidas as condições e aplicações necessárias para o comando da cadeira de rodas usando a voz como um input.

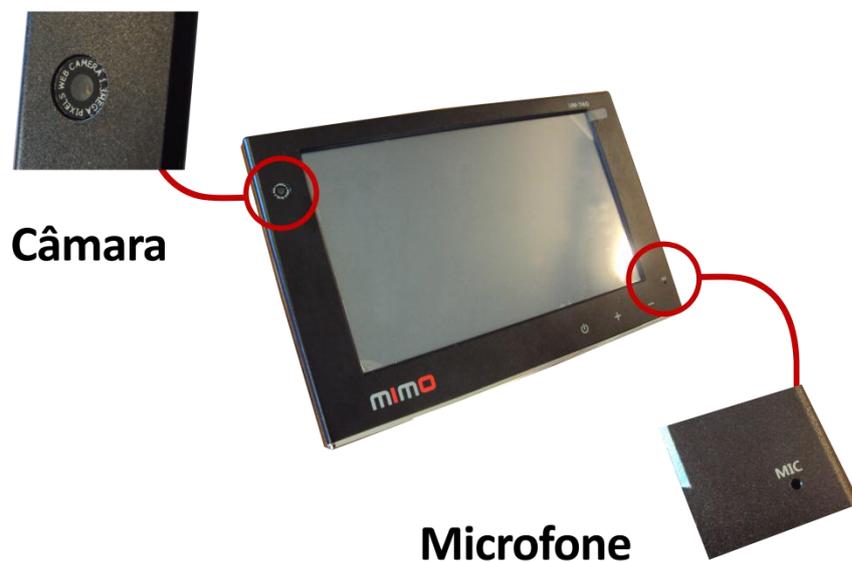


Figura 29 - Microfone e Câmara da Cadeira de Rodas IntellWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

Todos os inputs de controlo são geridos por um portátil (**Figura 30**) agregado à cadeira de rodas. O computador HP Pavilion tx1270EP, AMD Turion 64 X2 TI60, apesar da possibilidade de utilizar outros portáteis sem qualquer perda de capacidades.

A utilização de um vasto conjunto de opções de inputs permite ao protótipo ser facilmente controlado por pacientes que sofrem de diferentes deficiências distintas (Braga, Petry, Reis, & Moreira, 2008).



Figura 30 - HP Pavilion -.Computador da Cadeira de Rodas IntellWheels

Fonte: (Rico, 2007)

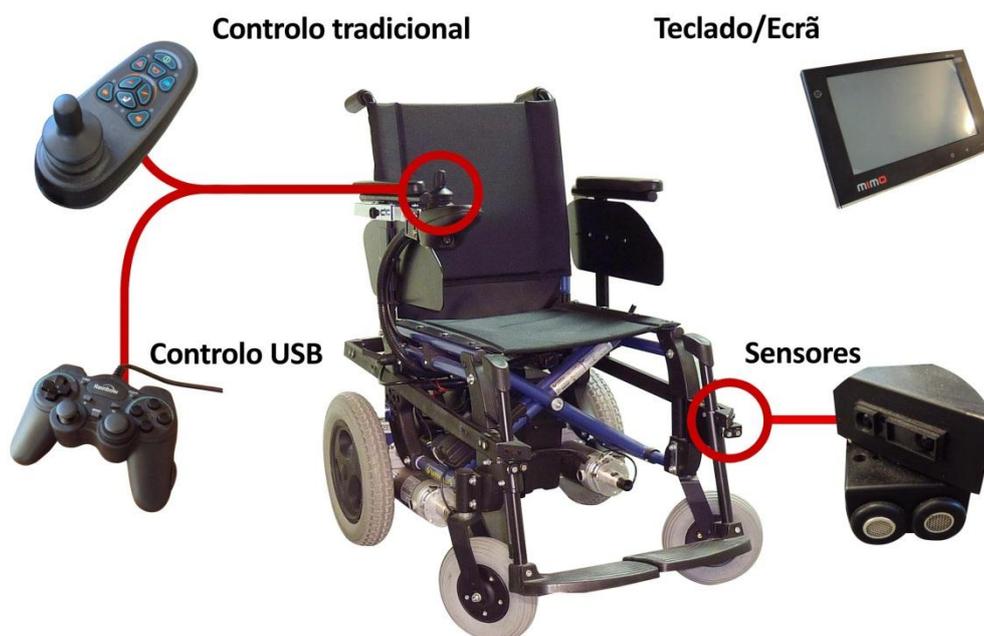


Figura 31 – Dispositivos de Hardware da Cadeira IntellWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

O objectivo do projecto IntellWheels é desenvolver uma cadeira de rodas inteligente, com a aparência de uma cadeira de rodas comum, com o intuito de reduzir o impacto visual que os hardwares montados no dispositivo possa produzir, mas, ao mesmo tempo, aumentando as suas funcionalidades em relação a uma cadeira de rodas comum.

Para compor a cadeira de rodas inteligente foram montados dez sensores de sonar (**Figura 31**), com a capacidade de evitar obstáculos, seguir paredes e perceber irregularidades no solo. Dois encoders foram montados nas rodas, para fornecer dados de distância, velocidade, posição; finalmente inclui-se uma webcam (**Figura 32**) foi colocada em direcção para ao solo, capaz de ler marcas no chão e refinar sua localização (Braga, Petry, Reis, & Moreira, 2008).

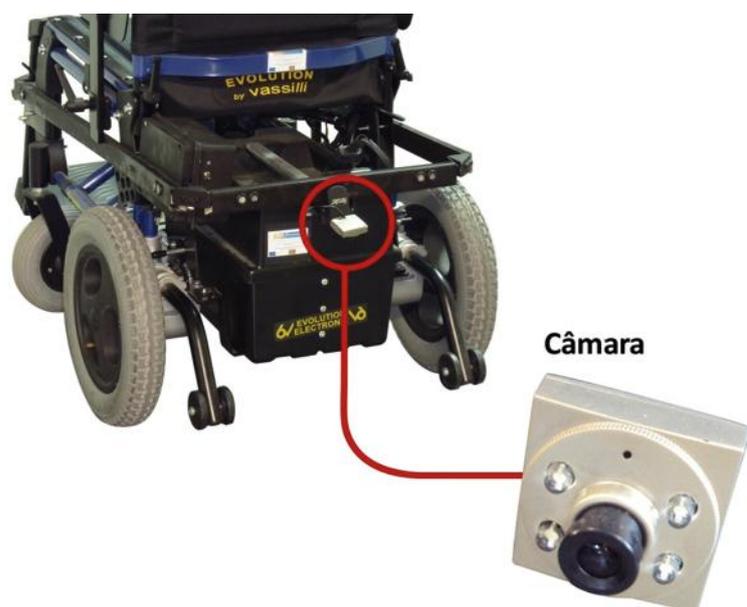


Figura 32 - Câmara Traseira da Cadeira de Rodas IntellWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

Um aspecto importante a ser reforçado é que a cadeira IntellWheels, foi especialmente concebida para ambientes internos, como por exemplo hospitais. Outra questão a ser observada é que o paciente que sofre a lesão vertebro-medular faz uma parte da sua recuperação dentro do hospital, e a tendência que a IntellWheels seja então o primeiro contacto directo do mesmo com uma cadeira de rodas, por isso a preocupação constante com existência de uma boa legibilidade e compreensão dos comandos e posicionamento dos hardwares. Portanto, no capítulo a seguir será apresentado uma descrição dos utilizadores, com o intuito de conhecer suas características e aplica-las ao projecto.

3.4 Utilizadores-alvo do Trabalho desta Dissertação

Para conhecer a respeito dos utilizadores envolvidos no estudo, é importante conhecer o que é deficiência, qual é a deficiência específica, suas causas e realidades dentro e fora de Portugal. Também é importante salientar que este projecto além melhorar a qualidade de vida das pessoas com deficiência motora, engloba utilizadores sem nenhum tipo de deficiência, que estão no seu período hospitalar e que precisam de uma cadeira de rodas para seu transporte.

3.4.1 A Deficiência

A Organização Mundial da Saúde (OMS) defende que a deficiência é um termo genérico que abrange deficiências, limitação de actividade e restrição de participação. Uma deficiência é um problema no corpo da função ou estrutura, uma limitação de actividade é uma dificuldade encontrada por um indivíduo na execução de uma tarefa ou acção. Uma restrição a participação é um problema experimentado por um indivíduo no envolvimento em situações da vida (World Health Organization, 2010).

3.4.2 A Deficiência em Portugal

Com os dados referentes aos deficientes em Portugal, determina-se qual o nicho de utilizadores que serão levados em consideração para as adequações do projecto, além dos utilizadores que utilizam a cadeira de rodas no período hospitalar, pois é muito importante envolver um elevado número de indivíduos nos testes, para poder viabilizar os resultados.

Os Censos Português (2001) 6% da população tem algum tipo de deficiência, nas seguintes categorias: visual, auditiva, mental, motora, paralisia cerebral e outras (**Gráfico 1**). Mesmo com esta segmentação realizada pelos Censos, cada uma dessas áreas ainda corresponde a vários pequenos grupos que são classificados pelo tipo de lesão e seu respectivo grau. Uma das deficiências mais representativas dos Censos é a motora, que corresponde a 24.6% da população de deficientes em Portugal. Um valor semelhante observa-se apenas para a deficiência visual com 26.2% (**Gráfico 2**). (Instituto Nacional de Estatística - Portugal, 2002)

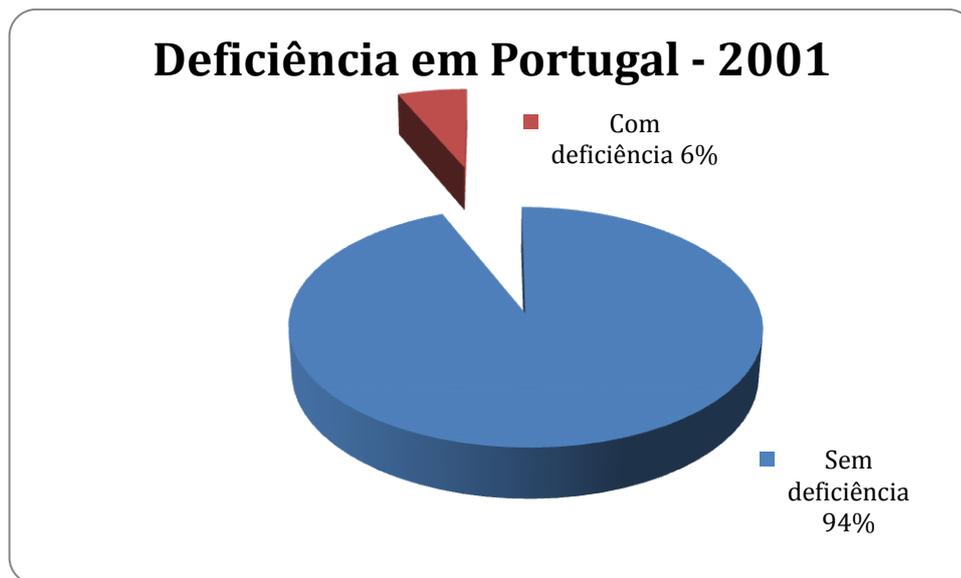


Gráfico 1 - Deficiência em Portugal

Fonte: (Instituto Nacional de Estatística - Portugal, 2002)

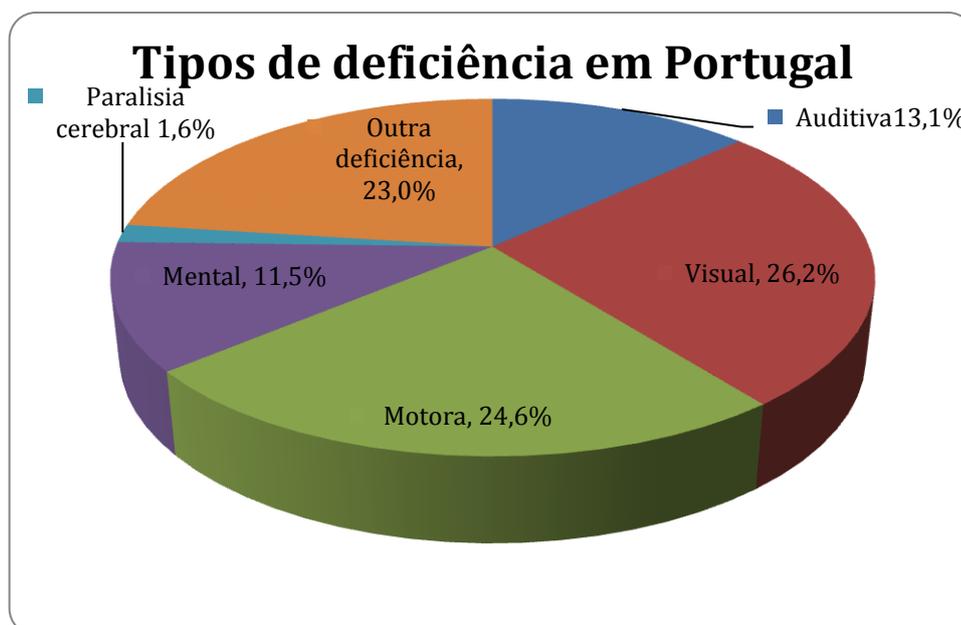


Gráfico 2 - Tipos de Deficiência em Portugal

Fonte: (Instituto Nacional de Estatística - Portugal, 2002)

3.4.3 A Deficiência na União Europeia

A nível da União Europeia a deficiência é dividida em três categorias: i) sem deficiência, ii) deficiência moderada, que não exige assistência diária; iii) deficiência severa que necessita de assistência permanente. Compreendem esta pesquisa 14 países europeus, são eles: Alemanha, Áustria, Bélgica, Dinamarca, Espanha, Finlândia, França, Grécia, Holanda, Irlanda, Itália, Luxemburgo, Portugal, Reino unido e Suíça. Os dados são referentes a população com idade de 16 a 64 anos de 1996.

Na União Europeia 10% têm deficiência moderada e 4.5% severa, Portugal tem o maior índice de deficiência severa e é o sétimo em relação a moderada o que fundamenta a importância desta pesquisa no país.

Segundo o relatório, 42.7% fazem parte da faixa etária adulta jovem (20 a 39 anos); o centro de estatística da União Europeia (Eurostat) ainda relata que 11.3% da população sofre com algum problema nas pernas, não necessariamente ligado a paraplegia (European Communities, 2001).

A deficiência motora é a segunda que mais ocorre, e tendo em conta a proposta de melhoria do posicionamento dos hardwares em uma CRI, faz sentido entender o que é a deficiência motora, como pode ocorrer e que partes do corpo pode afectar.

3.4.4 Deficiência Motora

A deficiência motora consiste numa alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, que acarreta o comprometimento da função física, com perda de função motora total ou parcial, amputação ou ausência de membros, paralisia cerebral e deformidades congénitas ou adquiridas. Destas últimas excluem-se as deformidades estéticas e as que não produzam dificuldades para o desempenho de funções. Quanto a casos referentes a deficiência motora, estes podem estar relacionados com duas diferentes situações, de paralisias

cerebrais ou lesões vertebro-medulares (LVM) (Órgãos do Ministério Público do Trabalho, 2001).

A paralisia cerebral, consiste numa lesão de uma ou mais partes do cérebro. Esta é geralmente provocada pela falta de oxigenação das células cerebrais, caso que geralmente ocorre durante a gestação, no momento do parto ou após o nascimento, ou ainda no processo de amadurecimento do cérebro da criança. Pode também ocorrer um AVC (Acidente Vascular Cerebral), aneurisma cerebral, tumor cerebral e outras.

Quanto a deficiência motora originada por lesão medular, estas podem ocorrer por ferimento por arma de fogo, ferimento por arma branca, acidentes de trânsito, mergulho em águas rasas com traumatismos directos, quedas, processos infecciosos, processos degenerativos, amputações, ou ainda por causas vasculares, traumas, malformações congénitas, causas metabólicas, febre reumática, cancro ou miastenias graves, que consistem num grave enfraquecimento muscular sem atrofia.

3.4.5 Lesão Vertebro-medular

Entre as lesões mais graves causadoras de deficiência encontram-se as lesões vertebro-medulares (LVM), pois os efeitos pessoais e sociais são profundamente significativos e podem conferir incapacidade sobre as pessoas, que na sua maioria, são adultos jovens (20 a 39 anos) (Winslow & Rozovsky, 2003). É importante, mesmo que em ambientes controlados, conseguir transparecer segurança, confiança e bem-estar para o utilizador, que se encontra no início de uma lesão medular, pois a perda ou déficit relevante da capacidade de caminhar é o factor de maior preocupação entre os pacientes que sofrem desta lesão. Conceber os elementos necessários para que os mesmos possam transpor esse novo obstáculo é uma das preocupações desta dissertação.

Os traumas à coluna vertebral podem lesar de maneira irreversível a medula espinhal e as raízes nervosas, alterando o curso de vida de uma pessoa, como relata Ardigo após ficar tetraplégico por acidente automobilístico: “Em uma noite, ora com um céu estrelado, ora nublado, aconteceu um pequeno acidente, que me deixou em uma cadeira de rodas. A princípio achei que o mundo havia acabado...”. (Ardigo, 2007)

As consequências sociais e económicas para a pessoa, a família e a sociedade são difíceis de superar, e justamente o projecto da CRI como visa incluir esta no meio social de uma forma rápida e segura, pois oferece possibilidades variadas de controlo. Nesta dissertação pretende-se ainda, melhorar a distribuição dos hardware de forma optimizar os seus resultados de interacção (Marotta, 2002).

3.4.6 Lesão Vertebro-medular em Portugal

O primeiro dado relevante encontrado em relação a população portuguesa é referente ao período de 1989 a 1992, específico da região central de Portugal, onde se encontram as cidades de Leiria, Coimbra, Viseu, Guarda, Castelo Branco e Aveiro, com uma população total de 1.721.650, o que representava na época algo em torno de 17% da população total de Portugal.

Neste mesmo período 398 novos casos foram registados, 77% eram do sexo masculino e 23% do sexo feminino. Como pode ser observado no **Gráfico 3**, as principais causas são: acidentes de viação 57.3%, seguido por quedas 37,4% e outras causas (agressões e outros acidentes) que formam um grupo menor 5,3%. Durante os quatro anos de investigação a que este estudo se remete existiu um considerável processo crescente de novos casos, em 1989 foram 68, 1990 eram 95, 129 em 1991 e 106 no ano de 1992. (Martins, Freitas, Martins, Dartigues, & Barat, 1998).

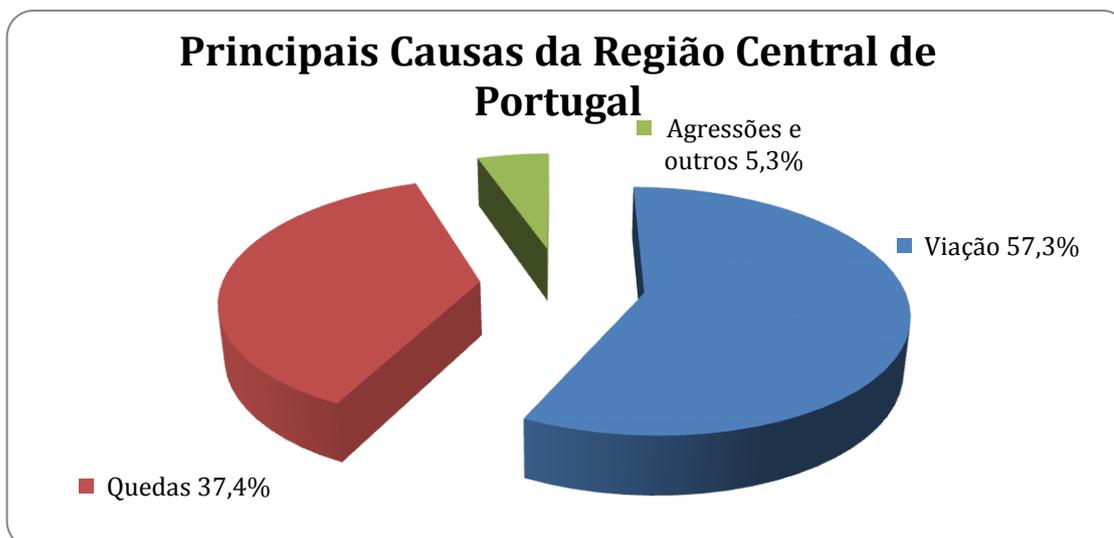


Gráfico 3 - Região Central de Portugal

Fonte: (Martins, Freitas, Martins, Dartigues, & Barat, 1998)

A população mais acometida pelas lesões medulares traumáticas compõe indivíduos na faixa etária adulta jovem (20 a 39 anos), produtiva para o mercado de trabalho e do género masculino. Segundo o Hospital Geral de Santo António, 48% dos pacientes que são admitidos neste hospital devido a este tipo de trauma (Gráfico 4), estão naquela faixa etária.

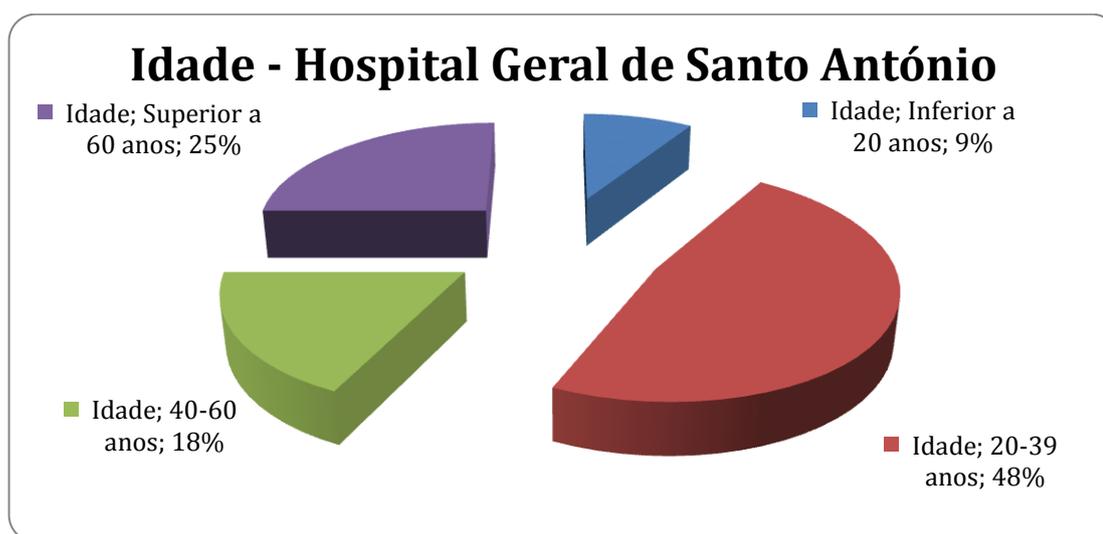


Gráfico 4 - Hospital Geral de Santo António

Fonte: (Andrade & Gonçalves, 2007)

Os Censos Portugueses (2001) mostram um número crescente de pessoas com deficiência: 634.408, das quais 333.911 eram homens e 300.497 eram mulheres, representando 6,1% da população. Dos 6,1% dos deficientes portugueses, 1,5 são relacionados com problemas motores, a cada 131,7 homens deficientes em Portugal existem 100 mulheres (Instituto Nacional de Estatística - Portugal, 2002).

De acordo com os dados referentes a entrada de pacientes de Janeiro 1993 a Dezembro de 2002, do Hospital Geral de Santo António, Porto, Portugal, as principais lesões da medula

espinhal são vertebro-medulares, registou-se que 45% correspondem a acidentes de viação, 44% por quedas, 10% acidentes desportivos e 1% lesões perfurantes (**Gráfico 5**). Se considerarmos as lesões não traumáticas, dentre elas estão as tumorais, infecciosas, vasculares e degenerativas (Andrade & Gonçalves, 2007).

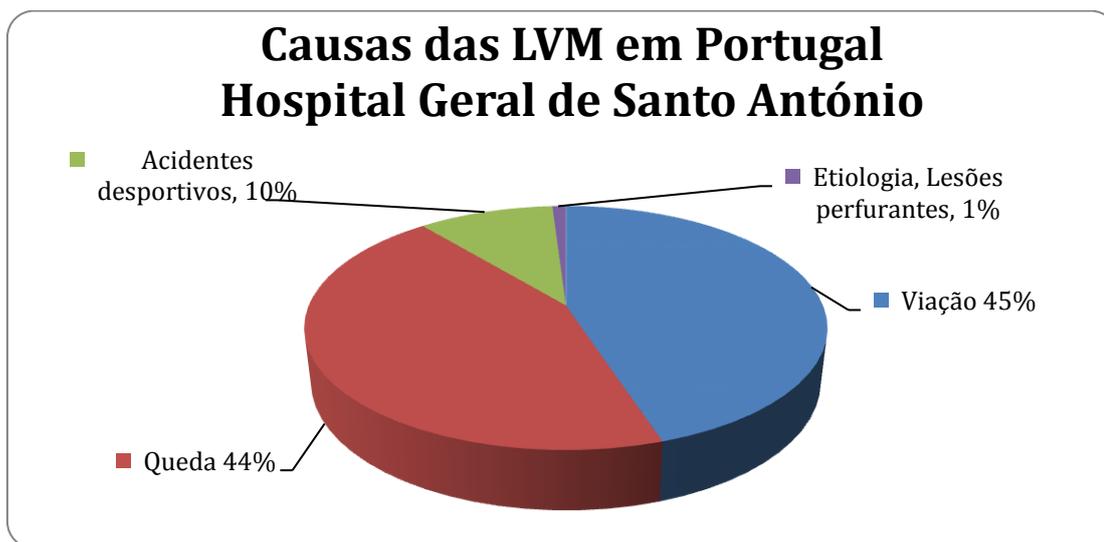


Gráfico 5 - Causas - Hospital geral de Santo António

Fonte: (Andrade & Gonçalves, 2007)

3.4.7 Tipos de Deficiências e suas Avaliações

São essas lesões que acabam por gerar a deficiência motora, cada local que ocorreu a lesão e a sua intensidade irá gerar uma deficiência específicas com graus diferentes, como fica indicado a seguir (Órgãos do Ministério Público do Trabalho, 2001):

- Paraplegia - perda total das funções motoras dos membros inferiores.
- Paraparesia - perda parcial das funções motoras dos membros inferiores.
- Monoplegia - perda total das funções motoras de um só membro (inferior ou superior).
- Monoparesia - perda parcial das funções motoras de um só membro (inferior ou superior).
- Tetraplegia - perda total das funções motoras dos membros inferiores e superiores.
- Tetraparesia - perda parcial das funções motoras dos membros inferiores e superiores.
- Triplegia - perda total das funções motoras em três membros.
- Triparesia - perda parcial das funções motoras em três membros.
- Hemiplegia - perda total das funções motoras de um hemisfério do corpo (direito ou esquerdo).
- Hemiparesia - perda parcial das funções motoras de um hemisfério do corpo (direito ou esquerdo).
- Amputação - perda total ou parcial de um determinado membro ou segmento de membro.

Conhecendo as variações da deficiência motora é possível fazer uma avaliação da abrangência dos utilizadores, saber que tipos de variações são necessárias para agregar um maior público, e ter uma melhor previsibilidade de erro, por isso não é importante apenas conhecer quais são, mas também como são classificados.

A Associação Americana do Trauma Vertebro-Medular (American Spinal Injury Association - ASIA) e a Sociedade Médica Internacional de Paraplegia (Internacional Medical Society of Paraplegia - IMSOP) publicaram conjuntamente os “Padrões Internacionais para a Classificação Neurológica e Funcional das Lesões Medulares Espinhais” (Maynard et al., 1997).

A análise da função motora tem como objectivo determinar o grau de movimento que o paciente possui, não apenas avaliando se existe ou não movimento nas extremidades, que deve ser quantificado com relação ao grau de força muscular (Defino, 1999).

ASIA
STANDARD NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY

MOTOR
KEY MUSCLES

C2	R	L	
C3			
C4			
C5			Elbow flexors
C6			Wrist extensors
C7			Elbow extensors
C8			Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1			Finger abductors (little finger)
T2			
T3			
T4			
T5			
T6			
T7			
T8			
T9			
T10			
T11			
T12			
L1			
L2			Hip flexors
L3			Knee extensors
L4			Ankle dorsiflexors
L5			Long toe extensors
S1			Ankle plantar flexors
S2			
S3			
S4-5			

0 = total paralysis
1 = palpable or visible contraction
2 = active movement, gravity eliminated
3 = active movement, against gravity
4 = active movement, against some resistance
5 = active movement, against full resistance
NT = not testable

TOTALS + = **MOTOR SCORE**
(MAXIMUM) (50) (50) (100)

SENSORY
KEY SENSORY POINTS

0 = absent
1 = impaired
2 = normal
NT = not testable

LIGHT TOUCH R L
PIN PRICK R L

Any anal sensation (Yes/No)
Any anal sensation (Yes/No)

TOTALS + = **PIN PRICK SCORE** (max: 112)
(MAXIMUM) (56) (56) (56)

TOTALS + = **LIGHT TOUCH SCORE** (max: 112)

NEUROLOGICAL LEVEL <small>The most caudal segment with normal function</small>		R	L	COMPLETE OR INCOMPLETE? <small>Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5</small>	ZONE OF PARTIAL PRESERVATION <small>Caudal extent of partially innervated segments</small>		R	L
	SENSORY	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	MOTOR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	ASIA IMPAIRMENT SCALE		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. 2000 Rev.

Figura 33 - Escala de Classificação – ASIA

Fonte: (ASIA - American Spinal Injury Association, 2008)

A avaliação clínica dos pacientes determina o nível motor de lesão neurológica, que é considerada como sendo o segmento mais caudal da medula espinhal, que apresenta as funções motoras normais de ambos os lados. Quando o termo nível sensitivo é utilizado, refere-se ao nível mais caudal da medula espinhal, que apresenta sensibilidade normal. O nível esquelético da lesão é determinado por meio de radiografias e corresponde à vértebra lesionada. A lesão vertebro-medular é denominada completa, quando existe ausência de sensibilidade e função motora nos segmentos sacrais baixos da medula espinhal, e incompleta nas situações em que é observada preservação parcial das funções motoras abaixo do nível neurológico e incluem os segmentos sacrais baixos da medula espinhal (Defino, 1999).

A avaliação da deficiência física é baseada na escala de Frankel et al. (1969), que foi modificada pela ASIA (Escala de Frankel Modificada) e consiste em 05 graus de incapacidade:

- ASIA A: lesão completa - não existe função motora ou sensitiva nos segmentos sacrais S4-S5.
- ASIA B: lesão incompleta - preservação da sensibilidade e perda da força motora abaixo do nível neurológico, estendendo-se até os segmentos sacrais S4-S5.

- ASIA C: lesão incompleta - função motora é preservada abaixo do nível neurológico, e a maioria dos músculos chaves abaixo do nível neurológico possui grau menor ou igual a 3.
- ASIA D: lesão incompleta - função motora é preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos chaves abaixo do nível neurológico possui grau maior ou igual a 3.
- ASIA E: normal – sensibilidade e força motora normais.

Ainda no formulário da ASIA, existe uma variação numérica de 1 a 5 para cada vértebra, qual o lado e quão afectado ele foi, como mostra a **Figura 33** (Defino, 1999).

O tratamento para o paciente com lesão medular exige um programa de reabilitação longo e oneroso, realizado por uma equipe de profissionais especializados para o alcance dos objectivos deste processo.

A etapa de maior atenção dentro deste programa é aquando a sua parte inicial, aonde o mesmo se encontra em processo de readaptação com o meio, até mesmo porque, na maioria das vezes, o programa de reabilitação não leva à cura como recuperação, mas à melhor adaptação do indivíduo à sua nova condição.

Esse processo de reabilitação, para além de oferecer produtos que trabalhem com a motivação do paciente, tornando-o mais confiantes com as tecnologias até então nunca usada por este utilizador. Deve também ampliar-se para os aspectos de prevenção dos danos causados pela lesão, e ter como objectivo melhorar a qualidade de vida destas pessoas, através da promoção da independência funcional, melhora da auto-estima e inclusão social.

A inclusão social baseia-se no princípio da igualdade, não no sentido de negar as divergências existentes, mas sim na igualdade de direitos para que as pessoas possam participar da sociedade, e verificar as diferenças a fim de permitir a igualdade. O aumento de práticas inclusivas em diversas áreas, poderá modificar nossa realidade, a fim de promover gradualmente mudanças nos valores, para uma sociedade efectivamente inclusiva (Sasaki, 2003). Uma maneira de aproximar mais a sociedade da inclusão, é diminuindo o período de adaptação do utilizador com a cadeira de rodas, é faze-lo entender as grandes possibilidades de independência que a cadeira de rodas pode-lhe oferecer, esta dissertação foca a melhoria desta integração, entre o objecto e o ser humano.

O público que será trabalhado neste projecto serão utilizadores que tem paraplegia, isto é, que não tem os movimentos da cintura para baixo, e utilizadores que estão em período hospitalar, que não tenham deficiência da cintura para cima. Desta forma os testes que serão realizados, serão com utilizadores que não tem nenhum tipo de deficiência motora, já que a bibliografia ergonómica da posição sentada em relação as pessoas que utilizam cadeira de rodas por serem paraplégicos não faz diferença entre pessoas que não são.

4 Metodologia

4.1 Considerações Teóricas

Este capítulo descreve como são construídos os conhecimentos na área ergonómica, para que os mesmos sejam considerados válidos e aceites. Para compreender esta área, apresentamos algumas definições a fim de contextualizar o leitor ao trabalho proposto.

4.2 Ergonomia suas Definições e Considerações

Como referido anteriormente, este trabalho desenvolve-se na área científica da ergonomia, e para compreensão desta vasta área, faz-se necessário conhecer sua definição.

Segundo o *Ergonomics Research Society* (UK): “ergonomia é a aplicação de informações científicas sobre os seres humanos para o design de objectos, sistemas e ambiente para uso humano. A Ergonomia encontra aplicação em tudo o que envolve as pessoas, sistemas de trabalho, desporto e lazer, saúde e segurança. Todos estes, se bem projectados devem incorporar todos os princípios de ergonomia” (Institute of Ergonomics & Human Factors, 2010).

A *International Ergonomics Association*, a Associação Portuguesa de Ergonomia (APERGO) e Associação Brasileira de Ergonomia (ABERGO) definem que a “Ergonomia (ou Factores Humanos) é uma disciplina científica relacionada com a compreensão das interacções entre os seres humanos e outros elementos ou sistemas, juntamente com a aplicação de teorias, princípios, dados e métodos de projectos a fim de otimizar o bem-estar humano e o desempenho global do sistema. Os ergonomistas contribuem para o planeamento, projecto e a avaliação de tarefas, postos de trabalho, produtos, ambientes e sistemas de modo a torná-los compatíveis com as necessidades, habilidades e limitações das pessoas” (Associação Portuguesa de Ergonomia, 2007; International Ergonomic Association, 2010; Associação Brasileira de Ergonomia, 2010).

Para ser mais específico, os ergonomistas trabalham com domínios especializados, e desta forma abordam características como:

- **Ergonomia Física:** ocupa-se das características da anatomia humana, antropometria, fisiologia e biomecânica. Essencialmente os aspectos relacionados com a actividade física.
- **Ergonomia Cognitiva:** ocupa-se dos processos mentais, como a percepção, memória, raciocínio e resposta motora, relacionados com as interacções entre as pessoas e outros elementos de um sistema.

- **Ergonomia Organizacional:** ocupa-se da optimização dos sistemas sociotécnicos, abrangendo as estruturas organizacionais, políticas e processos.

O projecto descrito nesta dissertação centrar-se-á mais na ergonomia física, por relacionar a fisiologia, antropometria estática (medidas do corpo sem movimento) e antropometria dinâmica (alcance dos movimentos corporais). Neste projecto será realizada uma análise ergonómica do trabalho, a fim de analisar, diagnosticar e corrigir uma situação real de trabalho. Esta análise foi criada através de investigadores franceses e será mais bem detalhada no próximo subcapítulo que explica as ferramentas metodológicas aplicadas (Guérin, Laville, Daniellou, & Kerguelen, 2001).

Por se tratar de uma cadeira de rodas, todo o estudo estará voltado para a posição de sentado. O objectivo será identificar o alcance óptimo e medidas relacionadas a aquela posição como demonstra a **Figura 34**

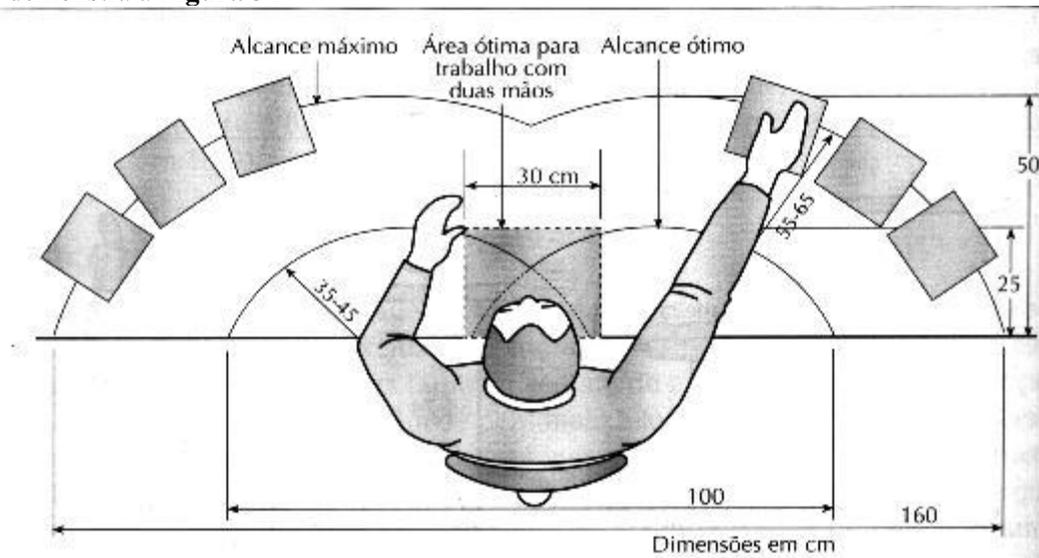


Figura 34 - Zonas de Alcance

Fonte: (Iida, 2005)

4.3 Métodos e Técnicas

Como citado anteriormente, a ergonomia é uma área científica muito abrangente, e são inúmeros os métodos e técnicas para o registo dos dados que têm como objectivo recolher, o que é o trabalho, e qual a técnica utilizada para o fazer. Portanto, serão apresentados quais são os métodos mais recomendados para o desenvolvimento deste presente trabalho.

Antes de apresentar os métodos e as técnicas ergonómicas que serão desenvolvidas para este trabalho, é importante salientar que existe uma quantidade enorme de informação científica disponível. Existe informação a respeito do estudo das medidas corpóreas portuguesa (medidas antropométricas estática), contudo, esta nova pesquisa têm o intuito de comparar os percentis do estudo publicado em 2006 por docentes da Universidade do Minho, além de realizar estudos ligados a antropometria dinâmica (Arezes, Barroso, Cordeiro, & Costa, 2006).

A seguir serão apresentados os métodos e técnicas para aplicação do actual trabalho que vão ser exibidas em tópicos com uma breve descrição do mesmo.

4.3.1 O Método da Análise Ergonómica do Trabalho

Para compreender como esta investigação foi planeada, será apresentada uma descrição dos métodos de projecto. Os métodos são usados para estabelecer a relação entre causa e efeito, são compostos de uma série de etapas, sendo elas: experimentos em laboratórios, tipo e tamanho da amostra e análise ergonómica do trabalho.

Análise ergonómica do trabalho (AET) é um método desenvolvido por investigadores franceses e tem como objectivo aplicar os conceitos da ergonomia para estudar, diagnosticar e aplicar as devidas correcções numa situação real de um trabalho. Esta metodologia tem como foco principal a qualidade de vida, ao invés de estar mais direccionada a questões de alta produtividade, por isso acaba por ser a mais recomendada para o desenvolvimento do projecto de uma cadeira de rodas inteligente.

A metodologia desdobra-se em cinco etapas: análise da demanda, análise da tarefa, análise da actividade, diagnóstico e recomendações (Guérin, Laville, Daniellou, & Kerguelen, 2001; Iida, 2005; Jarufe, 2008).

- **Análise da demanda:** Será descrito o problema ou uma determinada situação problemática, para desta forma justificar uma acção ergonómica. Os passos para constituir esta análise são: i) breve descrição do que se quer estudar; ii) levantar possíveis problemas; e iii) formular hipóteses.
- **Análise da tarefa:** Descreve como o utilizador deve realizar a tarefa de acordo com padrões estabelecidos pelos responsáveis do projecto, e que garantam a qualidade na utilização do determinado produto. Semelhante a um “manual de utilização”.
- **Análise da actividade real:** Será a análise do comportamento do utilizador em relação ao produto. Ou seja, a maneira efectiva de como ele irá utilizar, e para colectar essa informação, existem técnicas a serem aplicadas com os utilizadores como: observação, entrevistas, questionários, registo de imagens, verbalizações, etc. Assim levantar problemas e hipóteses de solução relacionados com a fisiologia, antropometria estática, antropometria dinâmica, biomecânica, entre outros.
- **Formulação do diagnóstico:** Após recolha dos dados dos passos anteriores, é feita a análise de toda essa informação e organizada em tabelas. Desta forma se torna mais simples encontrar uma solução para o problema determinado.
- **Recomendações ergonómicas:** Refere-se às providências que deverão ser tomadas para resolver o problema diagnosticado. As recomendações geradas devem ser muito claras e específicas, descrevendo todas as etapas necessárias para resolver o problema.

4.3.2 As Técnicas

Apesar do método AET abranger o que é necessário para cumprir os objectivos deste trabalho, é importante complementar que esta análise só é possível a partir das técnicas adequadas e comprovadas cientificamente. As técnicas são operações, acções ou maneira de executar uma actividade, que abrangem neste trabalho medidas objectivas, medidas subjectivas e observações directas.

- **Medidas objectivas:** São aquelas que são realizadas com auxílio de medição e que acabam por resultar num valor numérico. As medidas objectivas são aplicadas tanto na ergonomia antropométrica estática quanto na dinâmica.
- **Medidas subjectivas:** São aquelas que dependem do julgamento do participante que esta a ser avaliado. Questões como conforto e fadiga, por exemplo são complicadas para quantificar; uma boa maneira é realizar um inquérito, e ao mesmo tempo fazer uma observação directa para validar as respostas.

- **Observações directas:** Tem como principal primícia olhar o que os participantes fazem e registar de alguma maneira. Após, é descrito, analisado e interpretado.
- **Registo automático:** São registos realizados por fotografia, áudio ou vídeo. O registo por fotografia acaba por ser importante por ser uma maneira de comprovar o estudo realizado, além de ilustrar o actual contexto que se insere o trabalho.

4.4 Metodologia de Desenvolvimento da Análise Ergonómica

Neste subcapítulo será explanado a respeito do método de análise ergonómica. Dividido em cinco áreas (análise da demanda, análise da tarefa, análise da actividade real, formulação do diagnóstico e recomendações ergonómicas), e como esse método será aplicado ao trabalho.

4.4.1 Análise da Demanda

Esta análise será efectuada com base no projecto IntellWheels, já descrito. Esta cadeira é composta por aproximadamente sete hardware, mais os sensores, onde cada um deles deve ser posicionado de forma a não prejudicar ou comprometer a estética da cadeira de rodas. Isto é, minimizar o máximo possível a interferência visual que os dispositivos possam causar, e ao mesmo tempo gerar conforto na sua utilização.

Os objectos que farão parte deste estudo são:

- Controlo tradicional
- Sensor de movimento de cabeça
- Ecrã
- Microfone
- Câmara
- Computador portátil
- Câmara traseira
- Sensores

Na análise da demanda será feita uma descrição a respeito do projecto IntellWheels e os seus componentes envolvidos no estudo, levantar possíveis problemas de projecto e gerar hipóteses para solucionar estes problemas.

4.4.2 Análise da Tarefa

Esta análise diz respeito a como a cadeira IntellWheels será utilizada, segundo os responsáveis pelo projecto, consistindo por exemplo num “manual de utilização”, de como o utilizador deve interagir com os dispositivos. É, portanto, algo que os cientistas acreditam que os utilizadores irão executar, todavia isso não implica que essa seja de facto a forma como essa execução vai acontecer. É como prever certos resultados sem efectivamente realizar testes.

Entretanto por se tratar de um projecto muito recente, os cientistas envolvidos no projecto ainda não possuem uma forma de utilização específica da cadeira IntellWheels. Desta forma, esta análise não será realizada nesta pesquisa, sendo apenas levada em consideração a forma como os próprios cientistas utilizam a cadeira para realizar testes internos, nomeadamente relativamente a como posicionam e utilizam os dispositivos.

4.4.3 Análise da Actividade Real

Neste ponto será avaliado como o utilizador vai interagir com a cadeira IntellWheels. Serão proporcionados testes a fim de analisar as medidas antropométricas dos utilizadores, tanto

masculinos como femininos. Vão ser observadas áreas específicas da cadeira para assim podermos obter resultados que nos permitam melhorar a disposição dos dispositivos.

Serão retiradas medidas da cadeira de rodas que está sendo utilizada no projecto IntellWheels, as medidas serão definidas consoante a análise da demanda.

Irá ser definido um tamanho da amostra para assim realizar testes relacionados a antropometria estática e dinâmica. Será definido também quais são as medidas da antropometria estática e dinâmica que serão realizadas. Finalmente, descrevem-se os testes desenvolvidos e aplicados bem como a amostra determinada.

4.4.4 Formulação do Diagnóstico

Esta etapa incluirá os resultados encontrados na análise da actividade real. Para facilitar a compreensão os dados estes são apresentados em tabelas, separados por áreas. Estes dados e tabelas são posteriormente analisados, no sentido de responder por exemplo a quais são os tipos e causas de problemas ou restrições encontradas no projecto.

4.4.5 Recomendações Ergonómicas

As recomendações ergonómicas incluirão as modificações que a cadeira IntellWheels irá sofrer para atingir os objectivos referidos no início deste projecto. Estas poderão ser modificações da estrutura, alterações de dispositivos, melhor arranjo dos equipamentos, enfim, tudo que seja necessário para o conforto e segurança do utilizador. Após a apresentação da nova configuração devidamente justificada, serão feitas validações para comprovar os resultados obtidos.

5 Desenvolvimento da Pesquisa

Este capítulo apresenta os processos descritos na metodologia de forma mais detalhada e seus resultados com o foco na cadeira IntellWheels. Na verdade são informações organizadas para contribuir com o projecto. A metodologia é a Análise Ergonómica do Trabalho já descrita no capítulo anterior que agora será apresentada de forma mais pormenorizada.

5.1 Análise da Demanda

Esta análise foi realizada na cadeira de rodas do projecto IntellWheels. A arquitectura de hardware do protótipo IntellWheels baseia-se num modelo de cadeira de rodas eléctrica comercial Vassilli, no modelo Evolution (Vassilli, 2008). A esta cadeira foram acrescentados mais dispositivos devido a complexidade do projecto. Estes consistem em aproximadamente sete dispositivos, mais os sensores. Abaixo é apresentada uma pequena explicação de como cada dispositivo foi analisado no contexto deste projecto, bem como qual é o seu nível de interacção com o utilizador, que pode ser “directo” caso o utilizador tenha a opção de manusear dispositivo, como os *inputs* por exemplo, ou “indirecto” quando se trata de um dispositivo que o utilizador não manuseia (**Tabela 1**). Ambos os tipos de interacção são igualmente importantes para o bom funcionamento da IntellWheels, independentemente das características positivas ou negativas do projecto.

Tabela 1 - Nível de Interacção dos Dispositivos

Dispositivos	Directo	Indirecto
Controlo tradicional	X	
Sensor/Cabeça	X	
Ecrã	X	
Microfone e câmara	X	
Computador portátil		X
Câmara traseira		X
Sensores		X

5.1.1 Análise dos Dispositivos

De seguida descrevemos o modo como os dispositivos da cadeira IntellWheels serão analisados, bem como o tipo de interacção que permitem.

- **Controlo tradicional:** serão analisados possíveis problemas que possam existir relativamente ao seu posicionamento em relação aos percentis. Entretanto é importante ressaltar que este controlo é pouco utilizado, pois como se trata de uma cadeira autónoma, é apenas accionado quando o utilizador faz questão da sua utilização. Para este dispositivo o tipo de interacção é directa, pois é um tipo de *input* que o utilizador pode escolher.
- **Sensor de movimento de cabeça:** por se tratar de um dispositivo adaptado para realizar testes internos, faz-se necessária a troca do dispositivo actual por um mais confortável, que não tenha tanto peso, transmita segurança e seja o mais discreto possível. Acredita-se que deste modo o utilizador não se sentirá intimidado em utilizar este dispositivo, aproveitando-se ainda a oportunidade para o adaptar com um sistema de *feedback* sonoro e microfone. Interacção é directa, pois é um tipo de *input* que o utilizador pode escolher.
- **Ecrã:** na actividade real serão analisados possíveis problemas que o ecrã possa ter relativamente ao seu posicionamento em relação aos percentis. Por se tratar de um dispositivo de tamanho considerável, onde é importante agregar o máximo de funções possível, pode-se por exemplo substituir o ecrã, por uma *Tablet*. Esta opção permitirá não só reduzir o número de dispositivos, pois uma *Tablet* já contém uma câmara e funciona com processamento de informação, como também pode funcionar como um atractivo para o utilizador. Também foram observados problemas relacionados com o reflexo que o ecrã pode gerar para o utilizador. Interacção é directa, pois é um tipo de *input* que o utilizador pode escolher.
- **Microfone e câmara:** estes dispositivos encontram-se acoplados ao ecrã, no entanto, o microfone pode estar localizado mais perto da região boca do utilizador e acoplado juntamente com um dispositivo de *feedback* sonoro que pode ser um auricular *Bluetooth*. Interacção é directa, pois é um tipo de *input* que o utilizador pode escolher.
- **Computador portátil:** encontra-se posicionado abaixo do acento do utilizador, sendo praticamente imperceptível, mesmo assim o seu peso é superior a dois quilogramas, além de ter que adquirir outro ecrã para o utilizador possa interagir, já que o computador se encontra abaixo do acento. O facto de trocar o computador por uma *Tablet*, diminui gastos com dispositivos no projecto, além de ter o custo inferior ao de um portátil, não precisa de outro ecrã para interacção, pois esta é feita directamente no mesmo. Interacção indirecta, pois é um tipo de dispositivo que o utilizador usa sem escolher.
- **Câmara traseira:** esta se encontra na parte traseira da cadeira de rodas, tem seu posicionamento definido para poder encontrar marcas no chão, é discreta no entanto pode ser modificada de acordo com o tipo de sistema de localização que é implementado a cadeira. Interacção indirecta, pois é um tipo de dispositivo que o utilizador usa sem escolher.
- **Sensores:** posicionados ao redor da cadeira, a maior preocupação destes dispositivos está relacionado a estética, pelo que se tentará trabalhar com a cor

para que estes sejam integrados com a cadeira da melhor maneira possível. Interação indirecta, pois é um tipo de dispositivo que o utilizador usa sem escolher.



Figura 35 – Dispositivos da Cadeira de Rodas IntelliWheels

Fonte: Arquivo Pessoal

Tendo em consideração que o número de dispositivos dentro do projecto (**Figura 35**) é significativo, é de grande valia resumir para os mesmos para o menor número possível, no entanto mantendo todas as suas funcionalidades.

Actualmente os dispositivos da cadeira são:

- Controlo tradicional
- Sensor de movimento de cabeça
- Ecrã que contém caixas de som integradas, microfone e câmara
- Computador portátil
- Câmara traseira
- Sensores

A proposta de solução é descrita na hipótese que é apresentada em seguida.

Hipótese:

- Controlo tradicional
- Auriculares *Bluetooth* com sensores de movimento de cabeça e microfone integrados
- *Tablet* com câmara
- Câmara traseira
- Sensores

Além de diminuir a quantidade de dispositivos e manter as mesmas funcionalidades, é importante também melhorar a qualidade da utilização. Por exemplo, através da inclusão de *feedback* sonoro específico para o utilizador da cadeira, ele poderá manter uma conversa através

da *Tablet* durante o seu percurso, e juntamente ter o microfone perto da boca para que seu som seja reconhecido com maior clareza pela outra pessoa. Alterar o sensor de cabeça por um sistema mais discreto e leve, ajuda o utilizador a ter maior facilidade nos movimentos e evita que ele se sinta intimidado com a utilização do dispositivo. Finalmente, alterar o computador portátil por uma *Tablet* além de diminuir custos e o número de dispositivos, motiva o utilizador a utilizar a cadeira IntellWheels, diminuindo assim uma possível rejeição à cadeira.

Já outro problema está relacionado mais directamente com a forma de como os utilizadores vão usar o controlo tradicional e o ecrã, quais os tipos de esforços que fizeram e qual foi a solução, para assim trazer a melhor qualidade na sua utilização. Por isso, está mais relacionado com a área de ergonomia antropometria, onde foram realizados testes para encontrar o melhor posicionamento para os utilizadores, gerar conforto, melhorar o aproveitamento do dispositivo devido ao seu posicionamento, e evitar problemas relacionados com a má postura, que será observado nos próximos passos.

5.2 Análise da Tarefa

Apesar do projecto IntellWheels ainda não ter um procedimento específico de utilização, pois continua em desenvolvimento, são realizados testes para analisar a interacção dos dispositivos aplicados no presente momento do estudo. Observando os testes que os investigadores do projecto IntellWheels desenvolvem, foi determinado um formato de utilização para o ecrã que faz parte da cadeira de rodas. O ecrã era posicionado no lado esquerdo do utilizador e o mesmo interagia com o ecrã através do braço direito, devido a pequena distância entre o ecrã e o braço esquerdo, como mostra a **Figura 36**.



Figura 36 - Forma de Utilização do Ecrã

Fonte: Arquivo Pessoal

Tendo em conta que a cadeira ainda não têm um padrão próprio de utilização, foi esta forma de utilização que foi levada em consideração para a realização dos testes da análise da actividade real.

5.3 Análise da Actividade Real

Após a realização da análise da demanda e da tarefa é possível compreender os aspectos que são necessários para melhorar a qualidade de interacção entre utilizadores e dispositivos. O ponto de partida para que isso ocorra, além da análise dos dispositivos, é realizar testes ligados a antropometria do público em estudo, e em conjunto analisar quais são as articulações envolvidas e o tipo de esforço em cada uma, através das medidas de ângulos.

5.3.1 Local dos Testes

Os testes realizados para aquisição destas medidas foram feitos em laboratório para assim poder realizar um maior controlo. Desta forma, é possível manipular as variáveis independentes de acordo com que se pretende testar, e assim assegurar que os dados sejam adequadamente recolhidos (Grandjean & Kroemer, 2009; Jarufe, 2008; Iida, 2005).

5.3.2 Amostragem

Para o levantamento antropométrico a amostragem foi estratificada por sexo e altura; e o tamanho da amostra foi obtido através da equação na **Figura 37** (Iida, 2005).

$$n = \left(\frac{t \cdot s}{e} \right)^2$$

Figura 37 - Fórmula da Amostragem

Fonte: (Iida, 2005)

Onde:

n = número de sujeitos

t = coeficiente tabelado (distribuição de Student)

s = desvio-padrão

e = precisão estatística desejada

Como o levantamento antropométrico ainda não havia sido realizado, o desvio padrão (raiz quadrada da variância) não podia ser calculado mas, sim, estimado. Por se tratar de uma amostragem estratificada por idade, estimou-se que a variância não seria maior que vinte centímetros para a estatura, obtendo-se um desvio padrão de 4,47. Foi estabelecida uma precisão de 1,5 centímetros; e o valor “t” obtido em tabela para esse caso, é de 1,99 (Iida, 2005), então, obteve-se:

$$n = \left(\frac{1,99 \cdot 4,47}{1,5} \right)^2 \Rightarrow n = 35 \text{ pessoas}$$

Figura 38 - Fórmula com os Dados

Fonte: Arquivo Pessoal

Para o levantamento antropométrico foram realizadas medições em 35 utilizadores, com a adição de mais 15 para compreender a diferença significativa entre as duas medições, caso existisse. Deveriam ser realizadas mais 15 medições até que a diferença entre as duas medições fosse nula; esta é chamada amostragem por saturação.

5.3.3 Medidas da IntellWheels

Foram realizadas as medidas relacionadas com a cadeira de rodas do projecto, mais especificamente as medidas relativas ao ecrã e ao controlo tradicional. Recolheram-se as medidas da altura e distância de cada um para posteriormente serem confrontadas com as recomendações ergonómicas, no sentido de compreender as alterações aplicadas.

Controlo tradicional: 17, 2 centímetros de comprimento, 8, 6 de largura, está localizado a 1, 4 centímetros do final do apoio para o braço e 10° de inclinação.

Ecrã: 12, 5 centímetros de altura, 18 centímetros de largura, 2, 3 de profundidade, e fica posicionado ao lado esquerdo à uma distância de 46, 5 centímetros da união do apoio do braço com o encosto da cadeira, e altura de 14 centímetros.

5.3.4 Aplicação dos Testes

Como já comentado os testes foram aplicados em laboratório para permitir um maior controlo. Entretanto é importante salientar alguns cuidados tomados no sentido de tornar os resultados ainda mais fiáveis. Os testes foram aplicados numa sala de aulas da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, com aproximadamente cinquenta metros quadrados (**Figura 39**).

Para o registo dos testes foi utilizada uma câmara fotográfica Canon 550D em duas posições distintas, através do posicionamento de dois tripés, o primeiro colocado na parte lateral da cadeira a exactamente um metro e cinquenta e sete centímetros de distância, e a uma altura de oitenta e sete centímetros, e o outro, colocado na parte frontal da cadeira com a distância de um metro e vinte e um centímetros e com a mesma altura de oitenta e sete centímetros.



Figura 39 - Sala de Testes

Fonte: Arquivo Pessoal

Com o intuito de que os objectos que fizeram parte dos testes não alterassem de posição, foram realizadas marcas no chão com fita-cola, tanto para marcar cada perna do tripé, como também a cadeira de rodas, como ilustra a **Figura 40**. É importante ressaltar que a cadeira de rodas utilizada é a cadeira que faz parte do projecto IntellWheels.



Figura 40 – Marcação do Tripé

Fonte: Arquivo Pessoal

Para registar as medidas objectivas foram usados dois tipos de fita métrica, uma rígida, e uma maleável (**Figura 41**). Para auxiliar a medida do antebraço foi utilizado um cilindro de madeira com o comprimento de 9 centímetros, e o diâmetro de 2,5 centímetros (**Figura 41**). Este cilindro serviu para marcar o centro da mão.

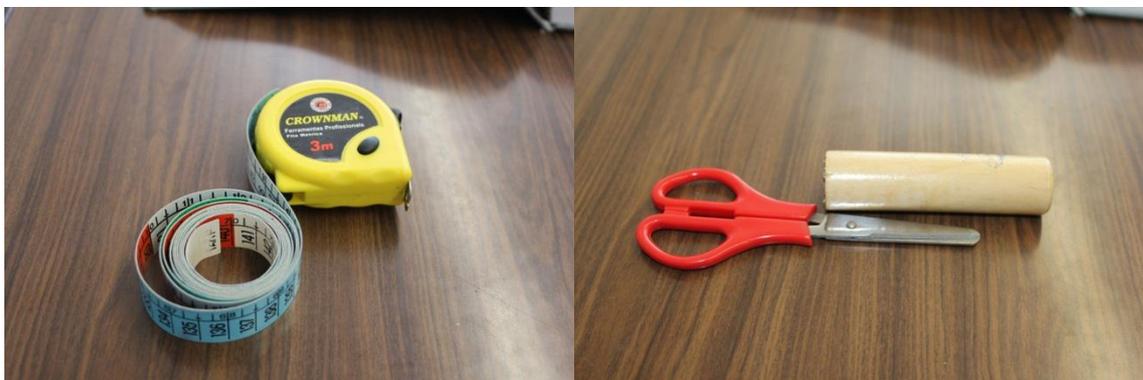


Figura 41 - Fita métrica, Tesoura e Cilindro

Fonte: Arquivo Pessoal

Na tarefa, foi pedido aos participantes que com o dedo indicador tocassem a marcação colocada no centro do ecrã (**Figura 42**), e ao mesmo tempo posicionasse a cabeça como se estivesse a olhar para o dispositivo, para assim poder ser registado o esforço realizado.

Como o ecrã é de oito polegadas não se fez necessário o registo de posição do dedo indicador nos quatro cantos extremos, pois relativamente ao centro do ecrã, essas distâncias são pequenas, e portanto não se aplica uma diferença significativa.



Figura 42 - Ecrã

Fonte: Arquivo Pessoal

A fim de analisar o esforço realizado pelas articulações durante os testes, foram colocados dois tipos de marcações, escuras e claras, cada uma variando conforme o tipo de roupa utilizada pelo participante (**Figura 44**). Esses números só foram tabulados após os testes, com a análise de foto a foto, tanto da vista frontal, quanto da lateral. Foram traçadas rectas através das articulações para encontrar a quantidade de graus que cada articulação obteve (**Figura 43**) e através da bibliografia foi feita uma comparação para verificar se os movimentos realizados poderiam ou não provocar problemas a saúde do utilizador.

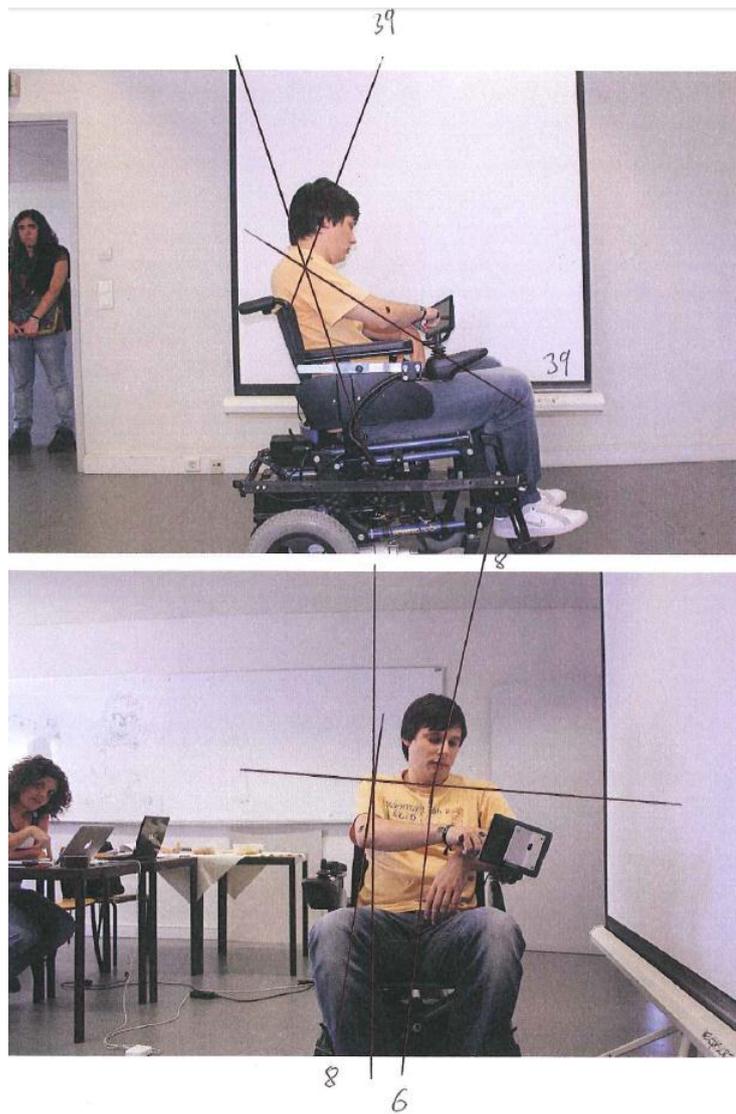


Figura 43 - Teste Biomecânico

Fonte: Arquivo Pessoal

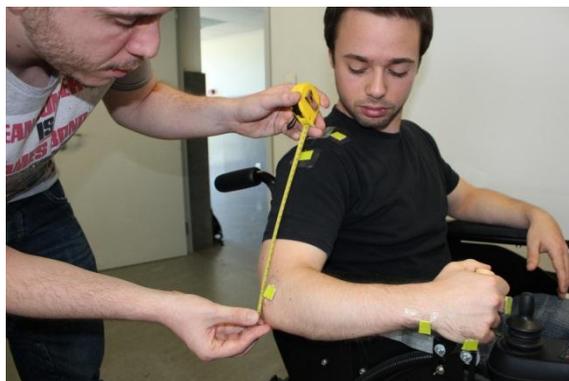


Figura 44 - Medida de braço

Fonte: Arquivo Pessoal

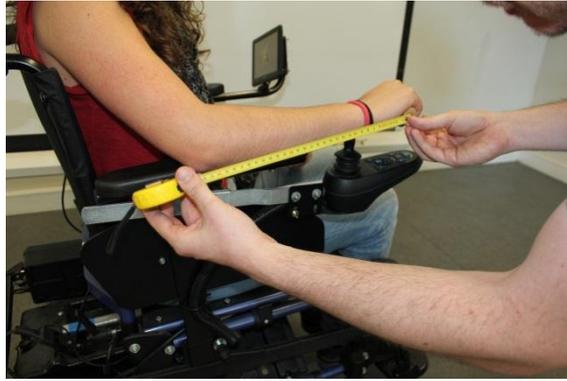


Figura 45 - Medida de antebraço

Fonte: Arquivo Pessoal

5.3.5 Tipos de Medidas Realizadas

Com a preocupação de melhorar o posicionamento do controlo tradicional e do ecrã encontrados na IntellWheels, foram realizadas as medidas do corpo humano na posição sentada. Estas medidas foram escolhidas por se tratar de áreas do corpo que fazem parte do trabalho a ser realizado pelo utilizador. São acções que vão ocorrer com frequência, como por exemplo, mudar uma funcionalidade no ecrã, analisar algum tipo de feedback visual ou até mesmo utilizar o controlo tradicional.

Os métodos de medidas objectivas, como demonstra a **Figura 45**, foram realizados baseados nas bibliografias de Chaffin, Iida, Arezes, Cordeiro e Grandjean. As medidas escolhidas para os testes foram:

- Comprimento da mão
- Comprimento do antebraço, na horizontal, até ao centro da mão
- Altura do cotovelo, a partir do assento, tronco erecto
- Altura dos ombros, a partir do assento, tronco erecto
- Altura dos olhos, a partir do assento, tronco erecto
- Altura da cabeça, a partir do assento, tronco erecto
- Largura dos ombros (Bideltoíde)

Através dos resultados destas medidas foi possível encontrar a média e o desvio padrão de cada uma destas áreas, e assim, definir os percentis que foram trabalhados. Com os percentis definidos, foram desenvolvidos bonecos virtuais para aplicação destes números e desta forma definir a melhor área para o posicionamento dos dispositivos (Chaffin, Andersson, & Martin, 1999; Iida, 2005; Arezes, Barroso, Cordeiro, & Costa, 2006; Grandjean & Kroemer, 2009).

Na segunda parte dos testes foram observados os tipos de movimentos que eram realizados pelas articulações, e qual era o tipo de esforço. Essas medições foram realizadas por observações directas e através das análises fotográficas aonde continham as marcações (**Figura 46**).

Os movimentos medidos pelas articulações foram:

- Coluna inclinação lateral
- Adução/Abdução de ombro
- Inclinação de Pescoço
- Flexão/Extensão de ombro
- Flexão/Extensão de pescoço



Figura 46 – Marcações das Articulações

Fonte: Arquivo Pessoal

Com estes resultados será possível perceber se o utilizador está a fazer um esforço demasiado para executar uma determinada acção, se isto pode ou não trazer problemas relacionados a má postura e como pode ser corrigido. A seguir serão apresentadas as fases que uma lesão por má postura pode apresentar e suas consequências.

5.3.6 Problemas Relacionados com a Má Postura

As LER (Lesões por Esforços Repetitivos) são inflamações dos músculos, tendões e nervos, causados por actividade que exigem força, repetitividade e posturas erradas. Muitas vezes aparecem como um pequeno incómodo, onde o utilizador não consegue identificar muito bem qual a região dolorida. O maior problema relacionado com projecto está em o utilizador ficar por períodos prolongados em posições que podem prejudicar a circulação sanguínea, sobrecarga estática da musculatura e esforços nas articulações. Esses factores podem contribuir para o surgimento de problemas músculo-esqueléticos (Iida, 2005).

Os sintomas mais comuns da LER e suas fases são (Jarufe, 2008; Paulo, 2008; SMA, 2009; CIPA, 2009):

- 1ª Fase: A dor aparece durante os movimentos e é difusa, ou seja, não é possível definir exactamente que parte do corpo está doendo.
- 2ª Fase: Nesse estágio a dor é mais persistente, mas o quadro ainda é leve. Se as condições de trabalho forem alteradas ainda é possível reverter o caso.
- 3ª Fase: A partir desse estágio a doença adquire contornos de doença crónica, sendo, portanto, irreversível. Surgem perturbações durante o sono devido às dores e as inflamações tornam-se num processo degenerativo, que pode afectar os nervos e os vasos sanguíneos de maneira prejudicial. Nessa fase a dor é sentida em pontos definidos e não cede mesmo durante períodos de relaxamento e repouso. A dor aparece sobre a forma de pontadas e choques.
- 4ª Fase: Entre o penúltimo estágio e este, os processos infecciosos podem causar deformidades, como cistos, inchaços e perda de potência (força). A dor pode-se tornar insuportável e até actividades comuns da vida diária, como escovar dentes e cabelos, se podem tornam impraticáveis. Nessa última fase, muitos pacientes recebem injeções de morfina para aliviar a dor e alguns chegam até a passar por cirurgias (Jarufe, 2008; Paulo, 2008; SMA, 2009; CIPA, 2009).

5.4 Formulação do Diagnóstico

Como já citado, foram recolhidas as medidas antropométricas estática e dinâmica de 50 participantes portugueses, sendo 31 do sexo masculino, e 19 do sexo feminino, com idade média de 24 anos. Estes dados serão apresentados em dois seguimentos, primeiro a antropometria estática, em seguida a antropometria dinâmica.

5.4.1 Antropometria Estática

Estas medidas são realizadas com o corpo parado, e tem como objectivo encontrar as medidas de cada parte do corpo envolvida em uma determinada tarefa, neste caso a utilização de um ecrã na IntellWheels. São estas medidas que irão definir o tamanho dos percentis a serem aplicados ao trabalho. Para este trabalho optou-se trabalhar com os percentis 5% que representa o menor tamanho e 95% que representa o maior tamanho, desta forma apenas deixando de fora 10% da população. A seguir serão apresentadas duas tabelas, uma para o sexo masculino (**Tabela 2**) e outra para o feminino (**Tabela 3**).

Tabela 2 - Dimensões Masculinas

Dimensões Masculinas	M	DP	Percentil		V Mín	V Máx
			5%	95%		
2.1 Comprimento da mão	189	1,1	171	208	160	210
2.2 Distância cotovelo-punho	352	1,7	324	380	300	390
2.3 Distância cotovelo-assento	262	3,1	199	302	262	300
2.4 Distância ombro-assento	626	3,0	576	676	580	710
2.5 Distância olhos-assento	806	3,5	748	863	740	870
2.6 Altura sentado	917	3,7	855	978	830	990
2.7 Largura dos ombros (bideltóide)	470	3,0	420	520	435	540

Média (M), Desvio Padrão (DP), Valor Mínimo (V Mín), Valor Máximo (V Máx)

Dados antropométricos da amostra Portuguesa Masculina em mm (n=31)

Através dos dados apresentados nesta tabela foi possível desenvolver um boneco virtual que representa o percentil 95%, no caso o maior tamanho (**Figura 47**). Desta forma será possível aplicar virtualmente a melhor posição do ecrã para este percentil.

Tabela 3 - Dimensões Femininas

Dimensões Femininas	M	DP	Percentil		V Mín	V Máx
			5%	95%		
2.1 Comprimento da mão	173	13	153	194	155	190
2.2 Distância cotovelo-punho	311	16	285	336	290	335
2.3 Distância cotovelo-assento	249	32	197	302	190	305
2.4 Distância ombro-assento	629	32	538	682	575	700
2.5 Distância olhos-assento	747	34	690	803	675	800
2.6 Altura sentado	857	36	796	917	760	900
2.7 Largura dos ombros (bideltoíde)	463	27	419	508	415	505

Média (M), Desvio Padrão (DP), Valor Mínimo (V Mín), Valor Máximo (V Máx)

Dados antropométricos da amostra Portuguesa Feminina em mm (n=19)

Estes dados por sua vez representaram o menor tamanho, no caso o percentil 5%. Com aplicação destes dois bonecos virtuais será possível encontrar o posicionamento mais eficaz para os dois extremos.

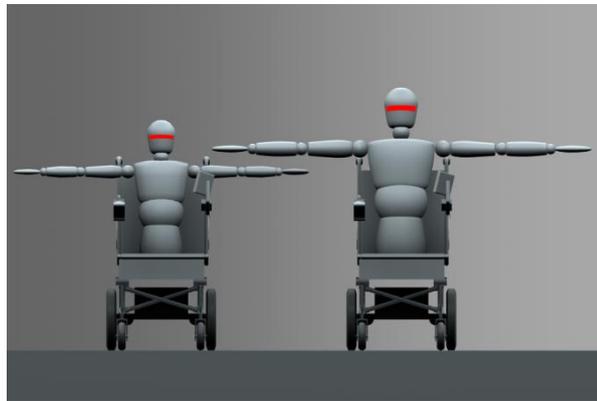


Figura 47 – Envergadura dos Bonecos Antropométricos em Modelo Virtual

Fonte: Arquivo Pessoal

Para complementar essa informação, foi também feita a análise da antropometria dinâmica, que representa o tipo de movimento que o utilizador irá fazer quando interagir com o ecrã.

5.4.2 Antropometria Dinâmica

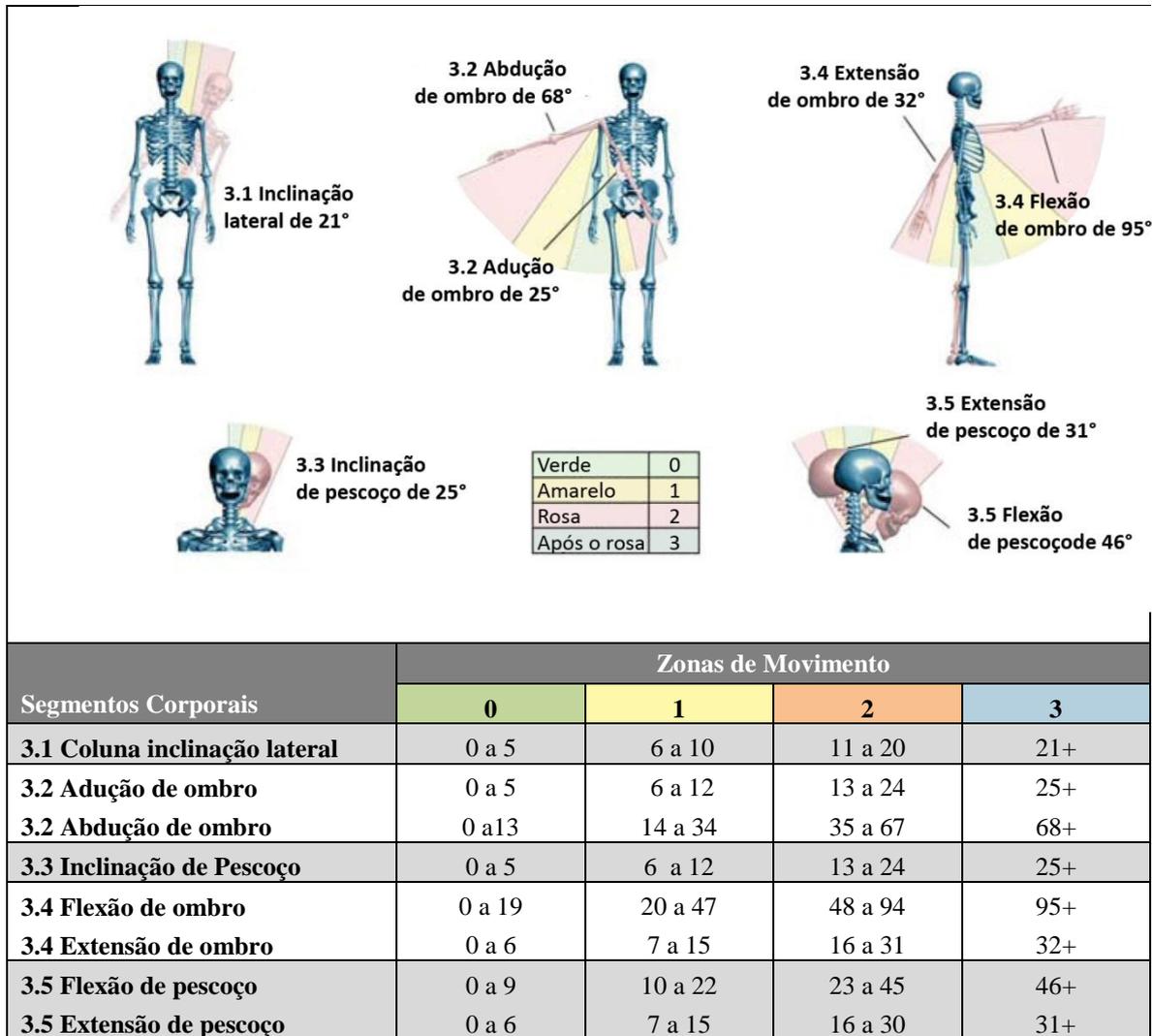
Relativamente a dados relacionados a antropometria dinâmica foram analisados quais os principais esforços que os participantes tiveram nos testes. Esses números encontram-se na tabela abaixo. Posteriormente estes dados serão comparados com ângulos de conforto de Grandjean e Chaffin (Chaffin, Andersson, & Martin, 1999; Grandjean & Kroemer, 2009).

Os segmentos corporais escolhidos estão relacionados com a tarefa de encostar o dedo no centro do ecrã como mostra a **Figura 42**. Foram analisadas quais eram as articulações envolvidas, bem como o tipo de movimento que se realizava e os movimentos relacionados com a coluna vertebral. Os segmentos envolvidos neste estudo são apresentados na **Tabela 4**.

Recolhidas as informações a respeito dos testes aplicados, estes forma então comparados com as medidas de Chaffin que determinam as zonas de conforto para a antropometria dinâmica. A **Tabela 4** faz a divisão dos dados em quatro cores e cada uma contém um número

para indicar o nível de esforço realizado, onde: “1 Verde” é a postura normal, que dispensa cuidados; “2 Amarela” é uma postura de ser verificada; “3 Rosa” uma postura merece atenção; e “4 Após o rosa” a postura que merece atenção imediata que deve ser evitada. Entretanto, é válido salientar que as zonas de conforto realizadas na postura em pé também são válidas para a postura sentada (Chaffin, Andersson, & Martin, 1999).

Tabela 4 - Zonas de Conforto por Chaffin



Unidade de medida utilizada: graus

A **Tabela 5** mostra os segmentos corporais que tem sofrido com o excesso de esforço quando comparados com os resultados obtidos. A questão mais problemática está na flexão de pescoço, por duas razões. Primeira, porque os principais feedbacks que a cadeira irá fornecer serão feitos através deste ecrã, isso quer dizer que o utilizador vai estar a maior parte do tempo visualizando o ecrã, seja, por exemplo, para conversar com um médico quer para compreender as ações da cadeira. Segundo, porque poderá também interagir quando necessário, desta forma torna-se imprescindível a correcção do posicionamento do dispositivo, a fim de se evitar lesões e incómodos na região do pescoço.

A **Tabela 5** demonstra a variação de ângulo ocorrida no teste. Esta variação deve-se à variedade de medidas encontradas entre os cinquenta participantes. Os números mais importantes relacionados com a antropometria dinâmica são os das médias e dos percentis, observados na **Tabela 6** e na **Tabela 7**. Por sua vez, a **Tabela 8** e a

Tabela 9 apresentam estes dados juntamente com os dados da antropometria estática que irão definir o melhor posicionamento dos dispositivos na IntellWheels.

Tabela 5 - Ângulos Mínimos e Máximos

Segmentos Corporais	Mínimo e Máximo
3.1 Coluna inclinação Lateral	-1 a 14
3.2 Adução de Ombro	0 a 14
3.2 Abdução Ombro	0 a 21
3.3 Inclinação de Pescoço	-14 a 10
3.4 Flexão de Ombro	30 a 51
3.5 Flexão de Pescoço	23 a 48

Tabela 6 - Média e Desvio Padrão dos Ângulos Masculinos

Segmentos Corporais	M	DP
3.1 Coluna Inclinação Lateral	3	± 3
3.2 Abdução Ombro	8	± 8
3.3 Inclinação Pescoço	7	± 8
3.4 Flexão Ombro	37	± 7
3.5 Flexão de Pescoço	40	± 6

Números masculinos em graus (n=31)

Tabela 7 - Média e Desvio Padrão dos Ângulos Femininos

Segmentos Corporais	M	DP
3.1 Coluna Inclinação Lateral	4	± 4
3.2 Abdução Ombro	2	± 9
3.3 Inclinação Pescoço	2	± 6
3.4 Flexão Ombro	41	± 6
3.5 Flexão de Pescoço	31	± 6

Números femininos em graus (n=19)

Tabela 8 - Percentil dos Ângulos Masculinos

Segmentos Corporais	Percentil	
	5%	95%
3.1 Coluna Inclinação Lateral	-2	9
3.2 Abdução/Adução Ombro (Quando positivo abdução, quando negativo adução)	-6	22
3.3 Inclinação Pescoço	-6	19
3.4 Flexão/Extensão Ombro (Quando positivo flexão, quando negativo extensão)	26	48
3.5 Flexão de Pescoço	30	51

Unidade de medida utilizada: graus - Percentil masculino (n=31)

Tabela 9 - Percentil dos Ângulos Femininos

Segmentos Corporais	Percentil	
	5%	95%
3.1 Coluna Inclinação Lateral	-2	10
3.2 Abdução/Adução Ombro (Quando positivo abdução, quando negativo adução)	-13	17
3.3 Inclinação Pescoço	-8	12
3.4 Flexão/Extensão Ombro (Quando positivo flexão, quando negativo extensão)	31	52
3.5 Flexão de Pescoço	21	41

Unidade de medida utilizada: graus - Percentil feminino (n=19)

Através das tabelas foi confirmada a área crítica em que se deve trabalhar: a extensão de pescoço. Esse problema foi mais observado no sexo masculino, tanto no percentil 5% quanto no 95%, mas também se verificou no percentil feminino 95%. O pescoço é uma zona muito sensível, por isso, mesmo que por pouco tempo em uma posição errada, o utilizador acaba por ter a sensação de mal-estar e incómodo na região.

Outras áreas que merecem ser observadas são a flexão de ombro e inclinação de pescoço, tanto no percentil 95% masculino como no 95% feminino, pois ambos entraram na zona rosa. Não se trata de um caso tão preocupante como o segmento da extensão do pescoço, no entanto devem-se fazer algumas correcções preventivas para que o esforço neste segmento não se torne num problema mais sério.

Os segmentos restantes (coluna inclinação lateral, abdução, adução e extensão de ombro) irão sofrer pequenas melhorias devido aos problemas maiores, mesmo que estes não sejam significativos, é importante salientar que a tarefa relacionada aos utilizadores é mais em observar o feedback apresentado pelo ecrã do que a interacção com o mesmo. A interacção vai existir, mas em menor escala, é mais um output (onde sai a informação, ver a navegação da cadeira por exemplo) para o utilizador do que propriamente um input (onde entra a informação, como carregar um botão por exemplo). Já o controlo manual, se utilizado, vai ter que estar em contacto com a mão todo o tempo que o utilizador quiser movimentar a cadeira.

Desta forma, os dados relacionados com a antropometria estática geraram números para realizar os percentis 5% e 95% masculino e feminino, que estão relacionados ao tamanho. E para determinar a melhor distância de um dispositivo, foram feitos dois tipos de bonecos através de modelos virtuais, um com o percentil 5% feminino, que representa as menores medidas e outro com o percentil 95% masculino que representa as maiores medidas, como podem ser observados no subcapítulo a seguir.

Através da antropometria dinâmica, foi possível reconhecer quais são as articulações problemáticas para assim efectuar as correcções posteriormente. Neste caso, as medidas complementam-se umas às outras auxiliando assim para um resultado final.

5.5 Recomendações Ergonómicas

Desenvolvidos os modelos virtuais nos percentis 5% e 95%, os mesmos foram aplicados na cadeira de rodas 3D. Esta cadeira possui as mesmas medidas que a cadeira utilizada no projecto IntellWheels. Este modelo em escala reduzida tem como objectivo auxiliar no processo de validação dos resultados obtidos na etapa anterior.

Na **Figura 48** podem-se analisar as diferenças dos percentis em que cada quadrado na figura representa 10 centímetros. O principal problema relacionado com o alcance com o braço estendido é o esforço que o percentil 5% tem que fazer para conseguir alcançar dispositivos mais distantes. No entanto o problema não se resolve apenas trazendo o dispositivo para mais próximo, pois desta maneira irá prejudicar pessoas mais próximas do percentil 95%. Nesta etapa é muito importante decidir qual é o percentil mais adequado a usar, e para isso os bonecos virtuais vão ser de grande valia, pois com eles é possível fazer uma análise visual da situação.

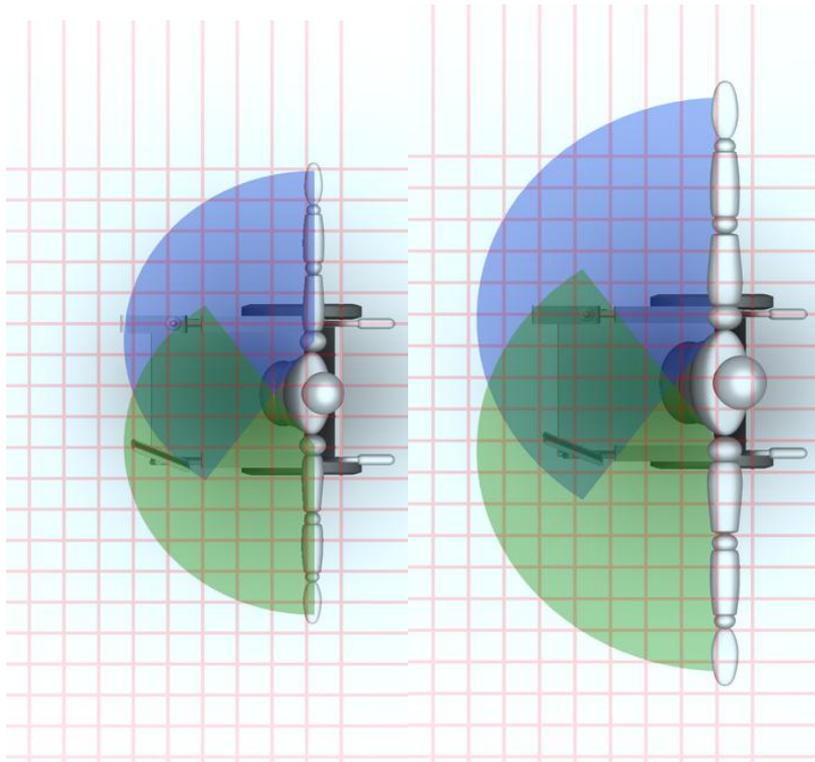


Figura 48 - Alcance com o Braço Estendido para o Percentil 5% e 95%

Fonte: Arquivo Pessoal

A distância do antebraço representada na **Figura 49**, acaba por ser uma medida de muita importância pois a mesma, no caso da posição sentada, acaba na maioria das vezes por ser uma zona de utilização de apoios para braço, proporcionando um maior conforto para quem utiliza. Porém nem sempre é possível utilizar, vai depender na maior parte das vezes qual é o trabalho que se pretende realizar. Há casos que existe o apoio, porém quando se utiliza uma função específica, tem que se retirar os braços do apoio para depois os voltar a colocar na posição de descanso. Como já mencionado, vai depender do tipo de trabalho que se vai realizar.

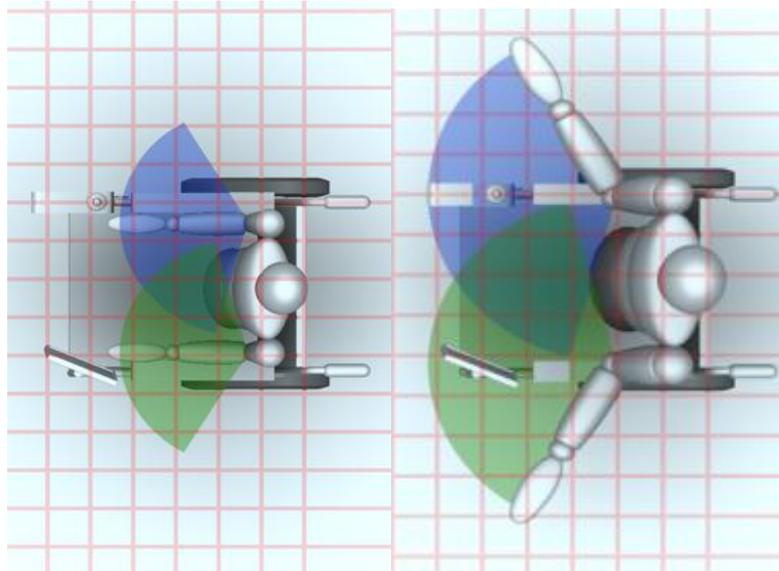


Figura 49 - Raio do Alcance do Antebraço para o Percentil 5% e 95%

Fonte: Arquivo Pessoal

A visão é um sentido importante. Além disto, ela está directamente relacionada com o problema de flexão do pescoço relacionado anteriormente. Quando mais alto era o participante, maior o esforço que era necessário fazer, o que acaba por gerar uma propensão a dores e sensações incómodas na região do pescoço. Por isso uma das soluções é analisar a área de visão para compreender como os percentis podem estar com áreas de visão próximas sem um prejudicar o outro.

Basicamente o que se vai aplicar é chamada de visão óptima, quer dizer que os objectos situados nessa zona podem ser visualizados continuamente, praticamente sem nenhum movimento de olhos. Basicamente é uma área de 30° a partir de uma linha horizontal do olho, isto visualizado na vista lateral, e na vista superior também é 30° , mas posicionado de uma maneira diferente, como representado na **Figura 50**.

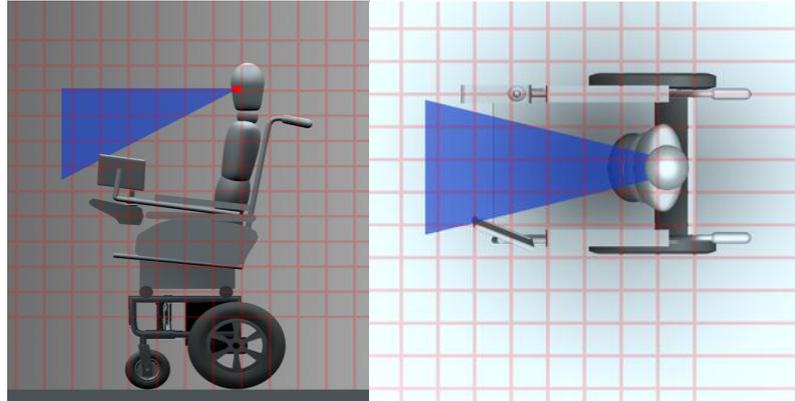


Figura 50 - Vista Lateral e Superior, Visão Ótima

Fonte: Arquivo Pessoal

Apesar de não ser uma abertura de ângulo muito expressiva, é a região onde menos se faz esforço para visualização. É possível que o encontro das áreas do percentil 5% e 95% acabe por ter resultados mais interessantes quando testados em ambientes reais.

Pode-se observar na **Figura 51** e **Figura 52** que o percentil dominante está relacionado com a altura dos utilizadores. Pois os dispositivos não podem estar numa altura muito elevada para o percentil 5%, para que não atrapalhe seu campo de visão, e ao mesmo tempo não pode estar colocado muito abaixo do campo de visão, já que o percentil 95% já realiza uma flexão de 20° no pescoço.

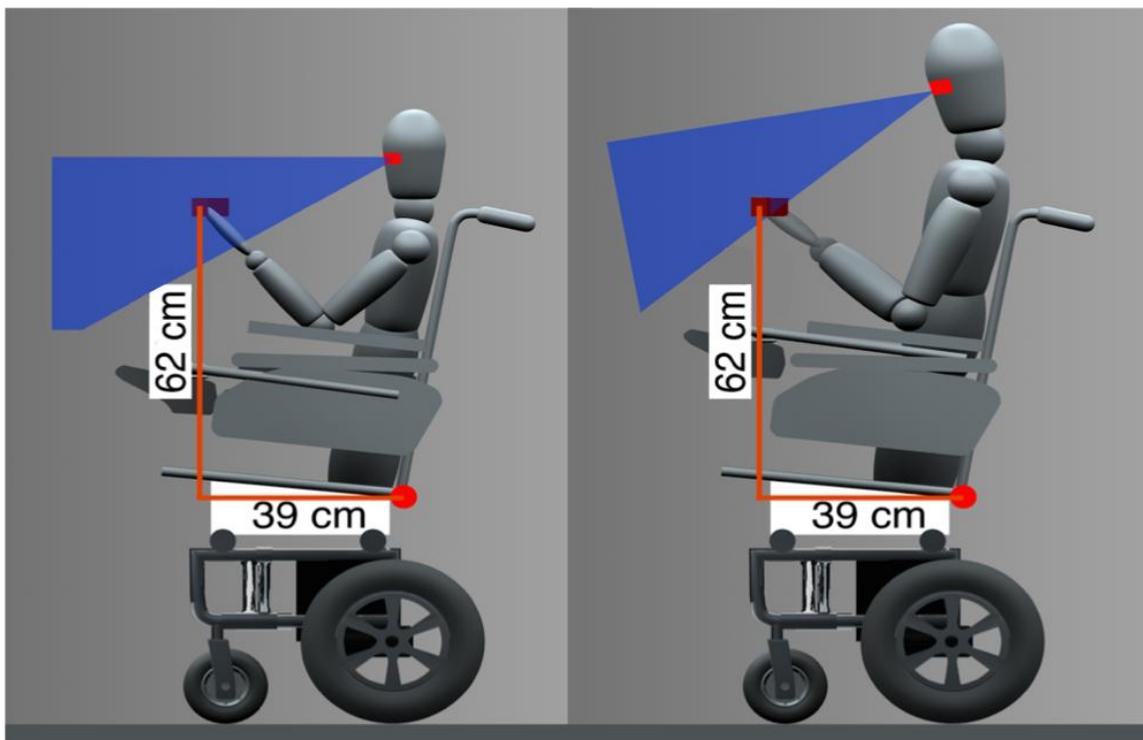


Figura 51 - Vista Lateral, Área de Posicionamento do Percentil 5% e 95%

Fonte: Arquivo Pessoal

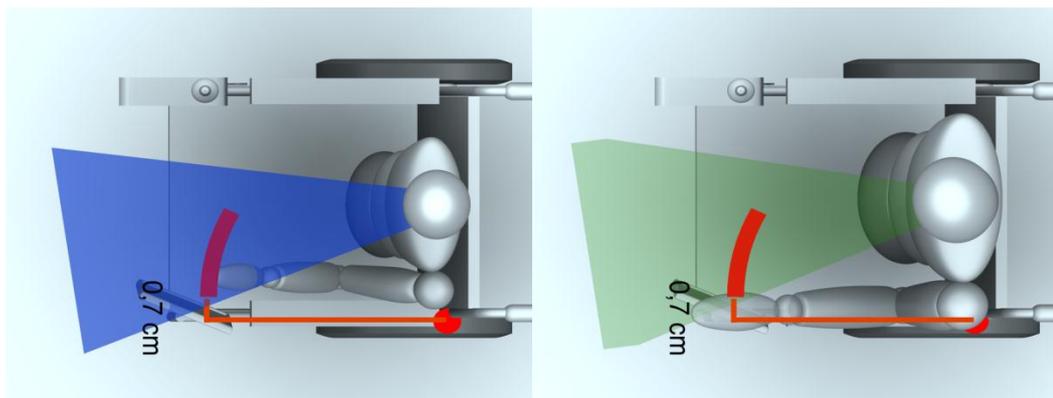


Figura 52 - Vista Superior, Área de Posicionamento Ideal para o Percentil 5% e 95%

Fonte: Arquivo Pessoal

Entre os braços, o percentil dominante é o 5%, pois mesmo com suas distâncias menores, o percentil 95% continua com o apoio de braço e confortável. No entanto, isto não é o que acontece com o percentil 5%, que quando quiser utilizar o ecrã vai ter que levemente tirar o braço do apoio, para de seguida retornar para a zona de conforto. Como o ecrã da IntellWheels tem mais a função de informar o utilizador (output) e não tanto receber comandos dele (*input*), sua componente principal é de transmitir a informação ao utilizador, por isso teve-se uma preocupação acrescida com a visão óptima. Desta maneira acaba por favorecer os aspectos relacionados com a segurança, evitando que o utilizador sinta fadiga devido ao mau posicionamento dos dispositivos.

Através da antropometria estática foi possível observar o controlo tradicional da IntellWheels que está bem adaptado aos dois percentis, tanto 5% quanto 95%, é de fácil utilização, não necessitando de grandes alterações, conta com uma inclinação de 10° que auxilia para visualizar as opções seleccionadas. É considerado um dos controlos mais simples, no entanto aqui muito bem adaptado ao utilizador.

Os ângulos relativamente ao ecrã actual também deverão ser alterados devido ao mau posicionamento. E desta forma melhorar sua visualização, e evitar reflexos.

O posicionamento dos dispositivos pode ser realizados nos dois lados, tanto no esquerdo, como no direito, vai depender da preferência do utilizador.

Apesar dos testes realizados em ambientes de laboratório, é extremamente importante realizar a validação destes dados através de novos testes com o posicionamento sugeridos através dos valores encontrados pelos resultados no modelo 3D. A seguir vai ser apresentado como foram realizados os novos testes e seus resultados.

5.5.1 Procedimento para a Validação dos Resultados

Esta etapa do projecto tem como objectivo ajustar e validar o trabalho realizado num ambiente virtual, através de mais testes com utilizadores reais. De seguida vai ser apresentado o procedimento realizado para esta validação e seus possíveis ajustes entre os testes realizados em ambiente virtual e o ambiente real.

Para reproduzir a distância ideal encontrada no modelo 3D, foi idealizada uma estrutura em alumínio com encaixes de plástico e uma base em madeira, como mostra as **Figura 53**. A vantagem de utilizar este tipo de estrutura é esta permitir ajustar a distância e a altura.

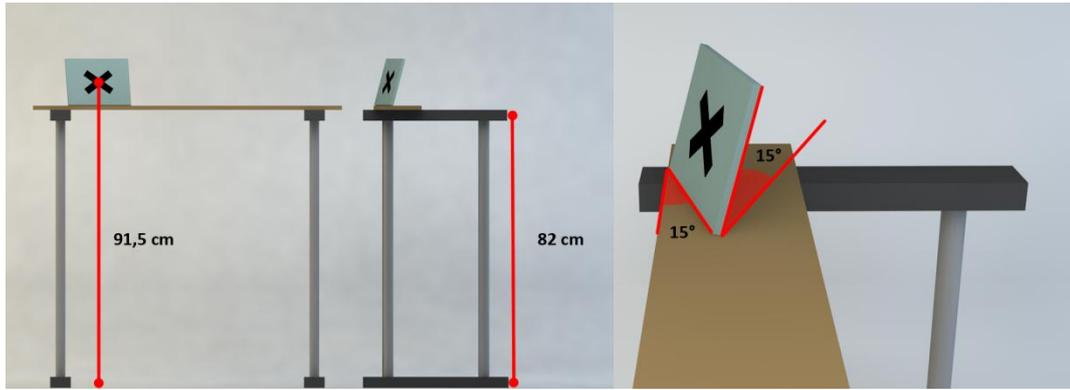


Figura 53 - Vista Frontal e Lateral da Estrutura para Testes

Fonte: Arquivo Pessoal

Em relação aos registos dos testes foi utilizada uma câmara fotográfica Panasonic LUMIX DMC-TZ18 em duas posições distintas, através do posicionamento de dois tripés, o primeiro colocado na parte lateral da cadeira a exactamente um metro e cinquenta e sete centímetros de distância, e a uma altura de sessenta e cinco centímetros, e o outro, colocado na parte frontal da cadeira com a distância de um metro e vinte e um centímetros e com a mesma altura de sessenta e cinco.

Com o intuito de que os objectos que fizeram parte dos testes não alterassem de posição, foram realizadas marcas no chão com fita-cola, tanto para marcar cada perna do tripé, como também a cadeira de rodas, como mostra a **Figura 54**. É importante ressaltar que a cadeira de rodas utilizada é a cadeira que faz parte do projecto IntellWheels.

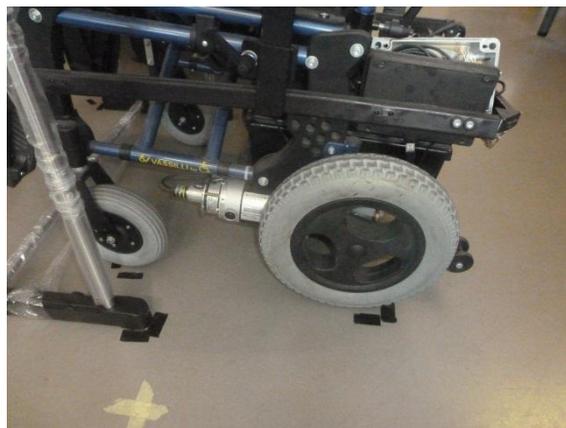


Figura 54 – Marcações da Cadeira de Rodas

Fonte: Arquivo Pessoal

A *Tablet* e a base em madeira foram presas a estrutura em alumínio para que permanecessem imóveis durante os testes. Na frente da *Tablet* foi colocada uma folha em branco com uma marcação para indicar o centro do ecrã (**Figura 55**).

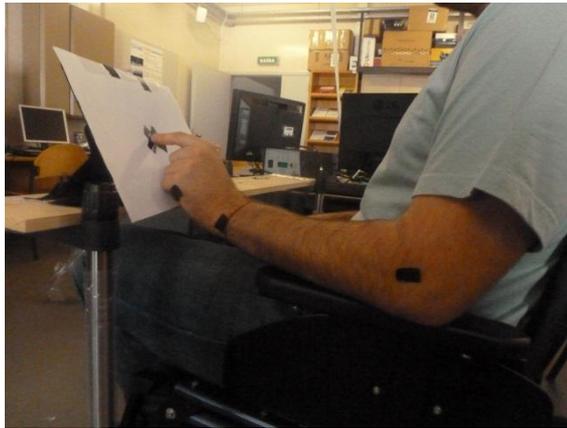


Figura 55 - Indicação do Centro da *Tablet*

Fonte: Arquivo Pessoal

Este teste de validação foi realizado com dez participantes escolhidos do primeiro teste, cinco do sexo masculino, e cinco do sexo feminino. Entre os cinco participantes do sexo masculino estava um representante do percentil 95%, e entre os participantes do sexo feminino estava uma representante do percentil 5%, as medidas podem ser encontradas na **Tabela 2** e na **Tabela 3**.

Nesta validação foi realizado um teste semelhante ao realizado na análise da actividade real, porém foi dividido em duas partes, na primeira foi pedido ao participante que, com o dedo indicador, tocasse a marcação colocada no centro do ecrã, e ao mesmo tempo, posicionasse a cabeça como se estivesse a olhar para o dispositivo, para assim poder ser registado o esforço realizado. Na segunda parte foi pedido ao participante que utilizasse a *Tablet* durante aproximadamente cinco minutos, e após isso foram feitas perguntas relativas ao conforto ou incómodo que poderiam ter ocorrido pela posição do ecrã como demonstrado na **Figura 56** e **Figura 57**.

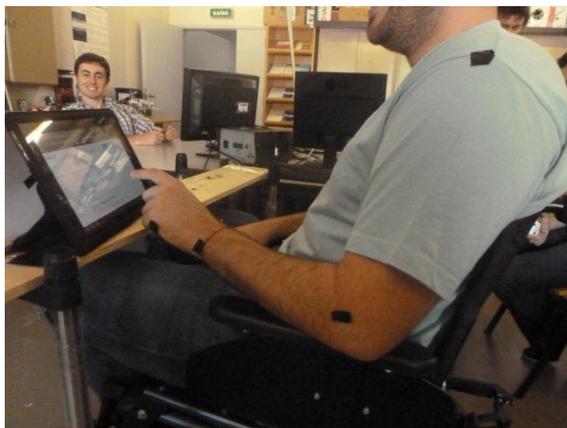


Figura 56 - Utilização na *Tablet*

Fonte: Arquivo Pessoal

Observou-se que os participantes não precisaram utilizar o braço contrário onde estava posicionado o ecrã (**Figura 58**), não sendo necessário realizar novas medidas antropométricas, pois os participantes já tinham participado no teste anterior.

Procurou-se representar as dimensões encontradas no modelo 3D, porém foi encontrado um problema relacionado com a altura, muito bem aceite para o percentil masculino 95%, mas mal adaptado ao resto dos utilizadores. O maior problema é que o restante dos percentis não permanecia com o braço na área de descanso, causando um esforço desnecessário. Desta forma foram feitas algumas modificações para abranger o restante da população.



Figura 57 - Segundo Teste de Antropometria Dinâmica

Fonte: Arquivo Pessoal

5.5.2 Novas Medidas

Os testes realizados em ambiente virtual permitiram encontrar a altura de 108,7 centímetros, no entanto alguns factores tiveram variações em relação ao ambiente real. A forma como se imaginava que os participantes iriam utilizar a *Tablet* não foi de encontro à dos modelos em 3D, por isso a altura foi reduzida a 91,5 centímetros.

O ponto inicial está relacionado a forma de apoiar o braço, onde todos os utilizadores que realizaram os testes, tinham como acção comum deixar os braços apoiados enquanto utilizavam a *Tablet*, mesmo que isso exigisse um esforço extra. Outra questão é que os utilizadores preferiam utilizar a *Tablet* cerca de dezassete centímetros a menos de altura do que o modelo virtual, a justificativa foi que preferiam movimentar um pouco mais os olhos e manter o braço apoiado do que o inverso, desta forma foi alterada a altura e novamente efectuado o teste, com a posição mais indicada decorrente ao percentil que se escolheu trabalhar, neste caso 95%. Devido ao esforço em relação a flexão de pescoço e ao ângulo de visão como mostra a **Figura 58** e a **Figura 59**.

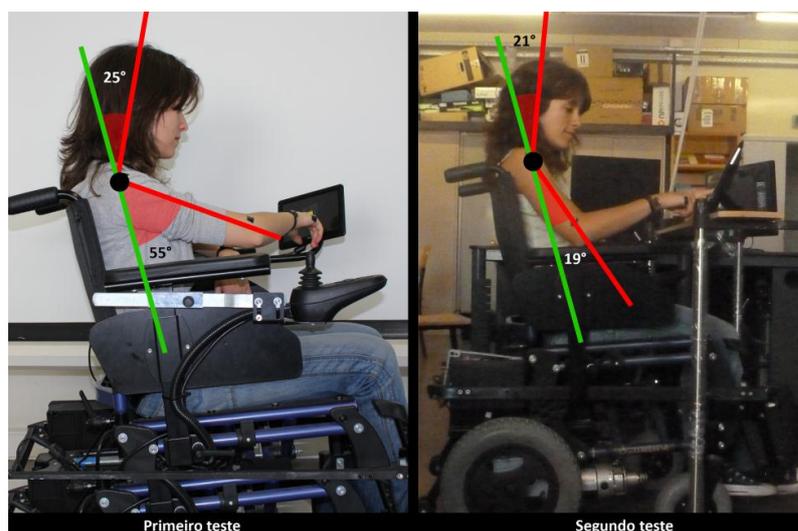


Figura 58 - Comparação entre Primeiro e Segundo Teste Realizado para o Percentil 5%

Fonte: Arquivo Pessoal

Na **Figura 58** que representa o percentil 5%, pode-se notar a melhoria significativa na flexão de ombro, onde que no primeiro teste realizado teve 55° que é considerada uma postura que está em uma zona de atenção, para 19° , considerada uma zona de postura ideal. A flexão de pescoço saiu também de uma zona de atenção para entrar dentro de uma zona aceitável. A abdução e adução de ombro estão dentro da zona ideal, assim como a inclinação de coluna e de pescoço.

Já na **Figura 59**, que representa o percentil 95%, as melhorias situam-se principalmente na flexão do pescoço. Enquanto que no primeiro teste realizado esta flexão foi de 35° , que é considerada uma postura que está em uma zona de atenção, neste teste passou para 22° , considerada uma zona de postura aceitável. A flexão de ombro saiu também de uma zona de atenção para entrar dentro de uma zona de postura ideal. A abdução e adução de ombro estão dentro da zona ideal, assim como a inclinação de coluna e a inclinação de pescoço.

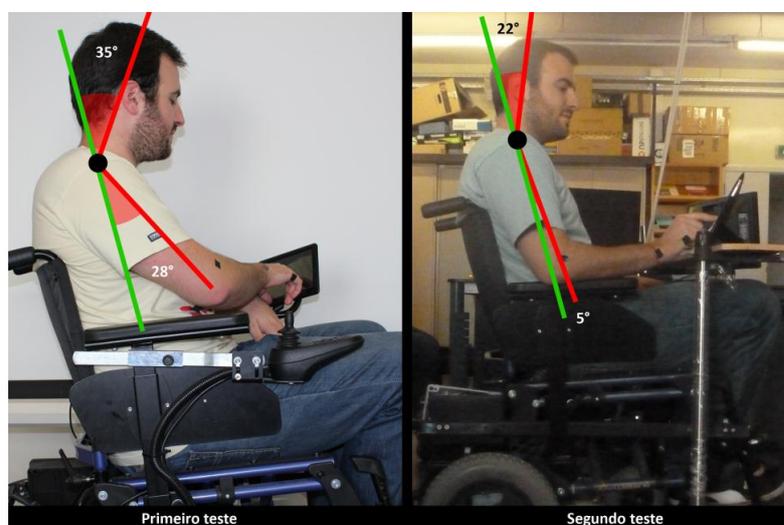


Figura 59 - Comparação entre Primeiro e Segundo Teste Realizado para o Percentil 95%

Fonte: Arquivo Pessoal

Depois de obtidos os resultado dos testes com utilizadores reais, estes foram novamente aplicados ao ambiente virtual, mas neste momento não com o intuito de validar os resultados, mas sim de facilitar a apresentação gráfica dos dados obtidos nos testes. Tendo em consideração o ângulo óptimo de visão e ângulos de esforço já anteriormente apresentados, é demonstrado na Figura 60 a área de trabalho de cada um dos percentis e desta forma, reconhecer os extremos de cada e assim adaptar a posição da melhor maneira possível.

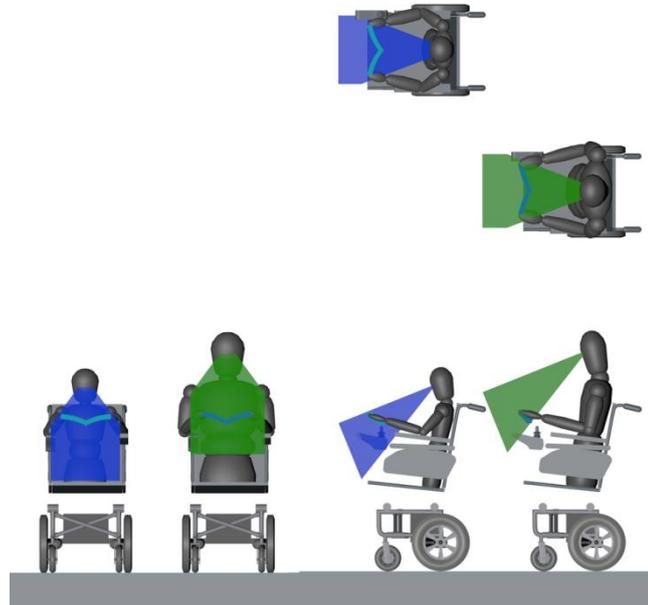


Figura 60 - Área de Trabalho com a Tablet e Ângulo de Visão

Fonte: Arquivo Pessoal

Reconhecendo as áreas ideais para o percentil 5% e 95%, estas foram colocadas uma sobre a outra para identificar suas diferenças e assim encontrar um posicionamento ideal para ambos os casos. Além desta posição ideal, foram também acrescentadas medidas para o posicionamento de dispositivos nesta área. A linha indicada de cor verde representa o centro do ecrã ou da *Tablet* para o percentil 5%, e a linha azul indica o percentil 95%, tanto do lado esquerdo quanto do direito (**Figura 61**). Outro importante aspecto refere-se à área total da cadeira de rodas, pois se o dispositivo usado for uma *Tablet*, a mesma não irá interferir com a área de movimentação da cadeira, pois o dispositivo tem sua área dentro do “para-choque invisível” criados através dos sensores da IntellWheels.

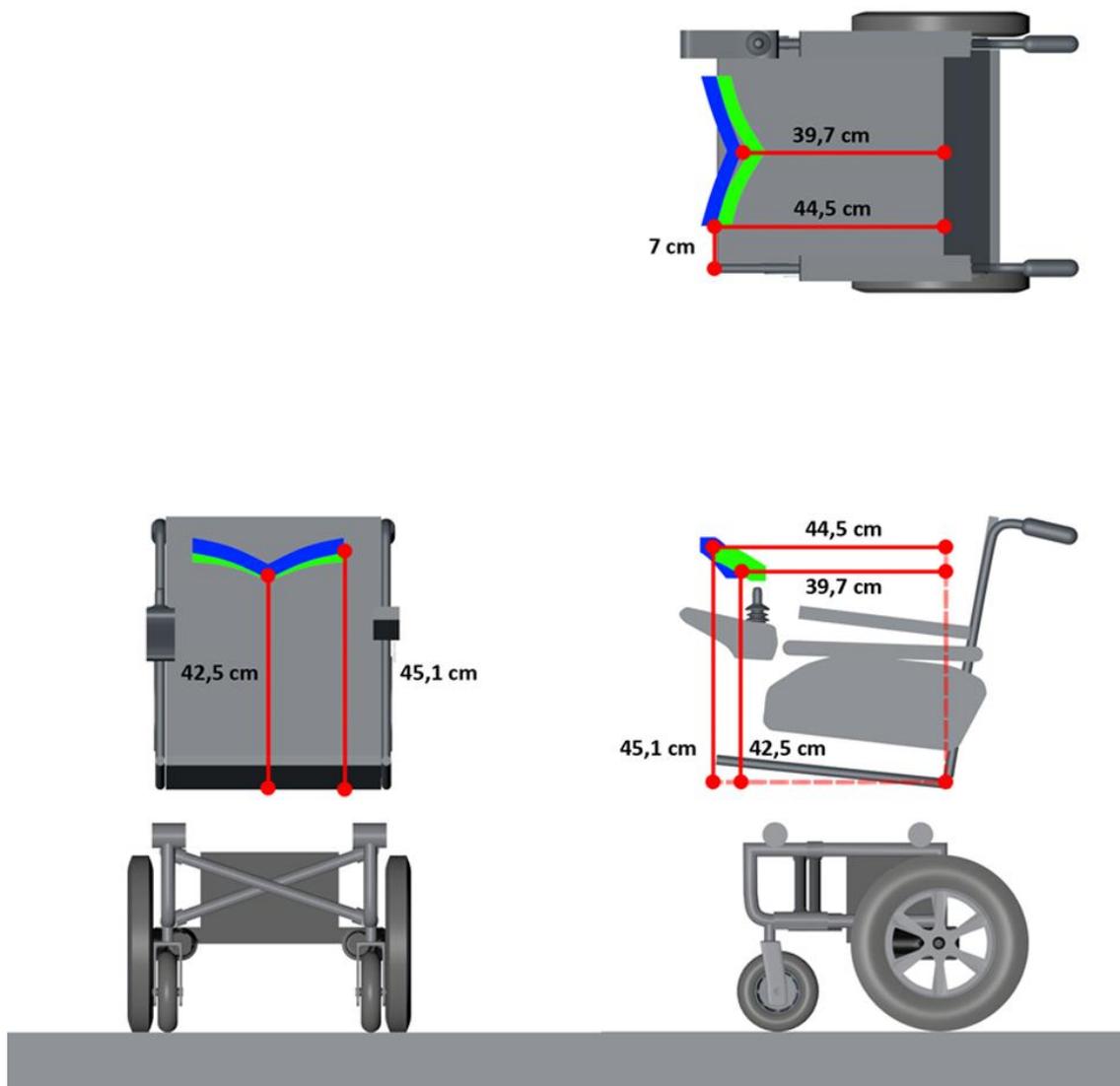


Figura 61 - Medidas para o Posicionamento de Dispositivos

Fonte: Arquivo Pessoal

5.5.3 Aplicação no Projecto

Em relação aos seus dispositivos, deixam-se as seguintes sugestões para a melhoria do projecto IntellWheels:

- Controlo tradicional

Permanece o mesmo controlo por sua robustez, facilidade de uso e estar adequado tanto para o percentil 5% como 95%.

- Sensor de movimento de cabeça, microfone e *feedback* auditivo

Deve -e tornar apenas um único dispositivo, e que tenha ligação *Bluetooth*, no caso um auricular que tenha adaptado um acelerómetro (sensor que pode reconhecer os movimentos de cabeça). Essas modificações pretendem não só transmitir maior satisfação ao utilizar o movimento de cabeça como controlo, mas também permitir escutar algum tipo de informação

vinda do ecrã, que seja dedicada apenas ao utilizador da cadeira, preservando-o desta forma. O *Bluetooth* é para evitar desconforto com cabos conectados e melhorar também a liberdade dos movimentos do utilizador (**Figura 62**).



Figura 62 - Auriculares *Bluetooth*

Fonte: (One Direct, 2011; Sony Ericsson, 2011)

- *Tablet* com câmara

Além de diminuir um dispositivo, o computador, a *Tablet* é um dispositivo leve, fino e esteticamente agradável e por isso acaba por motivar o utilizador a usar a *IntellWheels*. Esta passa a ser uma cadeira q oferece inúmeras possibilidades em relação às suas aplicações. Adicionalmente, esta tem ainda agregado uma câmara que permite que o utilizador converse com pessoas dentro ou fora do ambiente hospitalar, gerando uma proximidade com a cadeira *IntellWheels* (**Figura 63**).



Figura 63 - *Tablets*

Fonte: (Asus, 2011; Apple, 2011; Fnac, 2011)

- Câmara traseira e sensores

A câmara traseira faz parte do processo de localização da cadeira de rodas, no entanto é o dispositivo pequeno colocado atrás do assento, sendo desta forma um dispositivo muito discreto. Os sensores ficam ao redor da cadeira e podem ser aplicados em uma base de polímero injectado para ser uma estrutura única e discreta, já que estes se fazem necessários para que a IntellWheels reconheça as distâncias entre os objectos e possa desviar.

6 Conclusões

O objectivo principal deste trabalho foi o de determinar o posicionamento dos hardware numa cadeira de rodas inteligentes denominada IntellWheels, para que esta transmitisse segurança, facilidade e fiabilidade durante o seu uso no período hospitalar. Com base na pesquisa realizada neste estudo, é notória a necessidade da preocupação com o posicionamento dos dispositivos aqui referidos.

Através da recolha dos dados ergonómicos e testes com utilizadores reais num ambiente virtual foi possível obter dados de referência para construir a primeira ideia do sítio ideal para cada dispositivo. Com os resultados obtidos nestes testes iniciais, foi feita a modelação de dois bonecos em modelo virtual que referenciam os percentis 5% e 95%, e então pôde-se classificar estas medidas iniciais como viáveis ou não.

Com os resultados testados em ambiente virtual, foi realizado um novo conjunto de testes onde se identificaram erros durante o processo, relacionados com a maneira de como o utilizador iria utilizar o *Tablet*, em que se percebeu que o mesmo preferia manter o braço apoiado e se necessário olhar um pouco mais para baixo, ao invés de ter o *Tablet* posicionando mais acima. A aplicação destes modelos em 3D acabaram por diminuir as chances de erros com utilizadores reais, poupando tempo e prevendo situações como equívocos na medida do posicionamento dos dispositivos. O ambiente virtual auxiliou bastante no processo, apesar de não ter substituído testes com utilizadores reais, pois não se pode prever com total certeza qual o tipo de comportamento entre os participantes.

Os dados comparativos entre o primeiro e o segundo teste realizados comprovaram resultados melhores que o esperado, evidenciando uma melhoria significativa entre os percentis, podendo desta maneira ser aplicado à maior parte da população Portuguesa.

Outro aspecto interessante é que apesar do estudo se ter centrado numa cadeira de rodas, isso não impede que os resultados obtidos com esta dissertação sejam aplicados a uma cadeira convencional, visto que se focaram na posição sentada e os indivíduos utilizados nos testes não tinham nenhum tipo de deficiência. Em todo o caso, é importante ressaltar que para comprovar realmente esta hipótese seria necessário aplicar as posições encontradas nesta dissertação em cadeiras de modelos diferentes e fazer novos testes para confirmação e adequação dos dados.

Em relação aos outros dispositivos mencionados na dissertação, os mesmos poderão ser validados na fase final do projecto IntellWheels, etapa esta que contará com a arquitectura física da cadeira completamente definida.

6.1 Contributos

O principal contributo para o projecto IntellWheels foi a identificação do posicionamento do dispositivo de input que permite o maior conforto ao utilizador da cadeira. Adicionalmente, procurou-se perceber como poderia ser diminuída a resistência inicial à utilização de uma cadeira de rodas, geralmente vista pelos utilizadores como negativa. Finalmente, este projecto procurou tornar a cadeira de rodas mais atrativa com as sugestões de dispositivos como por exemplo o *Tablet*, que serve como elemento motivador para os utilizadores.

6.2 Trabalhos Futuros

- Validar os dispositivos propostos no trabalho.
- Desenvolver sistema em 3D, em tempo real, onde se colocam características da pessoa e automaticamente se cria um avatar, através do qual seja possível verificar medidas de antropometria estática e dinâmica.
- Realizar novos testes com resultados obtidos em cadeiras e/ou poltronas com o intuito de validar posicionamentos para aplicação de dispositivos.

Referências

- Adaptive Switch Laboratories, Inc. (2004). *Adaptive Switch Laboratories*. Retrieved 04 20, 2010, from ASL Product Catalog: <http://www.asl-inc.com/catalog>
- Advanced Driving Systems, Inc. (2003). *Driving Controls: Advanced Driving Systems, Inc.* Retrieved 4 21, 2010, from Advanced Driving Systems, Inc. : <http://www.advanceddrivingsystems.com/>
- Andrade, M. J., & Gonçalves, S. (2007). *Lesão Medular Traumática* (Vol. 20). Porto: Acta Med Port.
- Apple. (1 de Janeiro de 2011). *Apple: Ipad*. Obtido em 17 de Agosto de 2011, de Apple: <http://www.apple.com/ipad/>
- Ardigo, J. M. (2007). *Quando as dificuldades trazem a solução*. Cascavel: Tuicial.
- Arezes, P., Barroso, M., Cordeiro, P., & Costa, L. (2006). *Estudo Antropométrico da População Portuguesa*. Lisboa: ISHST.
- Asensio, N. (1 de Janeiro de 2007). *The history of*. Obtido em 26 de Março de 2011, de <http://www.thehistoryof.net>: <http://www.thehistoryof.net/history-of-wheelchairs.html>
- ASIA - American Spinal Injury Association. (2008). *ASIA Store - Publications: ASIA*. Retrieved 04 17, 2010, from ASIA - American Spinal Injury Association: <http://www.asia-spinalinjury.org/>
- Associação Brasileira de Ergonomia. (2010). *O que é ergonomia: Associação Brasileira de Ergonomia*. Retrieved 07 27, 2010, from Associação Brasileira de Ergonomia: <http://www.abergo.org.br/index.php>
- Associação Portuguesa de Ergonomia. (2007). *Ergonomia: Associação Portuguesa de Ergonomia*. Retrieved 07 27, 2010, from Associação Portuguesa de Ergonomia: <http://www.apergo.pt/index.php>
- Asus. (1 de Janeiro de 2011). *Asus: Início: Eee: Eee Pad: Eee Pad Transformer TF101*. Obtido em 2011 de Agosto de 17, de Asus: http://pt.asus.com/Eee/Eee_Pad/Eee_Pad_Transformer_TF101/
- Bourhis, G., & Agostini, Y. (1998). The Vahm Robotized Wheelchair: System Architecture and Human-Machine Interaction. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*.
- Braga, R., Petry, M., Reis, P. L., & Moreira, A. P. (2008, July 21). Platform for Intelligent Wheelchairs Using Multi-Level Control and Probabilistic Motion Model. *Controlo 2008 - 8th Portuguese Conference on Automatic Control*, 833-838.
- Bromley, I. (2006). *Tetraplegia and Paraplegia A Guide for Physiotherapists* (Vol. 6). Philadelphia: Elsevier.
- Chaffin, D. B., Andersson, G. B., & Martin, B. J. (1999). *Occupational Biomechanics*. New York: John Wiley & Sons.
- CIPA. (1 de Janeiro de 2009). *CIPA: dicas de saúde*. Obtido em 16 de Abril de 2011, de CIPA: <http://www.eca.usp.br/cipa/lerdort.htm>
- Costa, V. S., & Melo, M. R. (2005). *Efeito do uso da cinta abdominal elástica na função respiratória de indivíduos lesados medulares na posição ortostática*. Ribeirão Preto: Dissertação (Mestrado) - Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto.

- Council of Europe . (2002, 04 22-26). *Parliamentary Assembly: Council of Europe* . Retrieved 07 26, 2010, from Towards concerted efforts for treating and curing spinal cord injury: <http://assembly.coe.int/Documents/WorkingDocs/doc02/EDOC9401.htm>
- Defino, H. L. (1999). *Trauma Raquimedular*. Riberão Preto: Universidade de São Paulo.
- Disability History Museum's. (2001). *Library: Disability History Museum's*. Retrieved 04 20, 2010, from Disability History Museum's: <http://www.disabilitymuseum.org/>
- European Communities. (2001). *Disability and social participation in Europe*. Brussels, Luxembourg: EUROSTAT.
- Faculdade de Comunicação-UFBA. (2001). *Mitos on-line: Faculdade de Comunicação-UFBA*. Retrieved 06 07, 2010, from Deuses Hefesto: http://www.facom.ufba.br/com112_2000_1/mitos/hefesto.htm
- Fnac. (1 de Janeiro de 2011). *Fnac: Informática: Tablets Android*. Obtido em 17 de Agosto de 2011, de Fnac: <http://www.fnac.pt/HTC-Flyer-3G-32GB-Computador-Portatil-Tablet/a366836?SID=af65d69b-4384-6df3-8968-7ea9e57fec09&UID=0C0A7681F-45F4-F9FF-0B98-4660E577043A&Origin=GOOGLE&OrderInSession=1&TTL=100320120708&PID=22443>
- Gonzalez , J., Muæoz, A., Galindo, C., Fernandez-Madrigal, J., & Blanco, J. (2006). A Description of the SENA Robotic Wheelchair. *IEEE MELECON*, 16-19.
- Grandjean, E., & Kroemer, K. H. (2009). *Fitting the Task to the Human A Textbook of Occupational Ergonomics*. London: Taylor & Francis.
- Guérin, F., Laville, A., Daniellou , F., & Kerguelen, A. (2001). *Compreender o trabalho para transformá-lo*. São Paulo: Edgard Blucher.
- Gusoto. (12 de June de 2011). <http://www.flickr.com>. Obtido de <http://www.flickr.com/photos/gusoto/>: <http://www.flickr.com/photos/gusoto/489090335/sizes/l/in/photostream/>
- Hamagami, T., & Hirata, H. (2004). Development of Intelligent Wheelchair Acquiring Autonomous, Cooperative, and Collaborative Behavior. *2004 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics* (pp. 3225-3530). IEEE.
- Hikari Hospitalar. (2010). *produtos - cadeira de rodas: Hikari Hospitalar*. Retrieved 06 14, 2010, from <http://www.hikarihospitalar.com.br/>
- Hoyer, H., & Hölper, R. (1993). Open control architecture for an intelligent omnidirectional wheelchair. *Proc. 1st TIDE Congress*, (pp. 93-97). Brussels.
- Iida, I. (2005). *Ergonomia Projeto e Produção* (Vol. 2). São Paulo: Editora Blucher .
- Institute of Ergonomics & Human Factors. (2010). *The Library: Institute of Ergonomics & Human Factors*. Retrieved 07 27, 2010, from Institute of Ergonomics & Human Factors: <http://www.ergonomics.org.uk/>
- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. (2000, 01 01). *Downloads - Estatísticas: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística*. Retrieved 07 23, 2010, from IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística: <http://www.ibge.com.br>
- Instituto Nacional de Estatística - Portugal. (2002). *CENSOS 2001 Análise de População com Deficiência*. INE.
- International Ergonomic Association. (2010). *What is Ergonomist: International Ergonomic Association*. Retrieved 07 27, 2010, from International Ergonomic Association: <http://www.iea.cc/index.php>
- Invacare Portugal. (2005). *Catálogos de Produto: Invacare*. Retrieved 06 14, 2010, from Invacare: <http://www.invacare.pt>
- Jarufe, M. S. (2008). *Ergonomia*. São Mateus: CEUNES/UFES.
- Jia, P., Hu, H. H., Lu, T., & Yuan, K. (2007). Head gesture recognition for hands-free control of an intelligent wheelchair . *Industrial Robot: An International Journal*, 60-68.
- Kamenetz, H. L. (1969, 04). A Brief History of the Wheelchair. *Journal of the History of Medicine*, 205-210.

- Lima, J. A. (2004). Bases teóricas para uma Metodologia de Análise Ergonômica. *4º Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces Humano-Tecnologia: Produtos, Programas, Informação, Ambientes Construído*. Rio de Janeiro: PUC-Rio.
- Madarasz, R. L., Heiny, L. C., Crompt, R. F., & Mazur, N. M. (1986). The Design of an Autonomous Vehicle for the Disabled. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, 117-126.
- Magitek Human Interface Drive Controls. (n.d.). *Magitek*. Retrieved 04 21, 2010, from Magitek : <http://www.magitek.com/>
- Marotta, J. T. (2002). *Lesões medulares* (Vol. 10). Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Martens, C., Ruchel, N., Lang, O., Ivlev, O., & Graser, A. (2001). A FRIEND for Assisting Handicapped People. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 57-65.
- Martins, F., Freitas, F., Martins, L., Dartigues, J. F., & Barat, M. (1998). Spinal cord injuries - Epidemiology in Portugal's central region. *Spinal Cord*, 36, 574-578.
- Maynard et al. (1997). *Internacional Standarts for Neurology for Classification of SCI Revised 2002*. American Spinal Injury Association - ASIA.
- Miller, D. P., & Slack, M. G. (1995). Design and Testing of a Low-Cost Robotic Wheelchair Prototype. *Autonomous Robots*, 77-88.
- Minkel, J. L. (2000, July). Seating and Mobility Considerations for People With Spinal Cord Injury. *Physical Therapy*, 80(7), 701-709.
- National Spinal Cord Injury Statistical Center . (2009). *Annual Report for the Spinal Cord Injury Model Systems0* . Birmingham, Alabama , Estados Unidos da America: National Spinal Cord Injury Statistical Center .
- Nisbet, P. D. (2002). Who's intelligent? Wheelchair, driver or both? *Conference on Control Applications* (pp. 760-765). Glasgow: IEEE International.
- One Direct. (1 de Janeiro de 2011). *One Direct: Auriculares Telemóvel*. Obtido em 17 de Agosto de 2011, de One Direct: <http://www.onedirect.pt/fr/acess-telemoveis/auriculares-telemovel?gclid=CKv17ZTX76oCFYUMfAodVWhtPg>
- Órgãos do Ministério Público do Trabalho. (2001). *Doutrina: Ministério Público do Estado do rio Grande do Sul*. Retrieved 06 12, 2010, from A INSERÇÃO DA PESSOA PORTADORA DE DEFICIÊNCIA E DO BENEFICIÁRIO REABILITADO NO MERCADO DE TRABALHO: <http://www.mp.rs.gov.br/dirhum/doutrina/id250.htm>
- Ortopedia Carlita. (2010). *Cadeira de rodas: Ortopedia Carlita*. Retrieved 06 14, 2010, from Grupo Carlita Ortopedia - calçado: <http://www.ortopediacarlita.com.pt/>
- Pacheco, K. M., & Alves, V. L. (2007). *A história da deficiência, da marginalização à inclusão social: uma mudança de paradigma* (Vol. 14). São Paulo: ACTA FISIATR.
- Parikh, S. P., Jr., V. G., Kumar, V., & Jr., J. O. (2005). Usability Study of a Control Framework for an Intelligent Wheelchair . *International Conference on Robotics and Automation* (pp. 4745-4750). Barcelona: IEEE.
- Paulo, F. d. (1 de Janeiro de 2008). *Equilíbrio online*. Obtido em 16 de Abril de 2011, de Folha online: http://www1.folha.uol.com.br/folha/equilibrio/ler-perguntas_respostas.shtml
- Permobil. (2010). *Products: Permobil*. Retrieved 04 21, 2010, from Permobil Sistemas Eletrônicos : <http://www.permobil.com/Portugal/Products/>
- PG Drives Technology. (2009). *Products: PG Drives Technology*. Retrieved 04 21, 2010, from PG Drives Technology Driving Innovations for a Better Quality of Life: <http://www.pgdt.com/default.html>
- Pride Mobility Products Corporation. (2010). *Quantun Rehab: Pride Performance Mobility* . Retrieved 4 21, 2010, from Pride Performance Mobility : <http://www.pridemobility.com>
- Rico, J. F. (2007, 11 26). *hp tx1270ep*. Retrieved 07 30, 2010, from Joao Rico: <http://pessoa.fct.unl.pt/jfr17488/weblog/2007/09/23/hp-tx1270ep/>
- Santos, L. C. (2000). *Re dimensionando limitações e possibilidades: a trajetória da pessoa com lesão medular traumática*. São Paulo, São Paulo, Riberão Preto: Tese (Doutorado) – Escola de Enfermagem de Riberão Preto, Universidade de São Paulo.
- Sasaki, R. K. (2003). *Como chamar as pessoas que têm deficiência?* São Paulo.

- Sawatzky, B. (1 de Janeiro de 2006). *Wheeling in the New Millennium: The history of the wheelchair and the driving forces in wheelchair design today*. Obtido em 14 de Março de 2011, de WheelchairNet: http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Sawatzky/WC_history.html
- Silva, O. M., & Del'Acqua, R. J. (n.d.). *Cadeiras de rodas e sua evolução histórica*. Retrieved 04 16, 2010, from Faster Centro de Referências: <http://www.crfaster.com.br/Cadeira%20Rodas.htm>
- Simpson, R. C., Levine, S. P., & Bell, D. A. (1998). NavChair: An Assistive Wheelchair Navigation System with Automatic Adaptation. *Springer-Verlag Berlin Heidelberg*, 235-255.
- SMA. (1 de Janeiro de 2009). *Boletins e artigos especiais - Você sabe o que é LER/Dort?* Obtido em 16 de Abril de 2011, de Serviços em Medicina e Segurança Ocupacional: http://www.sma.med.br/artigos/artigo_06.html
- Sony Ericsson. (1 de Janeiro de 2011). *Sony Ericsson: Produtos e Serviços*. Obtido em 17 de Agosto de 2011, de Sony Ericsson: <http://www.sonyericsson.com/cws/products/accessories/overview/vh110?cc=pt&lc=pt#view=overview>
- Vassilli. (1 de Janeiro de 2008). *Productos*. Obtido em 4 de Setembro de 2010, de Vassilli: <http://www.vassilli.it/pages/es/Vassillier.pdf>
- Veloso, B. (2009, 06 29). *lostonsite's weblog*. Retrieved 07 30, 2010, from lostonsite's weblog: <http://lostonsite.wordpress.com/2009/10/06/cuando-el-foro-se-hace-cultura/>
- Wellmn, P., Krovi, V., & Kumar, V. (1994). An Adaptive Mobility System for the Disabled. *IEEE*, 2006-2011.
- Wilson, A. B. (1992). *Wheelchair: a prescription guide*. Springfield: Charles C Thomas.
- Winslow, C., & Rozovsky, J. (2003). *Effect of spinal cord injury on the respiratory system* (Vol. 82). American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation .
- World Health Organization. (2010). *Health topics: World Health Organization*. Retrieved 04 21, 2010, from World Health Organization: <http://www.who.int/topics/disabilities/en/>

Anexo A: Evolução das cadeiras de rodas

Em seguida são apresentadas algumas imagens publicitárias a respeito das cadeiras de rodas antigas.



Courtesy of the Robert Bogdan Collection



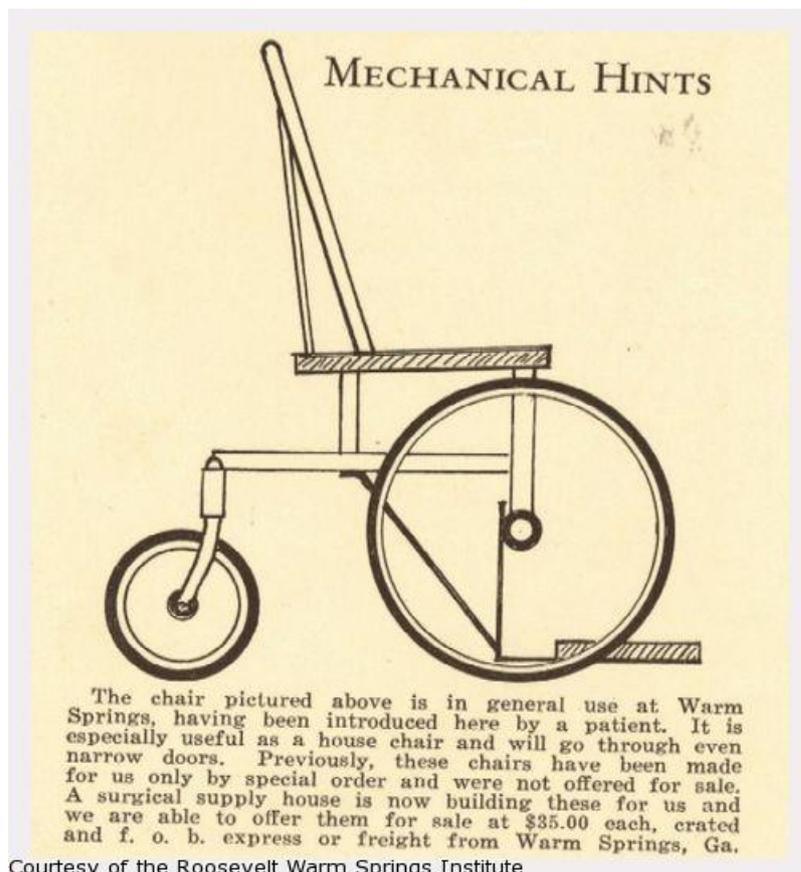
Courtesy of the Robert Bogdan Collection



Courtesy of the Robert Bogdan Collection



Courtesy of the Robert Bogdan Collection



Courtesy of the Roosevelt Warm Springs Institute

WHEEL CHAIRS

Colson Hospital Equipment is internationally known and will be found in the leading institutions throughout the country including the Georgia Warm Springs Foundation



Built to give the utmost in comfortable, economical service, Colson Wheel Chairs offer a variety of styles and types to meet every condition or disability. Model C-31-B, illustrated, has comfortable, cool, cane filled seat, back and leg rests, also large cushion rubber tires and coil springs for easy riding.

All adjustments of back and leg rests easily and simply operated.

A postal card will bring you our catalog and complete information.

Colson

*"Manufacturers of
Quality Hospital Equipment
for Nearly Half
a Century"*

THE COLSON COMPANY

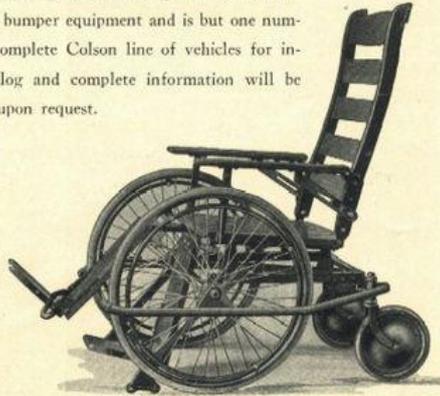
332 CEDAR STREET

ELYRIA, OHIO, U. S. A.

Courtesy of the Roosevelt Warm Springs Institute

» » » WHEEL CHAIRS

should be fitted to the particular ailment or infirmity of the user. Model C-204-B shown has fully adjustable leg rests and back, anti-tipping device, and complete rubber bumper equipment and is but one number of the complete Colson line of vehicles for invalids. Catalog and complete information will be gladly sent upon request.



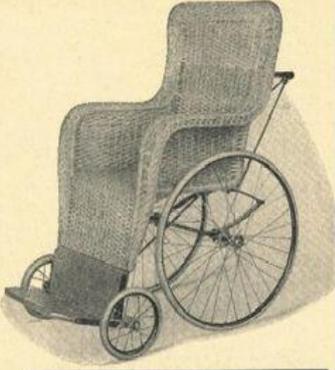
Colson

THE COLSON COMPANY

332 CEDAR STREET

ELYRIA, OHIO, U. S. A.

Courtesy of the Roosevelt Warm Springs Institute



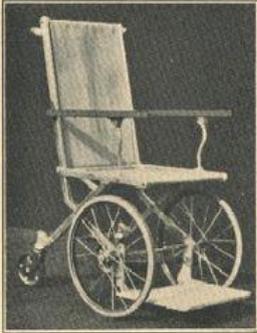
WHEN a wheel chair is required it is either to give a little outing to someone convalescing from an acute illness or else it is wanted for someone who is permanently disabled and the one thing that is vital is the comfort and convenience of the occupant. We have specialized in developing a line of Wheel Chairs to meet every condition of invalidism. A copy of our catalog with prices and complete information will be gladly sent on request.

Anyone may well be proud of the attractive outdoor model illustrated, our No. C-3. Genuine India reed body is designed for comfort and the springs and cushion rubber tires make riding a real pleasure.

THE COLSON COMPANY
 332 CEDAR STREET
 ELYRIA, OHIO

Colson INVALID CHAIRS

Courtesy of the Roosevelt Warm Springs Institute



**The
 McCormick
 Folding
 Chair**

is smart in any company. It has divorced that "hospital" appearance. Trim in silver gray and black, in combines in rare fashion the qualities of good looks, lightness and compactness.

THE ALUMINUM CHAIR
Manufactured by
R. F. McCORMICK
 1509 PARKER AVENUE DETROIT, MICHIGAN

Courtesy of the Roosevelt Warm Springs Institute

A FOLDING CHAIR



This chair was developed by George G. Salmon, Jr., a former patient at Warm Springs.

Weight—25 pounds.
Widths—23" and 26" over all (23" width for persons under 115 pounds and 26" width for persons over 115 pounds).
Wheels—20" in diameter (all wheels ball-bearing).
Caster—In the rear, 4".
(Wheels can be removed in one minute if the chair has to be carried any distance)

PRICE—\$27.50

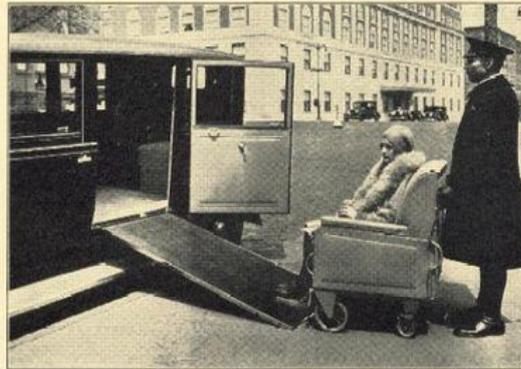
Write for particulars to

GEORGE G. SALMON
417 VALLEY STREET SOUTH ORANGE, N. J.

Courtesy of the Roosevelt Warm Springs Institute

NEW AUTOMOBILE BODY . . . ESPECIALLY DESIGNED FOR INVALIDS — AGED PEOPLE

"Go where you please with comfort and ease"



BARCLAY PORTABLE CHAIR AUTO BODY

Patented U. S. A. and Foreign Countries

WRIGHT BARCLAY, Inventor

The feature of this body is a disappearing ramp under the car floor, between the two side doors, which pulls out on either side of the car and drops down at a gradual incline to the curb of the sidewalk, permitting half of the back seat which is on wheels (as per cut) to be rolled in and out of the car, making a luxuriously upholstered wheel chair. When in the car it completes the back seat and is securely locked in place—no other wheel chair necessary. There are many other features we will gladly describe.

Write for Literature—Demonstration Arranged

BARCLAY PORTABLE CHAIR AUTO BODY CORPN.
55 West 42nd Street, NEW YORK

Courtesy of the Roosevelt Warm Springs Institute

**A
FOLDING
INVALID
CHAIR**

that is
**Comfortable
Convenient
Safe
and
Serviceable**



**All these features are incorporated into our
newest Folding Invalid Chair**



Steel, tubular frame is light and strong and the wicker back and cane filled seat are cool and comfortable. Carrying handles at the back and foot add to its utility. Foot board folds and the entire chair collapses into a compact unit easily carried or wheeled. Ideal for use when traveling. Complete description of this and other models will be gladly sent upon request to

THE COLSON COMPANY
332 CEDAR STREET ELYRIA, OHIO

Courtesy of the Roosevelt Warm Springs Institute

Anexo B: Estado do Design

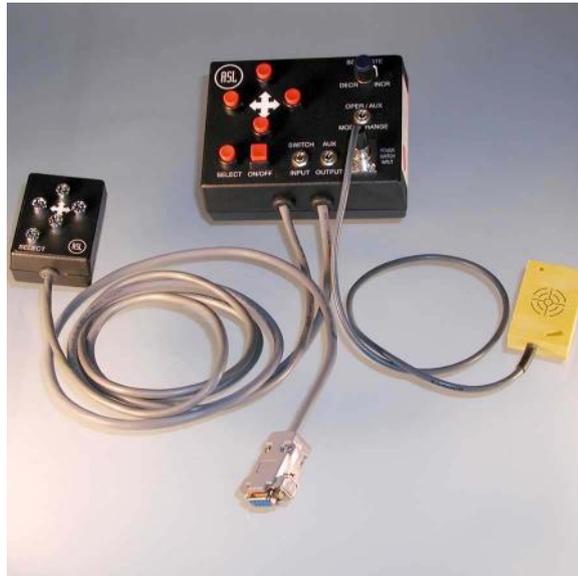
Neste campo da investigação foi realizada uma pesquisa para encontrar produtos relacionados a cadeira de rodas. Para tornar este estudo mais objectivo possível, abaixo das figuras foram colocados três características (excepto nos interruptores) para melhor descrevê-los e evidenciar seu potencial para o desenvolvimento deste projecto. São descritos o nome do produto, sua descrição do uso (como o fabricante ou revendedor descrevia seu uso) e comentários (características que podem ser aplicadas ao decorrer deste projecto).



Nome do produto: ASL Head Array with a 210 Beam Switch

Descrição do uso: permite que a cadeira de rodas seja controlada através dos movimentos da cabeça, também configurável para outros fins, como mudança de página de internet.

Comentários: o facto de não precisar colocar nenhum dispositivo na cabeça do utilizador acaba por facilitar o uso, e a possibilidade de poder configurar os movimentos da cabeça para outras funções acaba também por ser um ponto positivo.



Nome do produto: Communication Modification for Single Switch Scanner ASL101
 Descrição do uso: é um controlo para outros dispositivos, pode fazer a navegação através das setas indicadas, e seleccionar a opção com o botão de selecção.
 Comentários: possui aviso sonoro e luminoso, indica assim o botão usado, funcionamento simples, o tamanho dos botões poderiam ser maiores.



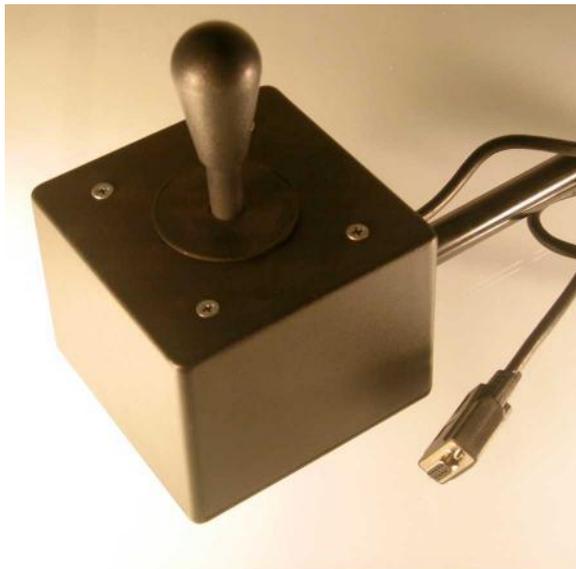
Nome do produto: Proximity Switch Array with Eclipse driving tray for Invacare Electronics
 Descrição do uso: são quatro sensores de proximidade distribuídos na base em forma de “meia-lua”, contem a estrutura para adaptar na cadeira. Um dos sensores já é pré definido como reset ou inversão, agrega controlo a outros dispositivos.
 Comentários: controlo sensível, adaptável e com ajustes de altura, a maior dúvida é como o utilizador vai reconhecer a posição dos sensores, já que não contém área caracterizada no produto.



Nome do produto: Sip N Puff/Stealth Head Array package for Invacare Electronics

Descrição do uso: controlo da cadeira de rodas através do sopro para ir para frente, e da inspiração para ir para trás, direita e esquerda são accionados pelos sensores da cabeça laterais.

Comentários: tem bom cuidado com a segurança do utilizador, é de rápida aprendizagem e contém um filtro para salivas, evitando problemas no equipamento.



Nome do produto: ASL Heavy Duty Non-Proportional "Monster" joystick

Descrição do uso: joystick de controlo desenhado para pacientes com força excessiva.

Comentários: robusto, com a pega de tamanho médio, acaba por facilitar o manuseio, por não ter botões extras evita possíveis tipos de erros.



Nome do produto: ASL Mushroom joystick package

Descrição do uso: Joystick desenvolvido para quem tem bom controlo de ombro e não da mão.

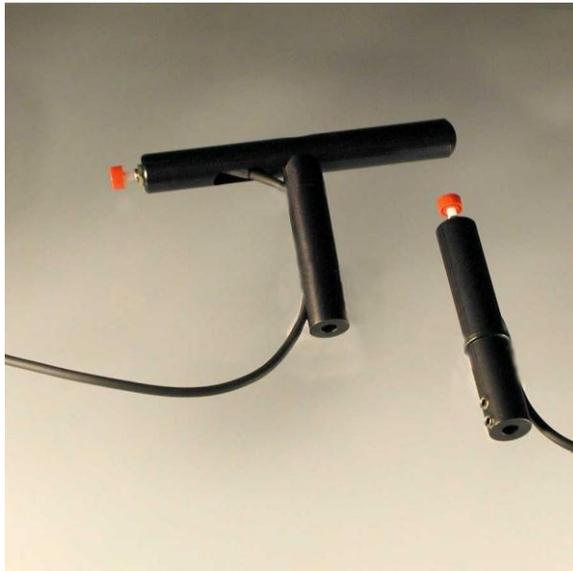
Comentários: com um formato de meio círculo, tem a tendência de ser ergonómico para a palma da mão, aumenta desta forma o nível de precisão da direcção da cadeira de rodas.



Nome do produto: Micro Extremity Control

Descrição do uso: extremamente sensível, para utilizadores sem mão ou pouca movimentação de queixo.

Comentários: sensibilidade apurada, desenhado para movimentos de curto alcance, pega com desenho interessante na parte superior, pronta para o encaixe, e na parte inferior, fina suficiente para o manuseio. Parte superior pode ser alterada devido a melhor adaptação do paciente.



Nome do produto: ASL Joystick Extension 5th Switch

Descrição do uso: projectado para aqueles que desejam fazer a interface com um computador ou dispositivo de comunicação através de emulação de mouse.

Comentários: altura e distância podem ser variada conforme o utilizador, botões accionados por pressão, evitando que um leve toque seleccione uma opção indesejada.



Nome do produto: ASL Adjustable Height Driving Platform Joystick Mount for Prop. Mini Joystick.

Descrição do uso: bandeja única de montagem para aqueles com controle da mão limitada, manejo fino.

Comentário: bandeja com apoio e altura adaptável para a mão, o joystick passa através de um furo diminui a possibilidade de quebra por força excessiva, pois restringe os movimentos.



Nome do produto: ASL 6 Function Big Button Bed Control

Descrição de uso: projectado para aqueles que precisão utilizar uma interface grande botão para o controle de sua cama eléctrica.

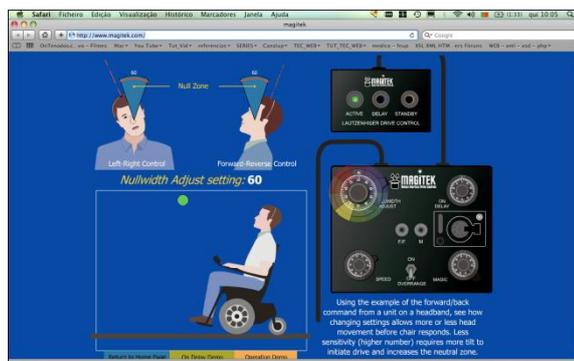
Comentário: tamanho de botões grandes, o que acaba por incluir vários tipos de deficiência, e a descrição do que vai ser movimentado é bem visível. Contudo os botões poderiam conter setas indicativas para auxiliar o processo cognitivo e em relação a Portugal o “UP” (subir) e o “DOWN(descer) estão invertidos de posição, pois os aparelhos electrónicos estão sempre na ordem crescente, do menor para o maior, e não ao contrário.



Nome do produto: Compact Joystick - Dual

Descrição do uso: visualmente semelhante a um joystick comum, entretanto, possui dois controlos, um é a movimentação comum, e o outro é rotação no seu próprio eixo, este último é possível configurar para determinados movimentos da cadeira, como por exemplo inclinação, acaba por ser para utilizadores com maior destreza na mão.

Comentário: o facto de ter duas acções diferentes no mesmo controlo sem precisar alterar para outro, acaba por dinamizar processos, torna-o ágil.



Nome do produto: Magitek Human Interface Drive Controls

Descrição do uso: trata-se de um sensor conectado por um cabo que pode ser adaptado na cabeça, pé ou mão. Trabalha com a inclinação, para o lado que for inclinado, será direção determinada, possui duas interfaces, uma para ajustes como velocidade, grau de inclinação, delay (atraso de resposta), outra são três luzes de alerta, uma para avisar que esta ligada, outra para informar o delay e a última standby.

Comentário: têm grande gama de ajustes para poder abranger um número maior de deficientes, ter a possibilidade de escolher o local do sensor é positivo.



Nome do produto: Joystick Modules – LED

Descrição do uso: é um joystick simultaneamente elegante e ergonômico. As posições dos LEDs e os botões, e as forças que operam para os botões, foram escolhidos para fazer o joystick mais amigável possível. Além disso, LEDs de alta intensidade têm sido utilizados para garantir visibilidade, mesmo a luz mais brilhante. Estão disponíveis em duas versões, com e sem o controle de iluminação, e cada unidade pode controlar assentos, bem como qualquer modo de outro sistema, desde que haja uma exposição adequada.

Comentários: agrega funcionalidade, design e ergonomia, os botões tem símbolos para auxiliar a interpretação, tem leds para indicar que determinado botão esta em uso.



Nome do produto: Joystick Modules - Monochrome LCD/ Joystick Modules - Color

Descrição do uso: os LCDs monocromáticos e coloridos oferecem uma visualização gráfica clara, que é igualmente visível no exterior ou no interior. O tamanho dos gráficos na tela também foi otimizado para torná-los maior possível de modo a reflectir as condições de funcionamento da cadeira de rodas. Texto exibidos são programáveis, ou seja, o Sistema R-net pode se fazer um set-up para atender às exigências do mercado local. Além disso, as posições do ecrã e os botões, e as forças que operam para os botões, são escolhidos para fazer o módulo joystick mais adaptável possível. Estão disponíveis duas versões, com e sem controle da iluminação.

Comentário: este equipamento se torna melhor por existir todas essas possibilidades de pré-configurações, o facto do LCD ser monocromático acaba por auxiliar no contraste, entretanto limita em questões gráficas, problema este já solucionado com o LCD colorido.



Nome do produto: Omni Specialty Control Interface

Descrição do uso: controle de infravermelho como padrão, duas entradas de canais, exibição de ecrã seleccionáveis, interior ou exterior, menu de usuário personalizável, grande, fácil de ler ícones, texto programável pelo usuário compatível com todos os R-net e pode controlar todas as funções powerchair.

Comentário: funciona como um controlo universal em casa e da sua cadeira, uma maneira de agregar vários comandos em um só, para auxiliar na independência do utilizador. Os tamanhos dos botões são pequenos, entretanto pode se adaptar dispositivos de navegação.



1



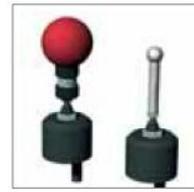
2



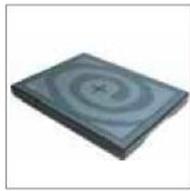
3



4



5



6



7



8



9



10



11



12



13



14



15

1 - Nome do produto: Joystick de controle

Descrição do uso: todas as funções da cadeira de rodas são controladas com o joystick.

Comentário: dois botões de rápido acesso para operações simples, modelo mais básico, se concentra mais no funcional.

2 - Nome do produto: Controlo no tabuleiro

Descrição do uso: joystick integrado com o tabuleiro.

Comentário: aparenta maior segurança e robustez.

3 - Nome do produto: Controlo com os dedos

Descrição do uso: funciona como um joystick de controle que pode ser accionado com um dedo e com o mínimo de esforço.

Comentário: facilidade de manuseio.

4 - Nome do produto: Mini-joystick de controle

Descrição do uso: para controlar a cadeira de rodas é necessário apenas um esforço mínimo efectuado com um dedo ou com o queixo.

Comentário: esforço mínimo com controle do movimentos.

5 - Nome do produto: Joystick de controle ISO

Descrição do uso: extremamente pequeno e sensível que pode ser controlado com mínimos movimentos.

Comentário: esforço mínimo com controle do movimentos.

- 6 - Nome do produto: Controlo com placa
Descrição do uso: trata-se de uma placa plana sobre a qual a própria mão funciona como joystick de controlo proporcional.
Comentário: adaptável com diferentes tipos de deficiência.
- 7 - Nome do produto: Joystick de controlo proporcional para controlo com os pés
Descrição do uso: a cadeira de rodas e eventualmente o ambiente circundante podem ser totalmente controlados através do controlo com os pés.
Comentário: gerar alternativas para outras partes do corpo é uma forma de aumentar o nicho de mercado.
- 8 - Nome do produto: Controlo com o queixo
Descrição do uso: o painel de controlo é montado sobre um apoio que se encontra fixado ao encosto da cadeira.
Comentário: adaptável a utilizadores de diversos tamanhos pela possibilidade da configuração de altura e distância.
- 9 - Nome do produto: Controlo com a cabeça
Descrição do uso: graças à unidade de controlo com a cabeça situado no encosto de cabeça, o utilizador pode controlar a cadeira de rodas através de movimentos com a cabeça.
Comentário: bom controle de movimentação, seguro e de fácil adaptação.
- 10 - Nome do produto: Controlo principal proporcional
Descrição do uso: o controlo principal trata-se de um joystick de controlo que substitui o joystick de controlo proporcional standart.
Comentário: características semelhantes ao controlo com a cabeça.
- 11 - Nome do produto: Controlo por sucção e sopro
Descrição do uso: controlo especial operado pela boca e pelos lábios.
Comentário: filtro de saliva, adaptação de altura e distância, estrutura com aspecto robusto.
- 12 - Nome do produto: Controlo com multi-interruptores
Descrição do uso: podem ser ligados 1, 2, 3, 4 ou 5 interruptores externos como botões para condução ou de controlo.
Comentário: estes interruptores podem ser adaptados para novas funções.
- 13 - Nome do produto: Correção de percurso Gyro
Descrição do uso: ao conduzir a cadeira com controlo através de interruptores, o sistema electrónico Gyro, assegura que a cadeira siga o percurso indicado.
Comentário: segurança, confiança e tranquilidade para percorrer o percurso escolhido.
- 14 - Nome do produto: Caixa Switch
Descrição do uso: com esta Caixa Switch, o utilizador poderá ele próprio mudar de joystick de controlo.
Comentário: autonomia nas escolhas, e a possibilidade de variar o joystick para se adaptar melhor em uma nova situação.
- 15 - Nome do produto: Aquecedor de mãos
Descrição do uso: o aquecedor de mãos produz um fluxo de ar quente constante que mantém as mãos quentes.
Comentário: excelente para ambientes externos com baixa temperatura.

INTERRUPTORES



1



2



3



4



5



6



7

Nos interruptores não terão comentários pois os mesmo são programáveis, não tendo um padrão específico de uso.

1 – Nome do produto: Interruptor Scan Select

Descrição do uso: com uma pequena pressão sobre o interruptor, a função desejada é activada.

2 – Nome do produto: Interruptor Scan Select através do toque

Descrição do uso: através do contacto por toque, a função desejada é activada.

3 – Nome do produto: Botão Buddy

Descrição do uso: funciona como interruptor de funções externas.

4 – Nome do produto: Interruptor plano quadrado 85 mm

Descrição do uso: é accionado por esforço mínimo.

5 – Nome do produto: Interruptor Wafer

Descrição do uso: contem cinco interruptores em uma board.

6 – Nome do produto: Interruptor Cup

Descrição do uso: com formato maior, é activo por pressão e executa a função programada.

7 – Nome do produto: Mini-joystick

Descrição do uso: joystick de controlo com cinco interruptores.



Nome do produto: MagicDrive+

Descrição do uso: controlo para cadeira de rodas com ecrã LED, maior selecção de controlo, ajustes eléctricos da cadeira de rodas, ecrã predefinido, infravermelhos para rato, disponibilidade de uso do lado esquerdo do rato.

Comentário: boa visualização, fácil associação através dos símbolos aplicados na interface, melhora estímulo e resposta.

Nome do produto: MagicDrive+EC com controlo ambiental

Descrição do uso: cadeira de rodas com comunicação e controlo ambiental, ecrã gráfico em LCD, grande selecção de controlos, ajustes eléctricos da cadeira de rodas, infravermelhos para rato e para jogos, disponibilidade de uso para ambos os lados do rato, controlo ambiental disponível, menu audível, gravação e audição de mensagens, controlo de telefone e/ou telemóvel.



Comentário: controlo ambiental gera uma grande independência para o utilizador, disponibilidade de uso para ambos os lados do rato gera acessibilidade e menu audível é uma mais-valia para o projecto.

Nome do produto: REMOTE JOYSTICK

Descrição do uso: apresenta um ecrã LCD colorido, apresenta dados que inclui o indicador da bateria, velocímetro, odómetro, relógio de tempo real, as configurações de modo, as configurações de acesso rápido, o status da unidade, assento e funções. Recurso lembrete programável fornece alertas na tela para lembrar os usuários a tomar medicação, realizar mudanças de peso, recarregar as baterias, etc.

Comentário: controles laterais são uma forma mais fácil de navegar.



Nome do produto: Swing-away Joystick Bracket
Descrição do uso: é um “braço” acoplado a cadeira de rodas, permite assim a variação de movimento do joystick.
Comentário: variação de posição interessante, assim se adapta melhor ao utilizador



Nome do produto: Digipad II "Econo" Series
Descrição do uso: é concebido como um sistema "intermediário" para atender às necessidades das pessoas que necessitam de acesso touchpad apenas as funções dos veículos mais utilizados. Devido ao seu design universal, que também tem a flexibilidade para operar em quase qualquer marca ou modelo do veículo.
Comentário: tamanho dos botões, símbolos e luzes de alertas, caracterizam de forma positiva este dispositivo.



Nome do produto: Digipad II "Gold" Series

Descrição do uso: é o mais completo sistema de controlo secundário capaz de funcionar quase todas as funções do veículo derivado de uma tela de LCD único. Programável, combinada sequencialmente automatizado que permite ao usuário seleccionar as funções necessárias de forma rápida e fácil, sem procurar através de uma série de botões e interruptores.

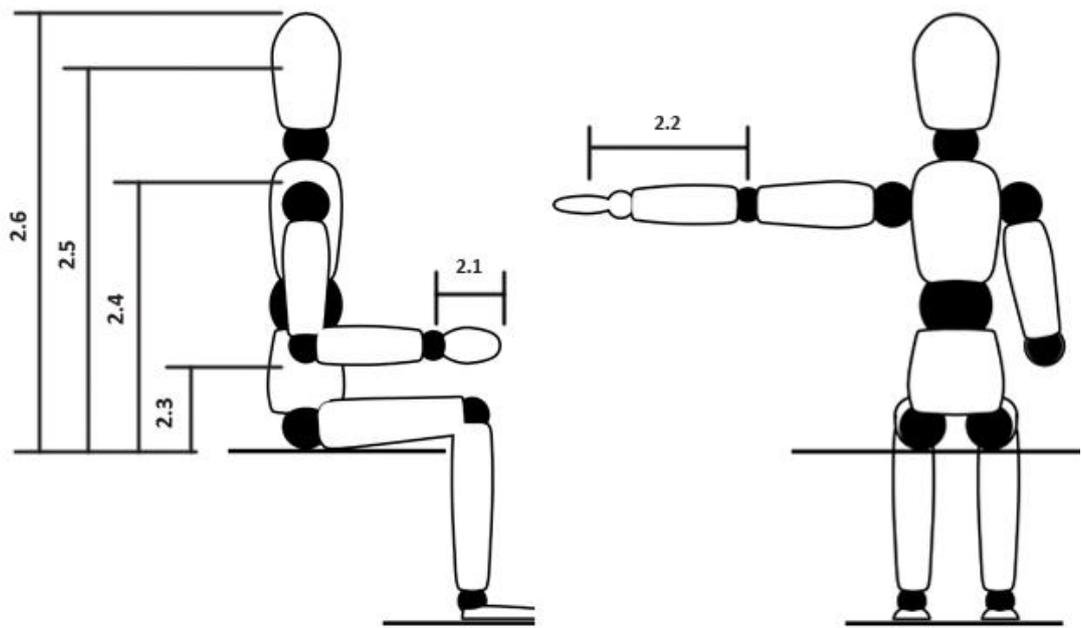
Comentário: bom tamanho de ecrã, existe o contraste entre as cores, contem sinais luminosos e é touchscreen, o que torna o processo ágil.

Agora pode-se fazer um posicionamento melhor sobre o hardware a ser aqui desenvolvido, a fim de observar os aspectos positivos de uso de cada um desses produtos, para tentar suprir o maior número de necessidades possíveis junto aos utilizadores.

Anexo C: Teste antropométrico

INTRODUÇÃO			
<p>Olá, me chamo Juarez Braga estou a desenvolver um projecto sobre posicionamento de dispositivos em cadeira de rodas. Dispositivos esses que são ecrã, câmara, controle entre outros. Meu objectivo é realizar algumas medidas para poder posicionar estes dispositivos de forma mais confortável e segura aos utilizadores.</p> <p>Os testes serão efectuados em três partes, na primeira são perguntas relacionadas ao participante, como nome, idade e etc. Na segunda parte são as medidas do corpo de cada participante (mãos, antebraço, braço, altura do ombro em relação ao assento, envergadura, altura dos olhos a partir do assento e altura da cabeça a partir do assento). Na terceira parte será pedido para realizar algumas tarefas de alcance a cada dispositivo, para assim, registar as rotações ou as inclinações que o corpo irá fazer (mão, cotovelo, ombro, coluna vertebral e pescoço). Para que o registo destes dados seja feita de uma maneira correcta, serão tiradas algumas fotos enquanto são realizadas as medições.</p> <p>Existe alguma dúvida?</p>			
PARTE 1 - DADOS PESSOAIS			
1.1 Nome	Ana Carraca		
1.2 Idade			
PARTE 2 - MEDIDAS - ATROPOMETRIA ESTÁTICA			
Área a ser medida		Cm	
2.1 Comprimento da mão			
2.2 Comprimento do antebraço, na horizontal, até centro da mão			
2.3 Altura do cotovelo, a partir do assento, tronco erecto			

2.4 Altura do ombro, a partir do assento, tronco erecto	
2.5 Altura dos olhos, a partir do assento, tronco erecto	
2.6 Altura da cabeça, a partir do assento, tronco erecto	
2.7 Largura dos Ombros (Bideltoíde)	



PARTE 3 - APLICAÇÃO DE TAREFAS - ATROPOMETRIA DINÂMICA		
Área a ser medida	Alteração? (S/N)	Quantidade
3.1 Coluna inclinação lateral		
3.2 Adução e abdução (ombros)		
3.3 Inclinação de Pescoço		
3.4 Flexão e extensão (ombros)		
3.12 Flexão e extensão (pescoço)		
NOTAS		
