

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
FACULDADE DE ARQUITETURA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN E TECNOLOGIA**

Dissertação de Mestrado

**Contribuição ao Estudo da Captura do Movimento
Aplicado ao Design em Tecnologia Assistiva**

Cláudio Luiz Salvalaio

Porto Alegre

2012

Cláudio Luiz Salvalaio

**Contribuição ao Estudo da Captura do Movimento
Aplicado ao Design em Tecnologia Assistiva**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Design como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Design, pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. **Wilson Kindlein Júnior**, Dr. Eng.

Porto Alegre

2012

Cláudio Luiz Salvalaio

**Contribuição ao Estudo da Captura do Movimento
Aplicado ao Design em Tecnologia Assistiva**

Orientador: Prof. **Wilson Kindlein Júnior**, Dr. Eng.

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAT/UFRGS

Programa de Pós-Graduação em Design – PGDESIGN/UFRGS

Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalurgia e de Materiais – PPGEM/UFRGS

Banca examinadora:

Prof^a. Dr^a. **Regina de Oliveira Heidrich**

Instituto de Ciências Exatas e Tecnológicas – ICET/FEEVALE

Prof. Dr. **Carlos Alberto Kern Thomas**

Departamento de Engenharia Mecânica – GMAP/UFRGS

Escola de Engenharia – UFRGS

Prof. Dr. **Fábio Gonçalves Teixeira**

Departamento de Design e Expressão Gráfica – DEG/UFRGS

Programa de Pós-Graduação em Design – PGDESIGN/UFRGS

AGRADECIMENTOS

Ao professor Wilson Kindlein Jr. pela orientação e apoio; a CAPES pela bolsa de auxílio financeiro durante o mestrado; ao LdSM, pelo fomento pessoal; a Vicente Cunha, pelos circuitos eletrônicos; ao SENAI, pelo protótipo do sistema mecânico; ao Departamento de Engenharia Elétrica, pelo laboratório com osciloscópios; a PROPG pelo fomento financeiro à missão de curta duração ao exterior na Universidade Técnica de Lisboa; ao professor Francisco Rebelo, pelo aceite e ensaios em *motion capture* no ErgoVR da UTL; a Cláudio Dusik pela cadeira de rodas motorizada; ao Webtronico pelos componentes eletrônicos a prazos de pagamento estendidos; aos professores do LdSM, Lauren Duarte, Luís Henrique Cândido, Liane Roldo, Everton Amaral e, em especial, Fábio Pinto da Silva pelo convite ao LdSM e orientação em projetos, pesquisas e artigos.

Meu profundo agradecimento à minha família e aos amigos que me apoiaram (Fernando Carrion, Carolina Miranda, Rafael Prestes, Edward Thieme, Lara Elena Sobreira Gomes, Flávia Lopes da Silveira, Adriana Bolaños, Jorge Florez, Luís Teixeira, Bernardo Eltz, Liciane Bertol, Gerson Bello e Darqui Magalhães).

RESUMO

O uso da tecnologia pode propiciar maior independência ao ser humano nas suas atividades de vida diárias, através de artefatos de captura do movimento que ampliem sua capacidade física. Uma contribuição ao estudo da captura do movimento pode auxiliar pessoas com deficiência no uso de equipamentos automatizados, especificamente no controle de cadeiras de rodas motorizadas. O objetivo desta dissertação é contribuir ao estudo da captura do movimento angular por acelerômetro, evidenciando uma base tecnológica ao design de produtos assistivos, na área de Tecnologia Assistiva, especificamente do controle versátil de cadeiras de rodas motorizadas a pessoas com deficiência motora severa.

Foram realizados estudos de captura do movimento por sistemas óticos e não óticos, como rastreamento eletromagnético e inercial e realizados ensaios com o sistema inercial Xsens, a luva 5DT, o MindWave de captura das ondas cerebrais, o Flock of Birds de rastreamento magnético e com os controladores de cursor Genius Ring Mouse, Mouse 3Dconnexion, *touchpad* e *touchscreen*. Por meio de uma análise funcional foram caracterizados os sinais elétricos de um sistema importado de controle de cadeira de rodas motorizada (alavanca, *joystick* e módulo de potência). Para a arquitetura do *hardware* do sistema foram avaliados e selecionados um *shield* com acelerômetro para Arduino, servomotores e módulos Bluetooth para Arduino. Foram projetados e montados protótipos eletrônicos de um módulo de captura do movimento e protótipos mecânicos de um módulo de interface do controle ao *joystick*.

Geraram-se alternativas de conceitos como o de plataformas, discos giratórios, rotação de esferas, eixos com rosca sem fim e eixos com buchas deslizantes. Os conceitos potenciais foram aprofundados, modelados e avaliados em 3D. O sistema de eixos com buchas deslizantes demonstrou-se a melhor alternativa à interface e constatou-se que o controle de uma cadeira de rodas motorizada por meio da captura do movimento utilizando acelerômetro é plenamente viável.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
1.1. Contextualização.....	11
1.2. Problema de pesquisa.....	12
1.3. Tema	12
1.4. Hipótese	13
1.5. Variável dependente	13
1.6. Variável independente	13
1.7. Objetivos.....	13
1.7.1. Objetivos específicos	13
1.8. Justificativa	14
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	18
2.1. Estudo do movimento	19
2.2. Captura do movimento por sistemas óticos	21
2.3. Captura do movimento por sistemas não óticos	28
2.4. Sistema de rastreamento eletromagnético (<i>electromagnetic tracking</i>).....	36
2.5. Captura inercial do movimento (<i>inertial moCap</i>).....	38
2.6. Design e tecnologia.....	39
2.7. Plataforma Arduino.....	40
2.8. Modulação PWM.....	41
2.9. Padrão de comunicação sem fio (Bluetooth)	42
2.10. Produtos nacionais para a captura do movimento com aplicação em TA	42
2.11. Controle de cadeiras de rodas motorizadas.....	43
3. MATERIAIS E MÉTODOS	51
3.1. Metodologia.....	51
3.1.1. Análise funcional	53
3.1.2. Caracterização dos sinais elétricos na alavanca (nível 1)	54
3.1.3. Caracterização dos sinais elétricos no <i>joystick</i> (nível 2).....	56

3.1.4. Caracterização dos sinais elétricos no módulo de potência (nível 3)	57
4. ENSAIOS EM CAPTURA DO MOVIMENTO.....	58
4.1. Captura inercial com o sistema Xsens	59
4.2. Captura do movimento com a luva 5DT.....	59
4.3. Captura de ondas cerebrais com o artefato MindWave	60
4.4. Rastreamento magnético com o sistema Flock of Birds.....	61
4.5. Controlador de cursor pelo polegar com o Ring Mouse.....	62
4.6. Mouse 3D.....	63
4.7. <i>Touchpad</i>	64
4.8. <i>Touchscreen</i>	66
4.9. Resultados dos ensaios em captura do movimento.....	66
5. RESULTADOS	68
5.1. Análise funcional do sistema de controle importado.....	68
5.1.1. Caracterização dos sinais elétricos na alavanca (nível 1)	70
5.1.2. Caracterização dos sinais elétricos no joystick (nível 2)	74
5.1.3. Caracterização dos sinais elétricos no módulo de controle (nível 3).....	75
6. <i>HARDWARE DO SISTEMA</i>	79
6.1. Arquitetura do <i>hardware</i>	80
6.1.1. Acelerômetro	81
6.1.2. Motores	83
6.1.3. Transmissão de dados sem fio	84
6.2. Módulo de interface do controle ao <i>joystick</i>	85
6.3. Protótipos	90
7. CONCLUSÕES.....	96
7.1. Trabalhos futuros	98
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99
APÊNDICE A.....	108
APÊNDICE B.....	114
ANEXO 1.....	116
ANEXO 2.....	120

ÍNDICE DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Esboços de Da Vinci	19
Figura 2: Estudo biomecânico de Borelli.....	20
Figura 3: O cavalo em movimento	22
Figura 4: Cronofotografia do salto em distância	22
Figura 5: Roupas para captura da marcha.....	23
Figura 6: Câmera de Londe aprimorada.....	23
Figura 7: Equipamento para análise da marcha.....	24
Figura 8: Método ciclográfico	25
Figura 9: Cronociclográfico	26
Figura 10: Sistema de marcas para captura do movimento.....	26
Figura 11: Reconhecimento computadorizado do movimento em imagens	27
Figura 12: Movimento das asas de insetos.....	28
Figura 13: Captura do movimento da asa de pássaros.....	28
Figura 14: Miografia da musculatura peitoral de aves.....	29
Figura 15: Calçado experimental.....	29
Figura 16: Sistema para medição da aceleração (1927).....	30
Figura 17: Aparelho para medição da aceleração (1780).....	31
Figura 18: Primeiros acelerômetros comerciais (1920; 1943)	32
Figura 19: Acelerômetro em corte (1960).....	32
Figura 20: MEV de um acelerômetro	34
Figura 21: Sistema de rastreamento eletromagnético	36
Figura 22: Movimento 6 DoF.....	37
Figura 23: Sistema de captura com sensores magnéticos e inerciais.....	38
Figura 24: Arduino modelo Duemilanove	40
Figura 25: PWM	41
Figura 26: Arquitetura do <i>hardware</i> do protótipo	45
Figura 27: Cadeira de rodas adaptada.....	46

Figura 28: Diagrama de blocos do sistema proposto por Fusco (2010)	47
Figura 29: Diagrama de blocos do sistema proposto por Albrecht (2010)	49
Figura 30: Cadeira de rodas motorizada	53
Figura 31: Esquema elétrico de uma cadeira motorizada	54
Figura 32: Integração da captura do movimento ao controle da cadeira	54
Figura 33: Medições na alavanca	55
Figura 34: Conexão direta ao <i>joystick</i>	56
Figura 35: Medições no <i>joystick</i>	57
Figura 36: Sistema Xsens.....	59
Figura 37: Luva de dados 5DT série Ultra.....	60
Figura 38: Mindwave	61
Figura 39: Captura do movimento por sensores magnéticos	62
Figura 40: Genius Ring Mouse.....	63
Figura 41: Navegação com um mouse 3D	63
Figura 42: Mouse 3Dconnexion SpaceNavigator.....	64
Figura 43: Logitech Wireless Touchpad	65
Tabela 1: Descritivo da cadeira Freedom Millenium RT.....	68
Figura 44: Módulo de potência.....	69
Figura 45: Módulo de controle	69
Figura 46: Placa do <i>joystick</i>	70
Figura 47: Carenagem e alavanca do <i>joystick</i>	70
Figura 48: Direções da alavanca.....	71
Figura 49: Pinagem da alavanca	71
Gráfico 1: Medição dos pinos 1 e 6 ao terra da alavanca.....	72
Gráfico 2: Medição no acionamento à esquerda e à direita	73
Gráfico 3: Medição no avanço e retrocesso	73
Figura 50: Avaliação pino a pino.....	74
Gráfico 4: Medição do sinal no <i>joystick</i>	74
Figura 51: Modos de velocidade máxima	75
Gráfico 5: Medição da tensão no módulo de potência.....	75
Figura 52: Alavanca em avanço	76
Figura 53: Alavanca em retrocesso.....	76
Figura 54: Alavanca à esquerda.....	76
Figura 55: Alavanca à direita	77

Figura 56: Ação da cadeira ao acionamento dos motores.....	77
Figura 57: Efetivo giro sobre o próprio eixo.....	78
Figura 58: Diagrama de blocos do sistema.....	79
Figura 59: Arquitetura do <i>hardware</i>	80
Figura 60: Placa confeccionada para manuseio do acelerômetro ADXL321.....	81
Figura 61: Ruído na captura do movimento pelo ADXL321.....	82
Figura 62: Acelerômetro LIS302DL em escala 1:1.....	82
Figura 63: <i>Shield</i> do acelerômetro MMA7361L para Arduino.....	83
Figura 64: Servomotor Motorsat.....	84
Figura 65: <i>Shield</i> Bluetooth para Arduino.....	84
Figura 66: Amplitude de movimento da alavanca.....	85
Figura 67: Diferença entre o movimento plano e em arco.....	85
Figura 68: Estudo de alternativas ao controle da alavanca – I.....	86
Figura 69: Estudo de alternativas ao controle da alavanca – II.....	87
Figura 70: Estudo de alternativas ao controle da alavanca – III.....	88
Figura 71: Alternativa conceitual de plataforma 6DoF.....	89
Figura 72: Alternativa conceitual de discos giratórios.....	89
Figura 73: Alternativa de eixos com buchas deslizantes.....	90
Figura 74: Solução em simulação virtual 2D.....	90
Figura 75: Sincronia entre acelerômetro e eixo do servomotor.....	91
Figura 76: Protótipo eletrônico do módulo de captura do movimento.....	91
Figura 77: Testes do módulo em comunicação via Bluetooth.....	92
Figura 78: Protótipo do sistema mecânico.....	93
Figura 79: Usinagem do sistema mecânico.....	93
Figura 80: Furação e torneamento do sistema mecânico.....	93
Figura 81: Redesign do sistema mecânico.....	94
Figura 82: Protótipo 3D do sistema mecânico duplo eixo.....	95
Figura 83: Modelo virtual do sistema de captura do movimento sobre o <i>joystick</i>	95
Figura A: Protótipo físico utilizado por um baterista.....	110
Figura B: Fixação versátil do sensor ao corpo.....	110
Figura C: Sensor de movimento por infravermelho.....	111
Figura D: Protótipo do infravermelho para acionamento de motores.....	111
Figura E: Medição de ângulos com acelerômetro.....	113
Figura F: Protótipo eletrônico.....	113

1. INTRODUÇÃO

1.1. Contextualização

Nos seres humanos, uma alteração ou um déficit no sistema motor é chamado de deficiência motora. Caracteriza-se por limitações posturais e de coordenação dos movimentos dos membros de forma transitória ou permanente. Afeta sistemas do corpo, tais como ósseo, circulatório, nervoso e muscular, atingindo a funcionalidade da pessoa (SILVA, 2009).

A deficiência motora pode decorrer de lesões neurológicas, neuromusculares, ortopédicas provenientes de acidentes de trânsito e de trabalho, de erros médicos, de problemas durante o parto, de violência, de desnutrição, ou ainda de má formação de membros durante a gestação. A deficiência motora pode ser denominada como monoplegia, hemiplegia, paraplegia, tetraplegia. A monoplegia é a paralisia de um membro, a hemiplegia é a paralisia de metade do corpo, a paraplegia é a paralisia dos membros inferiores e a tetraplegia é a paralisia dos membros abaixo do pescoço. Além disso, incluem-se as amputações de membros (DEFICIÊNCIA, 2012). Segundo Barreiras Arquitetônicas (2012), a deficiência motora tem origem em lesões cerebrais, não cerebrais ou por doenças. A paralisia cerebral pode causar situações clínicas que se traduzem em dificuldades para a pessoa no movimento e na postura.

De acordo com Silva (2009), a deficiência motora classifica transtornos neurológicos e condições esquelético-musculares nos seres humanos. Nos transtornos neurológicos, a paralisia cerebral é considerada uma condição patológica não progressiva, proveniente de lesão ou deterioração de parte do cérebro, pré ou pós-natal. Alguns tipos de paralisia cerebral são a monoplegia, paralisia de um só membro do corpo; a hemiplegia, paralisia de um lado inteiro do corpo; a paraplegia, paralisia dos membros inferiores; a tetraplegia, paralisia de membros inferiores e superiores e a esclerose múltipla, doença

crônica do sistema nervoso que se caracteriza pela formação de múltiplos focos de enrijecimento do tecido nervoso.

As condições esquelético-musculares classificam doenças e déficits, tais como a espinha bífida, anomalia no canal ósseo da coluna vertebral em período fetal; a poliomielite, doença viral infecciosa que atinge a medula espinhal e manifesta-se na atrofia de músculos em membros do corpo; a distrofia muscular, um grupo de doenças que degradam a massa muscular sem afetar o sistema nervoso; a artrite reumatoide juvenil, doença sistemática, não infecciosa, que afeta articulações e tecidos de órgãos internos. Acrescentam-se ainda malformações congênitas, como a ausência de um membro do corpo; e amputações, onde a integridade física é afetada pela remoção de um membro do corpo (SILVA, 2009). Além destas condições, citam-se sequelas de traumatismos, distúrbios posturais e das articulações, lesões por esforços repetitivos e sequelas por queimaduras.

Pessoas nas condições citadas, muitas vezes possuem movimentos de membros do corpo bastante limitados em relação a outras pessoas. Com isso, podem apresentar dificuldade para controle autônomo de cadeiras de rodas motorizadas através de *joystick* convencional. Tal situação restringe sua possibilidade de autonomia para a mobilidade.

1.2. Problema de pesquisa

Como problema de pesquisa se questiona como tornar versátil o controle de cadeiras de rodas motorizadas, atualmente feito por *joystick*, a partir da captura do movimento em pessoas com deficiências motoras severas.

1.3. Tema

O tema desta dissertação delimita-se a contribuição ao estudo da captura do movimento angular por acelerômetro para o design de controles versáteis de cadeiras de rodas motorizadas, a fim de beneficiar pessoas com deficiência motora severa, as quais necessitam alternativas ao *joystick* convencional.

1.4. Hipótese

Apresenta-se a hipótese de que a captura de movimentos angulares com o uso de acelerômetros pode ser aplicada ao design de controles de cadeiras de rodas motorizadas na ampliação da capacidade autônoma de locomoção de pessoas com deficiência motora severa.

1.5. Variável dependente

Como variável dependente desta pesquisa, estima-se que os dados de captura do movimento podem ser diretamente aplicados ao controle de cadeiras de rodas motorizadas sem que usuários com deficiência motora severa necessitem do *joystick* convencional.

1.6. Variável independente

A variável independente desta pesquisa é o movimento de pessoas com deficiência motora severa passível de ser capturado e que possa ser aplicado ao controle direcional de cadeiras de rodas motorizadas.

1.7. Objetivos

Contribuir ao estudo da captura do movimento angular por acelerômetro, evidenciando uma base tecnológica ao design de produtos assistivos, na área de Tecnologia Assistiva, especificamente do controle versátil de cadeiras de rodas motorizadas a pessoas com deficiência motora severa.

1.7.1. Objetivos específicos

- a. Estudar a captura do movimento.
- b. Estudar dispositivos, sistemas e sensores de captura do movimento.
- c. Analisar o sistema de controle de uma cadeira de rodas motorizada.
- d. Projetar artefato de controle por meio da captura do movimento que se adapte ao *joystick* de cadeiras de rodas motorizadas.

- e. Contribuir com o estudo para o desenvolvimento de artefato adaptado ao joystick para o controle de cadeiras de rodas motorizadas por meio da captura do movimento.
- f. Contribuir à sociedade fomentando o design de produtos assistivos personalizados e de alta tecnologia.

1.8. Justificativa

De acordo com a Organização Mundial de Saúde, estima-se que, no mundo, existam mais de um bilhão de pessoas com deficiência (ASSISTIVA, 2011). No Brasil, o total de pessoas que declararam ao Censo 2010 ter deficiência foi de 45.606,048 representando 23,9% da população. A deficiência motora foi o segundo tipo de deficiência que mais incidiu sobre a população, onde 13.265,599 pessoas declararam ter dificuldade de locomoção, representando 7 % da população brasileira. A deficiência motora severa foi declarada por 4.433,350 pessoas, das quais 734,421 pessoas declararam não conseguir caminhar ou subir escadas de modo algum (0,4%) e 3.698,929 pessoas declararam ter grande dificuldade de locomoção (1,9%). Ainda, A deficiência mental ou intelectual foi declarada por 2.611,536 de pessoas, representando 1,4% da população brasileira. Além disso, há um crescente aumento no número de idosos no país, número este que ultrapassa os vinte milhões (IBGE, 2012). Portanto, existe uma demanda crescente ao desenvolvimento de tecnologias destinadas a estas pessoas.

Por meio da tecnologia, o homem continuamente tem buscado eliminar barreiras, sanar suas deficiências e ampliar suas capacidades. Em áreas como Design, Engenharia de Materiais, Engenharia Biomédica, Engenharia Eletrônica, Engenharia Biomecânica e Engenharia Mecânica, pesquisadores têm se empenhado em desenvolver meios para melhorar as condições de vida das pessoas com deficiência. O uso da tecnologia pode propiciar maior independência ao ser humano nas suas atividades diárias, através de artefatos que ampliem sua capacidade física ou mesmo que realizem tarefas por ele. Para a obtenção de bons resultados na ampliação das capacidades autônomas de pessoas com deficiência (alcance, deslocamento, movimentação, comunicação), é possível aplicar tecnologias de aquisição de dados de movimento em elementos que produzam movimento atendendo a comandos automáticos. Como por exemplo, cadeiras de rodas motorizadas podem ser movimentadas e dirigidas pelo simples movimento de um dedo,

sistemas de içamento e elevadores podem ser controlados remotamente pelo movimento da cabeça, artefatos de ajuda na locomoção podem ser sincronizados pelo membro do corpo sadio, etc.

Estas soluções tecnológicas têm o intuito de melhorar as condições de pessoas com deficiência, suas chances de acesso à educação, aos meios de informação e comunicação, aos serviços de transporte, às instalações prediais e áreas de circulação, ao computador, a aumentar seu alcance, bem como a proporcionar autonomia. Salienta-se que a noção de autonomia, no que tange as funções do corpo humano, reside principalmente na capacidade individual de cuidar de si mesmo, executar tarefas que permitam a própria adaptação e a responsabilidade pelos próprios atos. Para promover a autonomia, a tecnologia vem em auxílio às pessoas com deficiência:

"Para a maioria das pessoas a tecnologia torna as coisas mais fáceis. Para as pessoas com deficiência, no entanto, a tecnologia torna as coisas possíveis. Em alguns casos, especialmente no local de trabalho, a tecnologia se torna o grande equalizador, fornecendo à pessoa com deficiência igualdade de condições."
Mary Pat Radabaugh (BRUYÈRE, 2001).

Neste contexto, sobrevém a Tecnologia Assistiva que tem por finalidade promover a funcionalidade de pessoas com deficiência, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. A Tecnologia Assistiva, ou simplesmente TA, compreende produtos, recursos, estratégias, práticas, processos, métodos e serviços, tendo presente os princípios de desenho universal (ou design universal), o qual tem o propósito de atender às necessidades e viabilizar a participação social e o acesso aos bens e serviços a maior gama possível de usuários, contribuindo para a inclusão das pessoas (GALVÃO, 2009).

Grande parte dos artefatos e equipamentos de Tecnologia Assistiva são importados, adaptações ou aparatos construídos de forma artesanal para possibilitar o uso de equipamentos feitos para a média geral da população mundial. Exemplo disso são alguns tipos de órtese para uso do mouse e do teclado. A falta do desenvolvimento de produtos locais torna o Brasil dependente de tecnologias estrangeiras, dificultando o acesso às populações de mais baixa renda e aumentando os gastos públicos para a aquisição e distribuição de artefatos em escolas, comunidades carentes e pelo Sistema Único de Saúde - SUS. O estudo produzido pelo Instituto de Tecnologia Social - ITS Brasil (MORYA e

GARCIA, 2007) indica que “pesquisas estão sendo produzidas, mesmo que de forma tímida, mas os produtos ou processos estão sendo armazenados, sem chegar no usuário final”.

O Catálogo Nacional de Produtos de Tecnologia Assistiva oferece informações sobre produtos de TA fabricados ou distribuídos no Brasil (ASSISTIVA, 2011). No catálogo constam apenas dois artefatos que atuam por meio da captura do movimento e ambos são importados e indicados apenas à acessibilidade ao computador. A falta de produtos identificada neste catálogo demonstra uma grande lacuna da indústria nacional na área da captura do movimento para aplicações diversas em TA.

Nem todas as interfaces de controle podem ser usadas com todos os tipos de cadeiras de rodas motorizadas. Questões de propriedade industrial e questões de incompatibilidade entre os componentes e as marcas limitam a capacidade de se criar um dispositivo totalmente personalizável, o que se configura como um sério obstáculo para os avanços neste domínio (DICIANNO, 2010).

A ausência de produtos de TA, de um modo geral e, principalmente, de produtos personalizados, reprime os desejos latentes de autonomia e de independência da pessoa com deficiência. Vencer obstáculos e superar limitações são aspirações inerentes ao ser humano. Como parte da justificativa do presente projeto, apresentam-se alguns trechos do relato de um usuário a respeito da sua experiência com cadeiras de rodas e de suas dificuldades no uso do controle *joystick*.

A necessidade de deslocamento:

“Eu cursava a graduação em psicologia quando começou a necessidade de autonomia de deslocamento, tanto por causa do curso quanto dos estágios. Até então, eu sempre fui conduzido por outras pessoas, pois nunca tive força muscular de empurrar-me na cadeira sozinho” (DUSIK, 2011).

O agravamento da deficiência e o uso dos controles da cadeira:

“No entanto, comecei gradualmente a perder forças. Primeiro na capacidade de escrever e dirigir a cadeira com a mesma destreza, depois com a perda da força do pescoço. Para subir rampas, passei a pedir para as pessoas segurarem minha cabeça, senão ela caía para traz. Algumas vezes, a trepidação de alguns desníveis do chão fez com que minha cabeça caísse para frente, em cima do joystick. Isso acionava a cadeira e, sem conseguir me levantar sozinho, ficava sem controle. A

perda motora foi se agravando, e o risco de andar sozinho também. Precisei então que desenvolvessem um assento especial de adequação postural, que fixava meu corpo e minha cabeça. Mas com esse assento, que é adaptável à cadeira motorizada, o joystick ficava longe de meu alcance no seu local original, necessitando que o fixasse mais próximo a mim. Eu estava em busca de um controle mentoniano ou que eu pudesse movimentar com o queixo, pois estou com dificuldades de empurrar o manche para frente, principalmente se reclinado em rampas, por causa do peso do braço que cai para trás. Ou algo eletrônico em que eu fizesse contato com o polegar” (DUSIK, 2011).

Desejo de autonomia e liberdade:

Hoje, para mim, a autonomia seria poder trocar de ambiente dentro de casa ou no trabalho, sozinho, o quanto antes. Já não me iludo com a possibilidade de sair sozinho e correr pelos corredores, apesar de desejar” (DUSIK, 2011).

Os fatores apontados justificam a pesquisa para o design e desenvolvimento de artefato para captura do movimento com aplicação em sistemas de controle de produtos tecnológicos. Pretende-se, com esta pesquisa, contribuir para a otimização do design na área de Tecnologia Assistiva, no atendimento às necessidades de pessoas com deficiência motora severa no controle de cadeiras de rodas motorizadas.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O assunto tratado nesta dissertação, o movimento, possui literatura disseminada por diversas áreas do conhecimento, tais como física, artes e computação. No Brasil, a captura do movimento ainda é uma tecnologia pouco aplicada, tanto em artefatos quanto em pesquisas. Portanto, há uma grande quantidade de termos estrangeiros ainda sem tradução ao português e outros ainda pouco conhecidos. Devido a estes fatores, além da tradução livre, optou-se por manter neste trabalho os termos em inglês.

O movimento é causa de interesse entre filósofos, artistas, cientistas e pesquisadores de todos os tempos e em todo o mundo. As técnicas e métodos para a aquisição de dados do movimento desenvolveram-se devido à aplicação dos resultados a diversas áreas, tais como artes (para o detalhamento em pinturas e esculturas), medicina, fisioterapia e biomecânica (na avaliação de doenças musculoesqueléticas e lesões), gestão do trabalho (para aumento da eficiência na operação de máquinas e equipamentos), lazer (no desenvolvimento e no uso de jogos), esporte (para treinamento e aumento da eficiência do atleta), entre outras áreas.

Os sistemas de captura do movimento remetem a avançadas tecnologias em circuitos e componentes, bem como de conceitos de física aplicada. Nesse contexto, torna-se essencial uma revisão histórica, bem como o levantamento do estado da arte dos principais métodos e tecnologias utilizadas para a captura do movimento, em especial, do corpo humano, chamado biomovimento. Para tanto, faz-se necessário apresentar um breve recorte histórico e técnico a fim de guiar o método aplicado no desenvolvimento desta dissertação.

2.1. Estudo do movimento

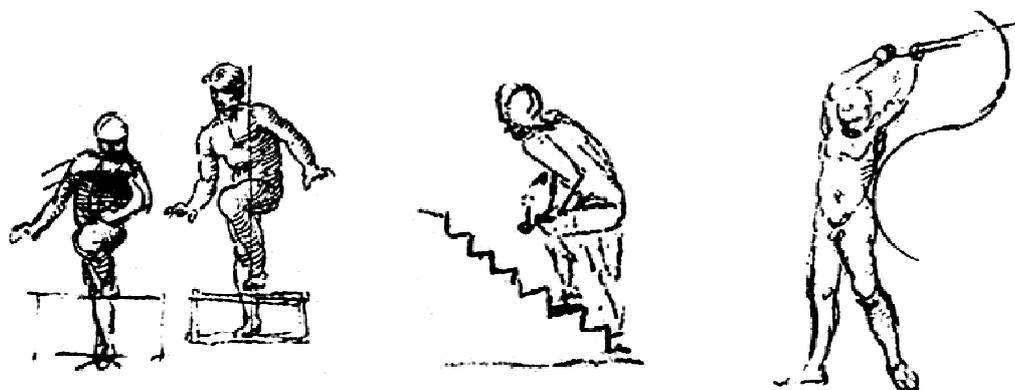
O movimento é uma mudança na posição de um objeto, descrito em termos de velocidade, aceleração, deslocamento e tempo. Um corpo que não se move está em repouso, invariante no tempo. O movimento é sempre observado e medido em relação a uma referência. Um corpo relativo a outro em repouso ainda está se movendo em relação a um número infinito de outras referências. Assim, tudo no universo está em movimento (NEWTON, 1686).

O estudo do movimento consiste em dividir uma atividade nas menores unidades possíveis, medindo as variáveis dessas unidades, estudando os dados e deduzindo os métodos pelos quais a atividade pode se expressar de forma mais eficiente. O estudo do movimento, seja qual for o tipo, implica o estudo do tempo, da duração do movimento, bem como da sua eficiência (GILBRETH, 1916).

O movimento já foi estudado pelo filósofo grego Aristóteles, três séculos antes de Cristo. Seus trabalhos aludem esquematicamente o movimento, humano e dos animais, e sua causa em âmbito filosófico. Para explicar a causa comum do movimento dos animais, Aristóteles cunha o termo tendência que compreende a vontade, o impulso e o desejo (PUENTE, 2003).

No final do século XV e início do XVI, na Itália, Leonardo Da Vinci realizou estudos anatômicos sobre o movimento do corpo humano com o intuito de aplicar tal conhecimento em suas obras (Figura 1). Os esboços de Da Vinci apresentam estudos bastante detalhados sobre o movimento humano (KLETTE e TEE, 2008).

Figura 1: Esboços de Da Vinci



Fonte: Davincisketches (2011)

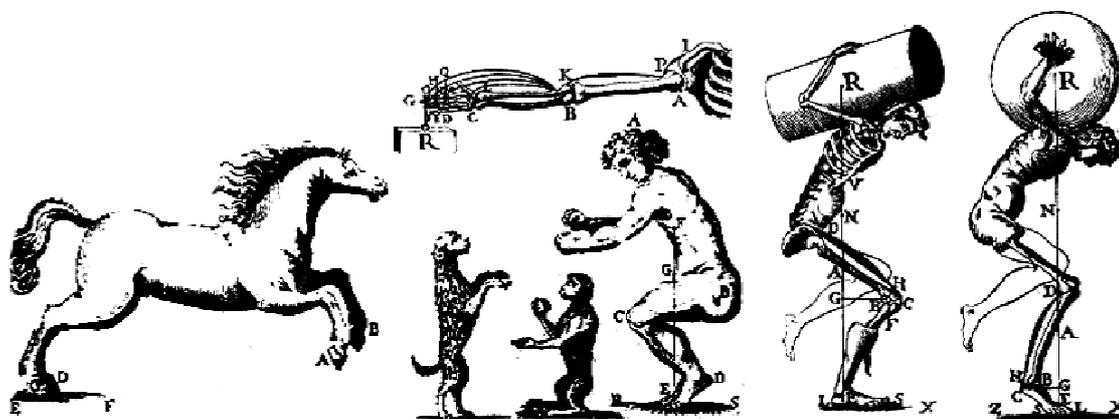
Em 1638, o cientista italiano Galileo Galilei expôs que na natureza talvez não exista nada mais antigo do que o movimento, a respeito do qual descobriu propriedades que não tinham sido observadas ou demonstradas até aquele momento, como o estudo dos corpos em queda livre (GALILEI, 1638).

O filósofo francês René Descartes em 1656 enunciou leis da natureza para o movimento, como por exemplo, dos astros ao redor do sol, de partículas em campos magnéticos, de corpos em movimento constante, entre outras leis físicas (DESCARTES, 1656). Também, em uma de suas obras, Descartes trata sobre a visão humana e o princípio da estereoscopia que é a informação tridimensional de objetos a partir de pares de imagens simultâneas em perspectivas deslocadas.

Em 1686 o cientista inglês Isaac Newton apresentou as leis do movimento que formam a base da mecânica clássica aplicada até os dias de hoje. Tais leis descrevem a relação entre as forças que atuam sobre um corpo e seu movimento devido estas. É o conceito de cinética (NEWTON, 1686).

Giovanni Alfonso Borelli, fisiologista, físico e matemático italiano, em 1710 versou sobre o movimento dos seres vivos, um tratado sobre biomecânica (da qual é considerado pai). Apresentou análises sobre a ação dos músculos, os movimentos dos membros e as atividades do homem, incluindo patinação, corrida, salto, natação. Fez analogias entre alavancas e articulações ósseas e entre elásticos e a musculatura do corpo humano (Figura 2). De acordo com Klette e Tee (2008), os estudos fisiológicos de Borelli são baseados nos fundamentos da mecânica dos sólidos.

Figura 2: Estudos biomecânicos de Borelli



Fonte: Borelli (1710)

A pesquisa científica sobre o movimento humano do ponto de vista biomecânico e fisiológico remonta ao ano de 1836, na Alemanha. Os irmãos Ernst e Wilhelm Weber publicaram um trabalho sobre a mecânica da marcha humana, uma análise do bipedalismo, a habilidade de caminhar ereto (LATASH e ZATSIORSKY, 2001). Tal publicação representa o primeiro tratado sobre o acúmulo e a transferência de energia cinética na locomoção (ZIMMERMANN, 2009).

Para um estudo mais detalhado e científico do movimento, o método por observação não oferece dados precisos, pois a velocidade com que um evento ocorre, sua distância em relação ao observador, entre outros fatores, impedem a visualização total do movimento e podem ocasionar desvios e erros na aquisição de informações. Neste contexto, irrompeu a necessidade de se capturar e registrar o movimento de maneiras passíveis de repetição.

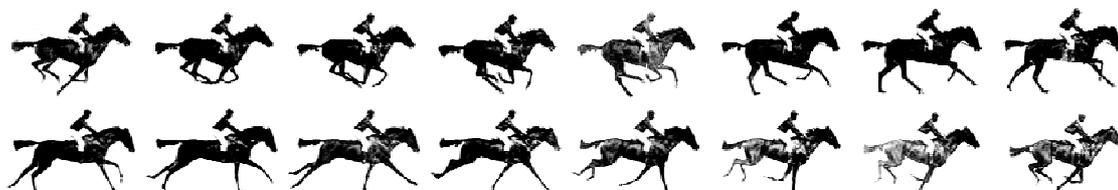
Para descrever o processo de aquisição do movimento, gravação e sua conversão em um modelo digital, os termos comumente empregados são: sistema de captura do movimento (*Motion capture system*, abreviado para *moCap*) e sistema de rastreamento do movimento (*motion tracking system*), porém menos utilizado. Devido ao enorme potencial do sistema na indústria automotiva e robótica, sua aplicação tem se expandido a outras áreas, como na análise da marcha humana e na indústria do entretenimento. O avanço tecnológico tem permitido a rápida evolução dos métodos e sistemas de captura do movimento, os quais tiveram início no final do século XIX.

2.2. Captura do movimento por sistemas óticos

Por volta do ano de 1872, na Califórnia, EUA, o então governador Leland Stanford (um dos pioneiros na criação de cavalos) envolveu-se em uma polêmica aposta no valor de vinte e cinco mil dólares a respeito da marcha do cavalo. Seu ponto de vista era de que em um trote rápido há um instante onde todas as patas do cavalo deixavam de tocar o solo. Stanford contratou o fotógrafo inglês Eadweard James Muybridge para fazer um estudo fotográfico documentando o movimento do animal. Em uma elaborada estação, projetada como laboratório experimental na fazenda de Stanford (local que posteriormente viria a ser a Universidade de Stanford), Muybridge configurou uma série de câmeras estereoscópicas conectadas a um aparato que disparava eletricamente os obturadores das

câmeras a intervalos de tempo específicos. Stanford venceu a aposta e Muybridge continuou suas pesquisas fotográficas do movimento (IMH, 2011). Para fotografar a sequência chamada “O cavalo em movimento” (*The horse in motion*), Figura 3, Muybridge utilizou doze câmeras fotográficas dispostas ao longo da pista (MUYBRIDGE, 1887).

Figura 3: O cavalo em movimento



Fonte: Muybridge (1878)

A técnica fotográfica de Muybridge não assegurava intervalos de tempo exatos entre as exposições para a captura das imagens e necessitava a utilização de várias câmeras, dificultando o trabalho. Descontente com os resultados obtidos por Muybridge, o fisiologista francês Étienne-Jules Marey desenvolveu um novo método fotográfico denominado cronofotografia (Figura 4). Tal método possibilitou a captura de imagens objetivas e precisas, passíveis de observação e mensuração utilizando-se apenas uma câmera (NMAH, 2001).

Figura 4: Cronofotografia do salto em distância

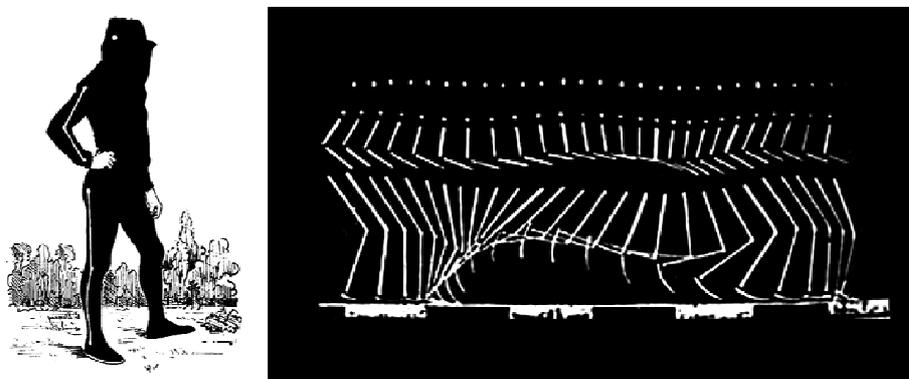


Fonte: Marey (1882)

Marey utilizou novas tecnologias para o desenvolvimento da cronofotografia. Fez a gravação das imagens por meio de placas fotográficas secas que possibilitaram a captura de fotos em velocidade mais rápida do que com as placas molhadas utilizadas habitualmente. Desenvolveu um disco rotativo com ranhuras a intervalos regulares, o qual possibilitou capturar vários quadros em uma única fotografia, obtida com apenas uma

câmera. Assim, através da cronofotografia obtiveram-se as primeiras imagens com as quais foi possível avaliar o que acontecia durante o movimento (Figura 5) (NMAH, 2001).

Figura 5: Roupas para captura da marcha

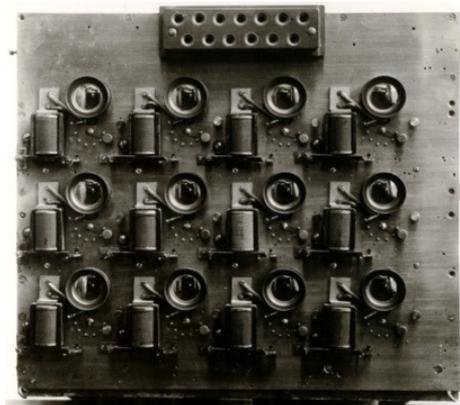


Fonte: Marey (1883)

O fotógrafo francês Albert Londe pode ser considerado um dos pioneiros na captura do movimento humano. Trabalhou no departamento neurológico de um hospital em Paris utilizando a fotografia para o estudo de crises epiléticas. Para isso, em 1882 projetou e construiu uma câmera com nove obturadores disparados por metrônomo, marcando assim o tempo da exposição do filme fotográfico (KLETTE e TEE, 2008).

Londe aprimorou sua câmera em 1883 (Figura 6) e passou a capturar uma variedade de movimentos de pacientes com epilepsia a fim de estudar o movimento muscular. Tal câmera possibilitava produzir uma sequência de doze imagens em velocidades de até 0,1s entre fotografias. Londe é acatado como o precursor da fotografia médica (LANSDALE, 1999).

Figura 6: Câmera de Londe aprimorada

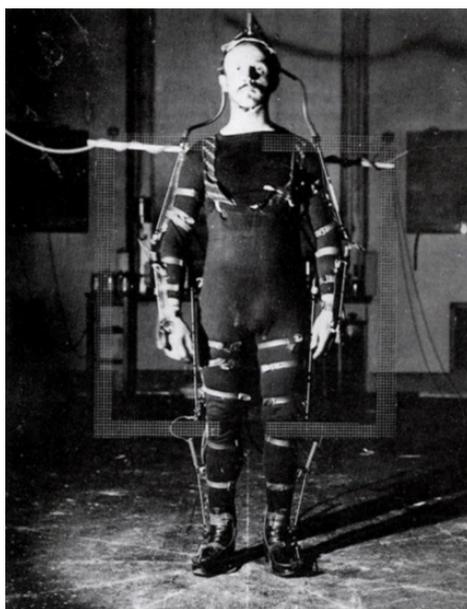


Fonte: Gunthert (2009)

Além da captura em pacientes do hospital, Londe também utilizou sua câmera para a captura do movimento de alguns tipos de animais e das ondas do mar. Ajudou a desenvolver um artefato usado para estudar balística por meio da cronofotografia e, em conjunto a Marey realizou diversos experimentos fotográficos a respeito do movimento (HERBERT & McKERNAN, 2011 *apud* LONDE, 1888).

Em 1895, os alemães Braune e Fischer definiram como bidimensionais e de natureza qualitativa todos os estudos do movimento até então apresentados. Desenvolveram novos experimentos quantitativos e tridimensionais, nos quais o indivíduo analisado era completamente equipado, fotografado e cinematografado (Figura 7). Na medida em que eram obtidas as imagens, já se realizava a identificação de dados do corpo humano, tais como centro de gravidade e centro das articulações (LATASH e ZATSIORSKY, 2001).

Figura 7: Equipamento para análise da marcha

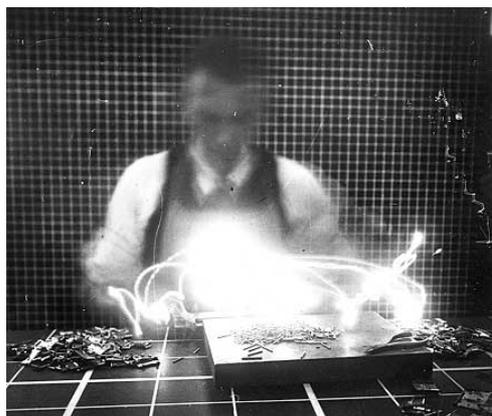


Fonte: Fischer & Braune (1899)

Um pouco mais adiante, no período da industrialização buscava-se reduzir os tempos das operações na fabricação de produtos a fim de aumentar a produção. As indústrias, por meio de assessoria, aplicaram processos de avaliação e mensuração dos tempos e movimentos dos operários. Um método utilizado para essa avaliação foi o ciclográfico (*cyclegraph*), desenvolvido por volta de 1916 pelo americano Frank Bunker Gilbreth. O método consiste na fixação de um pequeno ponto de luz ao corpo, no membro

analisado, e uma câmera fotográfica com a chapa (filme) em exposição ao longo de todo o tempo da operação. Como resultado tem-se traçado um caminho de luz representando os movimentos realizados pelo operador (Figura 8). Além do objetivo de reduzir o tempo das operações, os estudos passaram a ser utilizados para minimizar a fadiga dos operários. O ciclográfico apresentava como inconveniente a dificuldade de correlacionar o tempo ao movimento (DALE, 1930).

Figura 8: Método ciclográfico



Fonte: Found (2011)

De acordo com Dale (1930), para superar o problema de medição do tempo, Gilbreth utilizou um diapasão conectado a uma chave de contato para acender e apagar o ponto de luz do sistema. Este artefato fez a partição do caminho luminoso, indicando períodos de diferentes partes do movimento.

Para determinar a direção e o comprimento de cada tipo de movimento, Gilbreth, numa espécie de calibração, aplicou setas às extremidades dos segmentos luminosos utilizando um fundo preto com linhas brancas a distâncias pré-determinadas, o qual removia durante a exposição aos movimentos. Isso possibilitava calcular as distâncias dos movimentos analisados. Desta forma, verificava-se o tempo do movimento, a velocidade relativa, o tempo total e a direção do movimento (DALE, 1930).

Segundo Eurozine (2011), o equipamento utilizado para o estudo do micromovimento foi patenteado por Gilbreth em 1913, sob o nome de cronociclógrafo (*chronocyclograph*). O resultado de sua aplicação pode ser verificado na Figura 9.

Figura 9: Cronociclográfico



Fonte: Found (2011)

A gravação do movimento e das condições que o envolvem foi chamado de estudo do micromovimento (*micromotion study*). Este método proporcionou a análise e o estudo de movimentos da ordem de um décimo de milésimo de minuto (aproximadamente 160 quadros por segundo), sistema muito mais rápido ao até então utilizado, de filmes cinematográficos de captura a 12 Hertz, ou seja, 12 quadros por segundo (DALE, 1930).

Em 1973, Johansson investigou a percepção de padrões complexos de movimento e seu resultado no deslocamento do corpo. Estudou a informação visual de alguns padrões do movimento típicos do corpo humano. Para isso utilizou um método de captura do movimento por meio de filmagem sem a interferência da figura humana, de seus contornos, visualizando nas imagens somente pontos luminosos relacionados às articulações ósseas, conforme a Figura 10 (JOHANSSON, 1973).

Figura 10: Sistema de marcas para captura do movimento



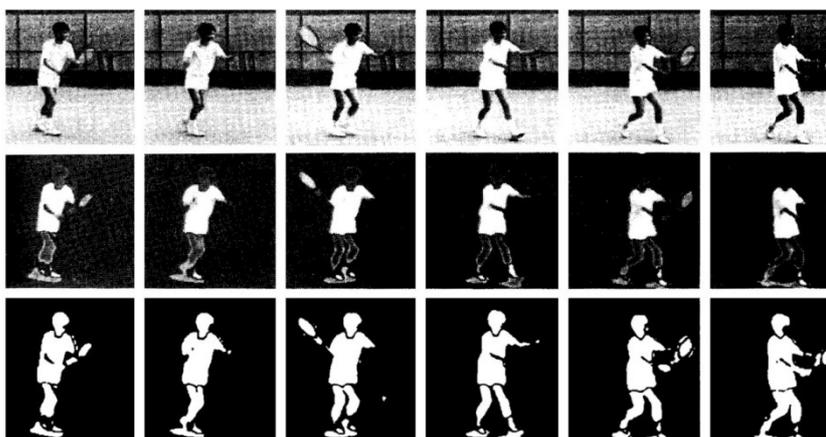
Fonte: Johansson (1973)

Johansson demonstrou que apesar da informação visual degradada, reduzida a apenas alguns pontos de luz afixados às articulações do corpo, é possível reconhecer facilmente o movimento de ações humanas. Desde então, pesquisas envolvendo seres humanos tem relatado a capacidade do método em extrair uma variedade de características

comportamentais relevantes, tais como tipo de ação, identidade, gênero, estado emocional e idade (SCHOUTEN *et al*, 2010). De acordo com Troje e Saunders (2011), Johansson cunhou o termo movimento biológico (*biological motion*), atualmente abreviado para biomovimento (*biomotion*), o qual tem sido utilizado para uma variedade de fenômenos relacionados ao movimento do corpo humano.

Junji Yamato, em 1992, propôs um algoritmo baseado nos Modelos Ocultos de Markov¹ (*Hidden Markov Models*) para o reconhecimento de ações humanas em sequências de imagens. O sistema computadorizado fez o reconhecimento automatizado do biomovimento de jogadores de tênis, como se observa na Figura 11 (GREEN, 2008).

Figura 11: Reconhecimento computadorizado do movimento em imagens



Fonte: Adaptado de Yamato, Ohya e Ishii (1992)

Os Modelos Ocultos de Markov (HMMs) foram introduzidos e estudados na década de 1960, a partir de então se tornaram cada vez mais populares. Tais modelos são muito ricos em estrutura matemática, portanto, podem formar a base teórica para usos em uma ampla gama de aplicações (RABINER, 1989).

De acordo com Yamato, Ohya e Ishii (1992), no início da década de 1990 tinha-se o movimento como o principal foco em pesquisa e desenvolvimento na área de visão computacional. Considerando-se o movimento de objetos em cenas reais, os seres humanos tornam-se os principais alvos no reconhecimento de ações, uma vez que

¹ Markov: matemático russo que ajudou a desenvolver a teoria de processos aleatórios que dependem do tempo (processos estocásticos) (O'CONNOR e ROBERTSON, 2006).

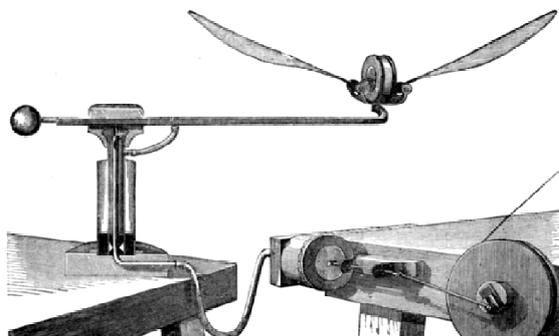
algoritmos de reconhecimento do movimento podem contribuir significativamente para a realização de sistemas de monitoramento automático para várias aplicações importantes.

Paralelamente à evolução da captura do movimento por sistemas óticos, outros artefatos foram criados e aperfeiçoados para a obtenção de dados por meio de aparatos, artefatos e sensores acoplados ao corpo em movimento. Tais sistemas são considerados não óticos (*non-optical systems*)

2.3. Captura do movimento por sistemas não óticos

Além da cronofotografia, Étienne-Jules Marey foi pioneiro na projeção e no uso de aparatos para a captura e análise do movimento. Por exemplo, projetou um aparato que simulava o movimento das asas de insetos durante o voo (Figura 12). Funcionava por um mecanismo no qual a resistência do ar, combinada aos movimentos da asa, propulsionavam o inseto mecânico (NMAH, 2001).

Figura 12: Movimento das asas de insetos



Fonte: Marey (1884)

A Figura 13 apresenta outro aparato de Marey para a captura do movimento. Tal artefato captura sinais diretamente na extremidade da asa do pássaro durante o voo.

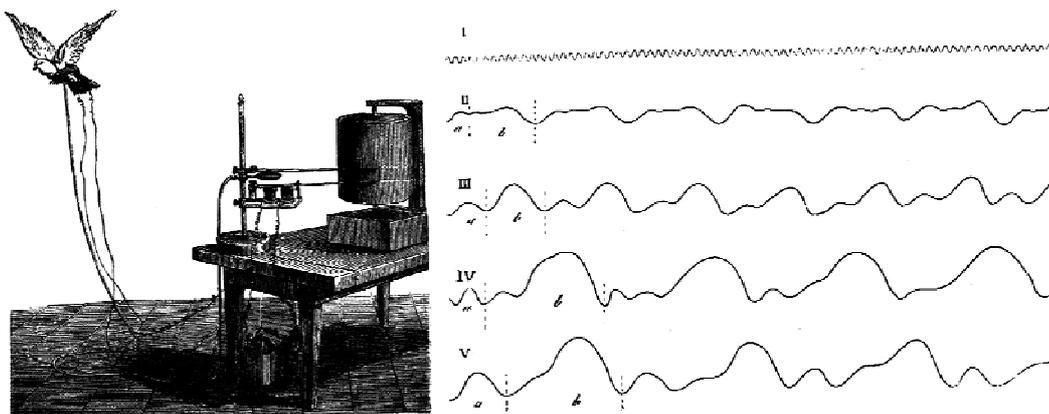
Figura 13: Captura do movimento da asa de pássaros



Fonte: Marey (1884)

Na Figura 14 observa-se a aplicação de outro aparato para estudo do voo dos pássaros, o qual possibilita capturar o movimento dos músculos peitorais por um miógrafo, instrumento capaz de registrar graficamente as contrações musculares (MAREY, 1884).

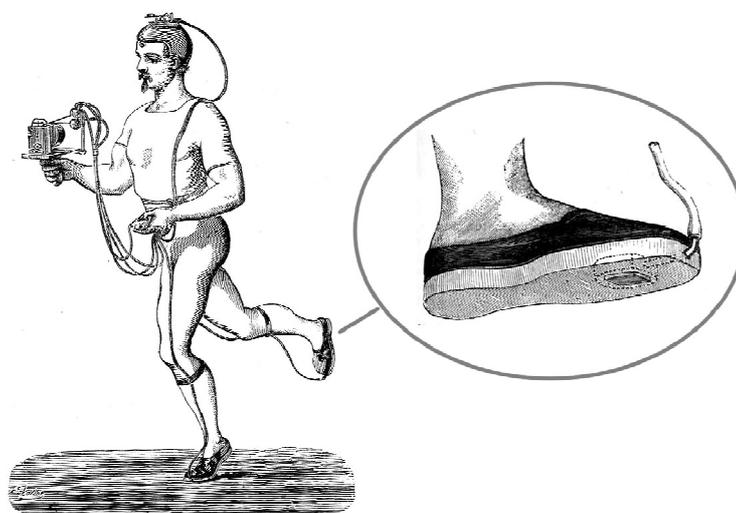
Figura 14: Miografia da musculatura peitoral de aves



Fonte: Marey (1890, 1884)

Para a captura da pressão do pé sobre o solo durante a marcha, Marey desenvolveu um artefato denominado Calçado experimental (*experimental shoe*), o qual permitia registrar a duração, as fases e a intensidade dos passos (Figura 15). Seu funcionamento dava-se por meio de uma câmara de ar colocada sob a sola de um sapato comum (MAREY, 1884). Este aparato, utilizado para estudar velocistas, talvez seja um dos primeiros sistemas não óticos para a captura de dados do movimento humano.

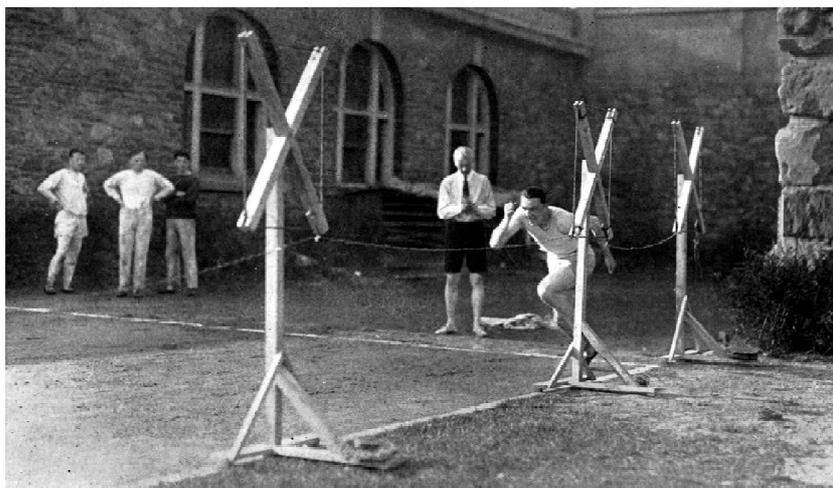
Figura 15: Calçado experimental



Fonte: Marey (1884)

Para medir a aceleração de velocistas, em 1927, Archibald Vivian Hill, na Universidade de Cornell, Nova Iorque, utilizou grandes bobinas de fio dispostas metro a metro ao longo de uma pista e as conectou em um galvanômetro². O corredor vestia uma faixa magnética em volta do peito e ao passar pela bobina um desvio era detectado pelo instrumento (Figura 16). A velocidade era calculada dividindo-se a distância entre cada bobina pelo tempo decorrido (BASSETT Jr, 2002).

Figura 16: Sistema para medição da aceleração (1927)



Fonte: Bassett Jr (2002)

Em 1780, George Atwood, matemático Inglês, inventou um equipamento para expor e verificar a ação da aceleração da gravidade (ROOTENBERG, 2011). O aparelho foi projetado como um experimento para verificar as leis mecânicas do movimento uniformemente acelerado, para demonstrar e investigar o efeito da gravidade sobre corpos em queda. A máquina consiste de dois corpos de diferentes massas ligadas a um cabo sobre polias. Na estrutura há uma régua para medir as distâncias percorridas e um relógio de pêndulo para marcar o tempo transcorrido (OXFORD, 2011). Tal aparelho, desenvolvido para medir a aceleração dos corpos em queda, pode ser observado na Figura 17.

² Galvanômetro: quando uma corrente elétrica passa pelo galvanômetro neste cria-se um campo magnético que move um ponteiro sobre uma escala graduada demonstrando a intensidade desta.

Figura 17: Aparelho para medição da aceleração (1780)



Fonte: Oxford (2011)

Com a crescente necessidade de se obter dados sobre aceleração de corpos em aplicações comerciais e na pesquisa, foi desenvolvido um transdutor para tal medição. O princípio de funcionamento do acelerômetro baseia-se na comparação do movimento entre uma massa fixa e uma suspensa. A massa fixa possui aceleração igual ao movimento do corpo, enquanto que a massa suspensa flutua devido à sua resistência à mudança de estado, princípio da inércia³. A diferença entre o movimento dessas massas é proporcional à aceleração do corpo (ANALOG DEVICES, 2011).

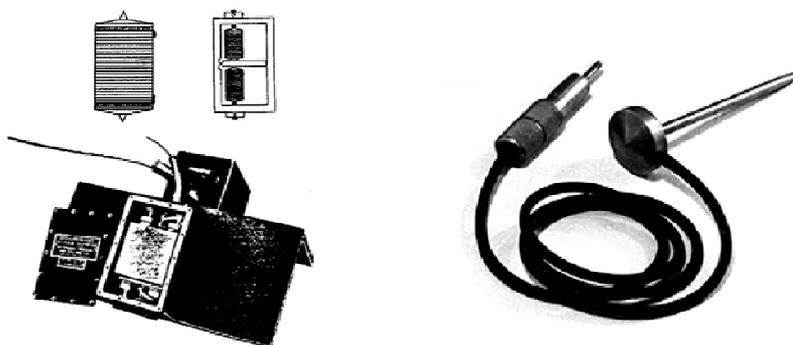
De acordo com Dimension (2011), o acelerômetro mede acelerações estáticas ou dinâmicas. Medindo a aceleração estática, é possível identificar o ângulo de inclinação do artefato em relação à Terra, medindo a aceleração dinâmica, é possível analisar vibrações conforme o artefato é movimentado.

Um dos primeiros acelerômetros comerciais foi projetado por Burton McCollum e Orville Peters em meados de 1920. O sensor era composto por discos de carbono (Figura 18a). Quando submetido à aceleração sua seção superior comprimia-se

³ A inércia é a resistência que um corpo oferece para alterar seu estado de movimento para repouso (desaceleração), ou de repouso para movimento (aceleração). Essa mudança de estado, observando-se uma referência e tempo transcorrido, pode ser medida (ANALOG, 2011).

gerando uma tensão elétrica na seção inferior. Estas seções eram organizadas em uma configuração de meia-ponte de Wheatstone⁴. Para melhorar a precisão das medições do acelerômetro, em 1943 o sensor foi construído em material piezoelétrico⁵ com encapsulamento em metal, como pode ser observado na Figura 18b (WALTER, 2002).

Figura 18: Primeiros acelerômetros comerciais (1920; 1943)



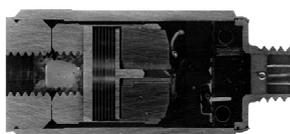
a) Acelerômetro resistivo (1920)

b) Acelerômetro piezoelétrico (1943)

Fonte: Walter (2002)

Com o foco na miniaturização dos acelerômetros, em 1960 foi patenteado um modelo com cristais empilhados interligados eletricamente e com sistema de operação por compressão (WALTER, 2002). Na Figura 19 observa-se em corte o acelerômetro descrito.

Figura 19: Acelerômetro em corte (1960)



Fonte: Walter (2002)

O princípio básico de um acelerômetro é o de um sistema massa mola. Dentro do âmbito de deformação linear, este sistema é governado pelo princípio físico conhecido

⁴ A ponte de Wheatstone é um circuito adequado para medir pequenas variações em resistências elétricas. Por meio da ponte comparam-se resistências conhecidas com resistências desconhecidas (HOFFMANN, 2011).

⁵ O efeito piezoelétrico descreve a relação entre estresse mecânico e tensão elétrica. Uma tensão mecânica aplicada em um sólido irá gerar uma tensão elétrica proporcional, assim como uma tensão elétrica aplicada irá alterar a forma do sólido. Ocorre em alguns cristais como quartzo, topázio e turmalina (PIEZO, 2007).

como Lei de Hooke, que se refere ao fato da deformação sofrida por um corpo material ser linearmente relacionada à força causadora da deformação (KRELLING, 2006).

O desenvolvimento dos acelerômetros na década de 1970 foi focado na redução de custos e no aumento da eficiência com que os ensaios poderiam ser realizados. Já em 2002, Walter (2002) previa que os avanços em transdutores⁶ ocorreriam a uma taxa cada vez mais acelerada, incentivados pelos rápidos avanços da eletrônica. Previa ainda que a expansão de sua demanda seria conduzida pela versatilidade aumentada, baixo custo e no uso das tecnologias emergentes de estruturas inteligentes.

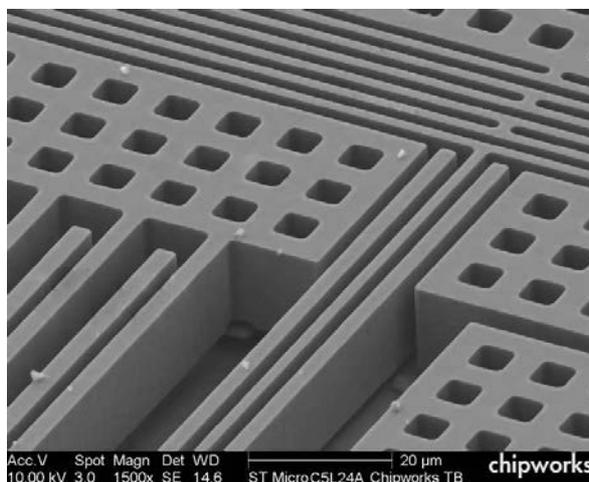
Os acelerômetros são utilizados desde 1990 na indústria automobilística para disparar o airbag e em aplicações aeroespaciais. Alguns fabricantes de notebooks se utilizam destes artefatos para detectar a aceleração da gravidade e travar o disco rígido antes da colisão protegendo os dados; na indústria de jogos, por exemplo, o console Nintendo Wii permite ao usuário interagir com o jogo movimentando um controle sem fio e reproduzindo virtualmente as ações executadas pelo jogador; em alguns telefones celulares e tocadores de música/vídeo, por exemplo, Apple iPod e iPhone, há o recurso de rotação da imagem de acordo com a posição do aparelho; também são utilizados no monitoramento de vibrações estruturais (COELHO, 2007). Embora a tecnologia do acelerômetro já tenha sido aplicada por cerca de duas décadas no acionamento de *airbags*, somente com as interfaces de movimento apresentadas no vídeo game Nintendo Wii e no celular Apple iPhone tornou-se conhecida a ampla possibilidade de aplicações para este sensor inercial (ANALOG DEVICES, 2009).

A escolha do acelerômetro adequado a cada projeto recai sobre sua sensibilidade, esta que tem por unidade múltiplos de “g” (aceleração da gravidade). Os componentes mais sensíveis disponíveis no mercado têm sensibilidade da ordem de 0,0017g, embora a maioria situe-se acima de 2g, com limite de resistência no uso de até 10.000g (KRELLING, 2006). Parte dos acelerômetros disponíveis comercialmente enquadram-se na família dos sistemas microeletromecânicos (MEMS), os quais integram elementos mecânicos, sensores, atuadores e circuitos eletrônicos em escala micrométrica. Atualmente o acelerômetro é fabricado pelo processo de gravação seletiva por adição de

⁶ Um transdutor é um artefato que converte um tipo de energia em outra, não necessariamente em um sinal elétrico. Um sensor pode ser composto de um transdutor para ter como resultante um sinal elétrico (SOUZA, 2006).

camadas (*Dissolved Wafer Processing*). Na Figura 20 pode ser verificada sua estrutura ampliada por um microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Figura 20: MEV de um acelerômetro



Fonte: Chipworks (2012)

Para a aplicação em circuitos eletrônicos, alguns tipos de acelerômetros comerciais necessitam alimentação com corrente elétrica contínua, filtros de ruído a interferências, além de um microcontrolador para leitura dos dados. Os dados extraídos podem ser manipulados e injetados em circuitos eletrônicos ou conectados a computadores para monitoração através de *software*. Atualmente o uso desta tecnologia tem aumentado e já está sendo utilizada em aparelhos e produtos portáteis, mas ainda de alto valor agregado, produzidos apenas por grandes fabricantes no mercado mundial.

Além da aplicação dos acelerômetros em produtos, uma grande quantidade de pesquisas no mundo inteiro tem se beneficiado destes artefatos na técnica de acelerometria, possibilitado monitorar e avaliar a atividade física em seres humanos. Trivino *et al* (2010) utilizam a acelerometria para desenvolver sistemas computacionais com capacidade de interpretação baseada na Teoria da Percepção Computacional (CTP), calculando descrições imprecisas do mundo em uma maneira similar a interpretação feita pelos seres humanos, contribuindo para o campo de reconhecimento de padrões em um procedimento automático de aprendizado computacional. Os autores propõem com isso um modelo flexível da marcha humana com as variações relativas a período e amplitude do sinal representado linguisticamente.

De acordo com Gafurov *et al* (2006), os MEMS são tema muito recente no reconhecimento biométrico da marcha humana. Alguns destes atuadores capturam e fornecem dados de aceleração em até três direções (eixos x, y e z) simultaneamente e com alta taxa de amostragem. Watakabe *et al* (2003) mencionam que a captação de ondas vibratórias dos músculos originadas pela movimentação das fibras musculares, recentemente tem ocorrido por meio de acelerômetros sob o nome de mecanomiografia (MMG). O uso da acelerometria tem apresentado crescente uso na análise biomecânica do movimento humano (GRIFFIN, 1990). Os acelerômetros têm representado uma solução precisa para a captura de sinais de movimento com ampla e variada aplicação em produtos, tanto na área da saúde, quanto em produtos comerciais (XIE *et al*, 2008).

As vantagens da utilização de acelerômetros para avaliar o movimento incluem: o baixo custo comparado a equipamentos mais usualmente utilizados para análise da marcha em laboratório (plataformas de força e câmeras de alta velocidade); a sua utilização não está restrita ao ambiente laboratorial; os acelerômetros podem ser de pequena dimensão permitindo a execução da marcha sem restrições e podem ser encontrados em diversos tipos, modelos e com diferentes sensibilidades (KAVANAGH e MENZ, 2008).

O uso da acelerometria na área da saúde pode contribuir no diagnóstico de problemas no sistema motor, na comparação de dados de biomovimentos, no mapeamento da amplitude das articulações, no levantamento de informações para um banco de dados de padrões de atividades musculares, entre outras aplicações. Na área da Tecnologia Assistiva os sensores inerciais, de um modo geral, podem oportunizar a pessoas com deficiência a realização de atividades com maior autonomia, ampliando suas capacidades: cadeiras de rodas motorizadas podem ser acionadas pelo simples movimento de um dedo, sistemas de içamento e elevadores podem ser controlados remotamente pelo movimento da cabeça, artefatos de ajuda na locomoção podem ser sincronizados pelo membro do corpo sadio.

2.4. Sistema de rastreamento eletromagnético (*electromagnetic tracking*)

O sistema de rastreamento eletromagnético (ETS) é um sistema de medição cinemática direta, o qual permite capturar a posição tridimensional, bem como a orientação dos sensores que compõem o sistema. Em relação aos sistemas baseados em captura de imagem, sua principal vantagem é que não está sujeito a oclusão de marcadores (pela posição do corpo ou membros). Sua principal limitação está na susceptibilidade à interferência magnética de objetos metálicos (MILLS, 2006).

Algumas técnicas de precisão têm sido relatadas para a avaliação da escala do movimento tridimensional da coluna vertebral, como a radiografia e a tomografia computadorizada. No entanto, as desvantagens de tais métodos são a exposição à radiação, o custo e a disponibilidade do equipamento. Muitos estudos apontam o sistema eletromagnético à pesquisa biomecânica e cinemática em articulações do corpo humano. O ETS é uma ferramenta de medição não invasiva que consiste de um transmissor, o qual gera campos eletromagnéticos de baixa frequência detectados por sensores (Figura 21).

Figura 21: Sistema de rastreamento eletromagnético



Fonte: Nussbaumer (2010)

Segundo Guo *et al.* (2010), o sistema fornece informações dinâmicas e contínuas ao medir a escala tridimensional do movimento. Acompanha posições consecutivas do sensor em relação ao transmissor definidas por coordenadas cartesianas X, Y e Z, bem como por azimute⁷, elevação, rotação (ângulos de Euler⁸). Este sistema calcula

⁷ Azimute (do árabe *as-sumut*= direção, ponto no horizonte) é o ângulo medido entre um ponto projetado no plano horizontal e um ponto de referência no mesmo plano.

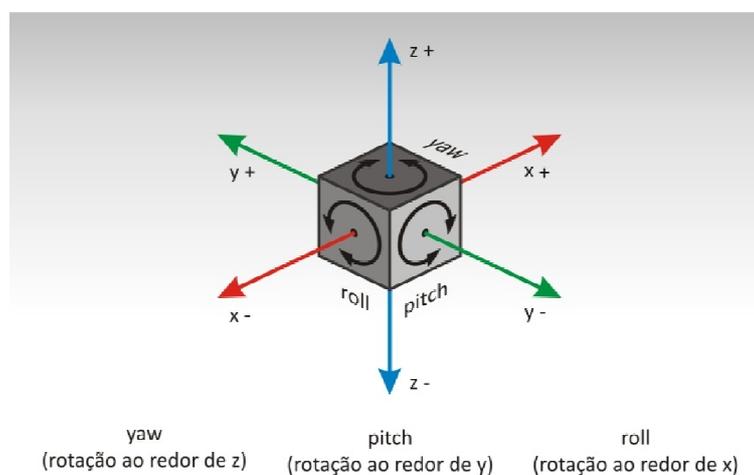
⁸ Para descrever a orientação tridimensional de um corpo sólido ele deve ser submetido a uma sequência de três rotações descritas pelos ângulos de Euler (Leonhard Paul Euler, séc. XVIII).

a posição e a orientação dos sensores pelo fluxo magnético relativo de bobinas ortogonais entre o transmissor e os receptores (triangulação). A intensidade relativa da tensão ou corrente das bobinas permite o cálculo do alcance e da orientação em um mapeamento do movimento rastreamento. Utiliza sensores com 6 graus de liberdade que fornecem bons resultados na captura do movimento obtidos com apenas dois terços do número de marcadores necessários em sistemas óticos. Os sensores não são ocluídos por objetos não metálicos, mas são suscetíveis à interferência magnética e elétrica a partir de objetos de metal no ambiente, como vergalhões de aço. Interferem também fontes elétricas, tais como monitores, luzes, cabos e computadores. A resposta do sensor não é linear e a fiação dos sensores tende a impedir o livre movimento dos membros.

- **Grau de liberdade (*Degree of Freedom*)**

Grau de liberdade (DoF) refere-se ao movimento de um corpo rígido, o qual não sofre deformações em nenhuma de suas direções no espaço 3D, e a quantidade de informações numéricas necessárias para definir sua posição no espaço (BECKER, 1999). Um objeto pode mover-se em vários graus de liberdade entre rotações e translações no espaço tridimensional. Incluindo-se variáveis de velocidade e aceleração às translações e rotações, obtém-se um sistema 12 DoF (PIMENTEL, 1995 *apud* MACHADO, 1995). Em sistemas de captura do movimento, artefatos de interação 6 DoF permitem ampla e livre movimentação. A Figura 22 ilustra o movimento de um corpo rígido em três translações (x, y, z) e três rotações (roll, pitch, yaw), ou seja, 6 DoF.

Figura 22: Movimento 6 DoF



Fonte: Adaptado de Pimentel (1995) *apud* Machado (1995)

2.5. Captura inercial do movimento (*inertial moCap*)

O uso de tecnologia de sensores inerciais para a captura do movimento dispensa a necessidade de um "link" entre o corpo e estações fixas nas imediações, o que permite um sistema portátil com uma área de atuação limitada apenas pelo link de dados sem fio, eliminando ruídos e interferências. Para o funcionamento do sistema é necessário o envio inicial de dados sobre a posição absoluta de um ponto de referência no corpo. A partir disso um *software* de ambiente virtual configura e apresenta o movimento capturado em tempo real. Para isso, um sistema de rastreamento baseado em ótica e rádio frequência comunica-se com um *software*, o qual faz a previsão da posição com base nos dados do sensor inercial em movimento (DELLEMAN *et al.*, 2011).

O sistema Xsens MVN (Figura 23) é composto por 17 módulos de sensores inerciais e magnéticos. Os dados são transmitidos por uma conexão sem fio a um computador portátil (ROETENBERG *et al.*, 2009).

Figura 23: Sistema de captura com sensores magnéticos e inerciais



Fonte: Roetenberg *et al.* (2009)

2.6. Design e tecnologia

Segundo Moura (2010), pode-se afirmar que o design tem uma estreita relação com a tecnologia, sendo esta, um dos seus pilares. A tecnologia estabelece relações com o campo do design e é sempre encontrada no universo e nas definições do design. A integração da tecnologia e da arte dá sustentação aos aspectos culturais, estéticos, funcionais e de linguagem do projeto refletidos nos produtos. O design é o campo, a área por excelência que surge e atua a partir da relação com a tecnologia. Escorel (2000) relaciona o design com uma forma de expressão absolutamente sintonizada aos avanços tecnológicos de nosso tempo. Ainda, as definições de Maldonado e Niemeyer reforçam o caráter tecnológico do design:

“O design é uma atividade projetual que consiste na determinação das propriedades formais dos objetos produzidos industrialmente. Por propriedades formais não se deve considerar unicamente aquelas exteriores, mas, sobretudo a relação funcional e estrutural que fazem com que um produto tenha uma unidade coerente seja do ponto de vista do produtor ou do usuário” (Maldonado, 1961).

“O design é uma atividade no extenso campo da inovação tecnológica. Uma disciplina envolvida nos processos de desenvolvimento de produtos, estando ligada a questões de uso, função, produção, mercado, utilidade e qualidade formal ou estética de produtos industriais, com a ressalva de que a definição de design se daria de acordo com o contexto específico de cada nação” (Niemeyer, 1997).

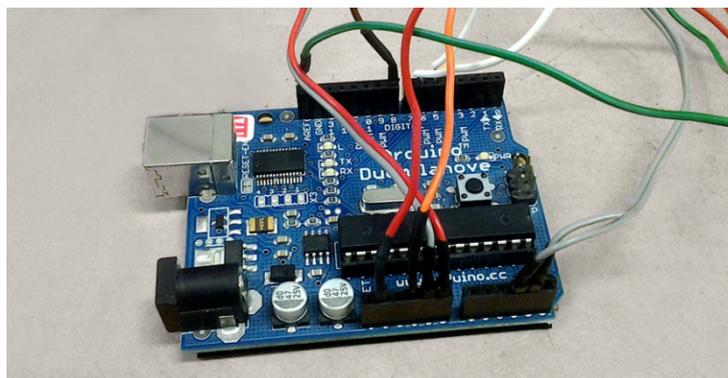
No design produzem-se novas ideias para a solução de problemas através de produtos (LÖBACH, 2001) e cada vez mais produtos têm-se baseado em eletrônica. Exemplo desse estímulo tecnológico no design são os produtos (vídeo *games*, *smartphones*, *notebooks*, *tablets*, câmeras digitais, *players*) com funções que respondem ao movimento, a aceleração, a temperatura, a luz e a pressão por meio de sensores. O avanço da tecnologia eletrônica tem provocado mudanças profundas em alguns setores. Áreas como a de Tecnologia Assistiva, de equipamentos médico-hospitalares e de análises laboratoriais tem se beneficiado do design de eletrônicos, tais como equipamentos de eletromiografia, mecanomiografia, mapeamento de pressão, posturografia, etc.

2.7. Plataforma Arduino

Arduino é uma plataforma para o desenvolvimento de protótipos eletrônicos baseada em *hardware* e *software* versáteis. É destinado a artistas, designers, hobbistas (hobby) e a qualquer pessoa interessada em criar projetos ou ambientes interativos. Com esta plataforma é possível processar informações do ambiente por meio de uma variedade de sensores e atuar controlando luzes, motores entre outros atuadores. O Arduino foi desenvolvido sob o nome Arduino Project, em 2005, por uma equipe multidisciplinar na qual constam nomes como Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino e David Mellis (ARDUINO, 2011).

O Arduino é uma plataforma de computação física (embarcada) programável, capaz de processar entradas e saídas, tanto analógicas quanto digitais (Figura 24). Sua plataforma possibilita interações entre *hardware* e *software*. A placa é composta de um microcontrolador programável marca Atmel modelo AVR, um cristal oscilador que pulsa na frequência de 20 MHz, componentes básicos e um regulador de tensão elétrica para a alimentação via porta USB, pela qual se conecta ao computador para o tráfego de dados (McROBERTS, 2011).

Figura 24: Arduino modelo Duemilanove



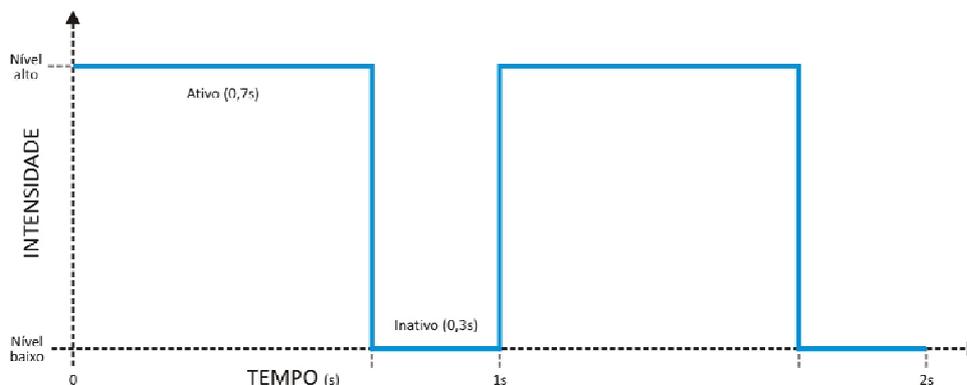
O microcontrolador é programado usando a linguagem Arduino. O programa (um conjunto de instruções) é enviado do computador ao chip do microcontrolador via USB, posteriormente as instruções são executadas autonomamente pelo Arduino (McROBERTS, 2011). O *software* Arduino consiste de um ambiente integrado para desenvolvimento (IDE) e suas bibliotecas. A linguagem de programação é baseada em Wiring. O IDE é escrito em Java e baseado no ambiente de desenvolvimento Processing. As bibliotecas são escritas em C e C++ (ARDUINO, 2011).

Projetos com Arduino podem ser autossuficientes (*standalone*), obtendo-se um artefato embarcado personalizado. Também, os projetos podem comunicar-se a *softwares* rodando em um computador. As placas podem ser construídas manualmente ou compradas pré-montadas, o *software* pode ser baixado gratuitamente. O projeto de *hardware* é disponível e livre para adaptações (ARDUINO, 2011).

2.8. Modulação PWM

Modulação por Largura de Pulso, do Inglês, *Pulse Width Modulation*, este tipo de sinal elétrico mantém a amplitude dos pulsos constantes e varia-se a sua largura proporcionalmente. Segundo Malaquias (2007), neste tipo de modulação o ciclo ativo do sinal elétrico e a largura do pulso são modificados. Por ciclo ativo entende-se a porção de tempo em que o sinal permanece em nível alto durante um período, por exemplo, um sinal com 70% de ciclo ativo e período de 1s, permanece 0,7s em nível alto e 0,3s em nível baixo (Figura 25).

Figura 25: PWM



Adaptado de Malaquias (2007)

Como resultado obtém-se um sinal alternado com frequência fixa e largura de pulso variável. Por exemplo, para se obter uma tensão elétrica constante de 6V a partir de uma fonte de alimentação elétrica de 12V, pelo controle digital PWM modula-se a largura do pulso ativo para um período de 50% do tempo. Nos outros 50% do período, o pulso será inativo.

2.9. Padrão de comunicação sem fio (Bluetooth)

O Bluetooth é um padrão de comunicação sem fio por ondas de rádio de baixo consumo que permite a transmissão de dados entre dispositivos (ALECRIM, 2011). Neste projeto, o sistema sem fio (*wireless*) torna-se importante na comunicação entre o sensor de captura do movimento afixado ao corpo do usuário e o artefato de controle da cadeira de rodas. Este sistema *wireless*, principalmente para curtas distâncias, proporciona grande liberdade durante o uso, tem sido muito empregado em telefones móveis celulares para a transferência de dados e na informática para a conexão de periféricos ao computador (mouse, teclado, som).

Alencar (2004) destaca que a interface de comunicações sem fio Bluetooth opera em um raio de aproximadamente um metro. A interface incorpora alguma inteligência trocando dados automaticamente, sem intervenção do usuário, e sua operação na frequência de rádio dispensa o contato visual entre os equipamentos. A ideia é incorporar o Bluetooth a produtos já disponíveis no mercado, eliminando muitas ligações com fio, incluindo computadores, periféricos, celulares, projetores, entre outros.

2.10. Produtos nacionais para a captura do movimento com aplicação em TA

No Catálogo Nacional de Produtos de Tecnologia Assistiva não consta nenhum artefato ou sistema para a captura do movimento na área de produtos de apoio à mobilidade pessoal, nem mesmo equipamentos que utilizem tal tecnologia. Apenas dois sistemas importados e para a área de acessibilidade ao computador.

O referido catálogo é uma iniciativa do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, através da Secretaria de Ciência e Tecnologia para Inclusão Social MCT/SECIS. É realizado em parceria com o Instituto de Tecnologia Social ITS BRASIL, e tem por objetivo oferecer informações sobre produtos de Tecnologia Assistiva fabricados ou distribuídos no Brasil (ASSISTIVA, 2011). Esta ferramenta ainda é recente e sua aplicação, por enquanto, não tem abrangência notória.

Do catálogo, os dois produtos importados citados são destinados à interface ao computador por meio da captura do movimento. Um deles, o *Integra Switch*, conecta-se ao computador via USB e é acionado com a boca através do sopro e sucção. É oferecido em

lojas de comércio global por 422,00 libras esterlinas. Seu valor de venda em uma loja virtual no Brasil é de 2.300,00 reais. O outro, o *Tracker Pro* com o *software Magic Cursor*, *software* semelhante ao QualiEYE, acopla-se ao monitor e aciona o computador pela captura dos movimentos da cabeça por meio de uma *webcam*. Em uma loja de comércio global especializada em produtos de TA é oferecido por 1.300,00 dólares e é vendido em loja virtual brasileira por 5.280,00 reais.

Consta ainda, na mesma loja virtual brasileira, um acionador que atua pela detecção de luz infravermelha e possibilita o controle do computador pelo piscar dos olhos, além de outros movimentos como das sobrancelhas, cabeça, dedos ou músculos faciais. Produz um contato elétrico fechado momentâneo. É vendido na opção de armação para óculos a 2.300,00 reais. Em loja de comércio global especializada em tecnologias inclusivas, é vendido a 779,00 dólares.

Na área de produtos de apoio à mobilidade pessoal, um sistema muito utilizado para o controle de cadeiras de rodas motorizadas é o P&G VR2. Um sistema (importado) robusto e confiável com acionamento feito por *joystick* (não possui sistema de controle pela captura do movimento). Este sistema será detalhado na análise funcional para o desenvolvimento do artefato de captura. O VR2 encontra-se a venda em sites de comércio global por atacado a preços que variam de 294,00 a 420,00 dólares cada unidade (preço para compras acima de cinco unidades). Em uma loja virtual brasileira este sistema está à venda por 1.810,00 reais.

2.11. Controle de cadeiras de rodas motorizadas

Segundo Dicianno, Cooper e Coltellaro (2010), o *joystick* padrão das cadeiras de rodas motorizadas é um tipo de controle proporcional, assim chamado devido à saída do dispositivo, neste caso a velocidade da cadeira, a qual aumenta progressivamente à medida que a alavanca é afastada de sua posição central. Estes dispositivos também podem ser referidos como *joysticks* sensores de movimento, porque a alavanca move-se devido à força exercida sobre ela por um usuário. Outros dispositivos de entrada, como *trackballs*, *touchpads*, pedais de acelerador e *joysticks* de vídeo game, também são utilizados para o controle de cadeiras. O uso eficiente desse tipo de controle geralmente requer certa

quantidade de propriocepção intacta (percepção da posição, deslocamento, equilíbrio, peso e distribuição do próprio corpo e de suas partes), mobilidade articular e destreza.

De acordo com Leishman, Horn, Bourhis (2010), muitas pessoas com deficiência enfrentam dificuldades ao dirigir suas cadeiras de rodas motorizadas com um *joystick* padrão. Um estudo clínico apresentado por Fehr, Langbein e Skaar (2000) *apud* Leishman, Horn, Bourhis (2010), mostra que 9% a 10% das pessoas com deficiências severas encontram-se nesta situação. A fim de permitir que estas pessoas recuperem sua mobilidade, pesquisas têm sido realizadas desde o final da década de 1980 sobre o desenvolvimento de cadeiras de rodas inteligentes. Têm sido consideradas diferentes abordagens para o projeto de assistência a mobilidade usando diferentes tipos de controle.

Segundo Albrecht (2010), trabalhos na área de interfaces homem-máquina utilizando biosinais para o controle de cadeiras de rodas se concentram na utilização de técnicas de eletrooculografia, movimentos dos olhos, (*apud* BAREA, 2003 e KUO, 2009) e em eletroencefalografia, ondas cerebrais, (*apud* REBSAMEN, 2007; PIRES, 2008 e KHARE *et al*, 2010). Também em técnicas de captura de biosinais provenientes da musculatura, como do músculo esternocleidomastóideo (*apud* HAN *et al*, 2003), da piscada dos olhos (*apud* BASTOS FILHO, 2006), do pescoço (*apud* CHOI *et al*, 2006), das sobrancelhas e olhos (*apud* TSUI *et al*, 2007), do bíceps e tríceps braquial (*apud* OONISHI *et al*, 2008), da testa, olhos e mandíbula (*apud* WEI *et al*, 2009). Além disso, através de variações na pressão do ouvido por movimentos da língua (*apud* MACE *et al*, 2010) e pela aspiração e expiração do ar pelo nariz (*apud* PLOTKIN *et al*, 2010). De acordo com o autor:

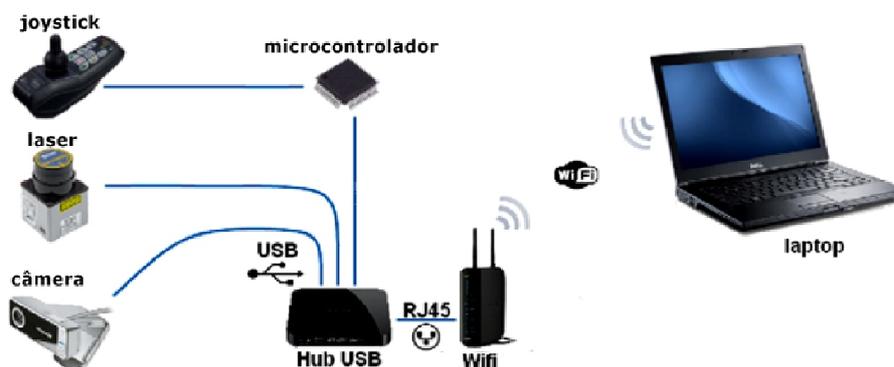
“Apesar de complexos e em nível de tecnológico avançado, os experimentos são normalmente realizados em laboratórios e outros ambientes internos controlados, sem demonstrar o desempenho em locais externos, mais suscetíveis a ruídos” (ALBRECHT, 2010).

Além dos trabalhos citados por Albrecht (2010), foram levantados em artigos internacionais e em trabalhos de conclusão de curso em Engenharia Elétrica na UFRGS, outros sistemas e projetos que contribuem à melhoria da qualidade no controle de cadeiras de rodas motorizadas.

- **Controle de cadeira de rodas através de uma abordagem dêitica**

O artigo de Leishman, Horn e Bourhis (2010), descreve a abordagem dêitica no controle de uma cadeira de rodas, a qual consiste na utilização da visão do ambiente, capturada por uma câmera, utilizada como interface de controle. Para mover a cadeira o usuário aponta em uma interface a localização final que pretende ir. Em seguida a cadeira de rodas movimenta-se automaticamente para essa posição, guiando-se por um laser. Mantém-se o *joystick* para o controle de condução da cadeira de rodas e em modo automático para a navegação na interface gráfica. Neste modo a cadeira executa as tarefas solicitadas no *laptop*. O sistema de controle exige apenas o laser e um computador de bordo, portanto, poderia ser colocado em qualquer cadeira de rodas motorizada (LEISHMAN, HORN e BOURHIS, 2010). A figura 26 apresenta a arquitetura do *hardware* utilizado no projeto.

Figura 26: Arquitetura do *hardware* do protótipo



Fonte: Leishman, Horn e Bourhis (2010)

Para a interface do sistema ao controle da cadeira, de acordo com Leishman, Horn e Bourhis (2010), foi utilizado o princípio da lógica difusa (*fuzzy logic*), a qual admite valores intermediários entre FALSO e VERDADEIRO, simulando as tensões provenientes do *joystick*. Este bloco é baseado na análise dos comportamentos obtidos para cada posição do *joystick*. Testes foram realizados com pessoas com deficiência. A interface, o controle e as funções oferecidas foram apreciadas. Além disso, a abordagem dêitica foi vista como intuitiva e fácil de usar. Várias solicitações foram formuladas como a introdução de trajetórias para trás e uma visão mais ampla do ambiente na interface. A vantagem deste sistema é que é adaptável a qualquer tipo de cadeira de rodas motorizada (LEISHMAN, HORN e BOURHIS, 2010).

- **Sistema de navegação para cadeiras de rodas**

No projeto de Cruz, Celeste e Bastos (2011) foi desenvolvido um sistema de navegação para uma cadeira de rodas motorizada (Figura 27) baseado em marcas metálicas instaladas no chão e cálculo automático do caminho entre dois pontos (inicial e final). A arquitetura de *hardware* da cadeira de rodas robótica consistiu em uma cadeira de rodas motorizada comercial a partir do qual apenas a estrutura mecânica e os motores foram utilizados. O módulo de potência e o *joystick* foram descartados. Foram instalados *encoders* diretamente aos motores e um microcontrolador controla a velocidade. Um amplificador dos sinais PWM obtidos a partir do microcontrolador enviava o comando aos motores. Ainda foram utilizados sensores indutivos, um leitor de RFID e um scanner a laser. Os algoritmos de controle foram implementados usando Visual C++. Sensores indutivos foram instalados para detectar a proximidade a objetos metálicos. As distâncias percorridas eram atualizadas em tempo real por meio de marcações metálicas no solo e de *tags* RFID de radiofrequência (CRUZ, CELESTE E BASTOS, 2011).

Figura 27: Cadeira de rodas adaptada



Fonte: Cruz, Celeste e Bastos (2011)

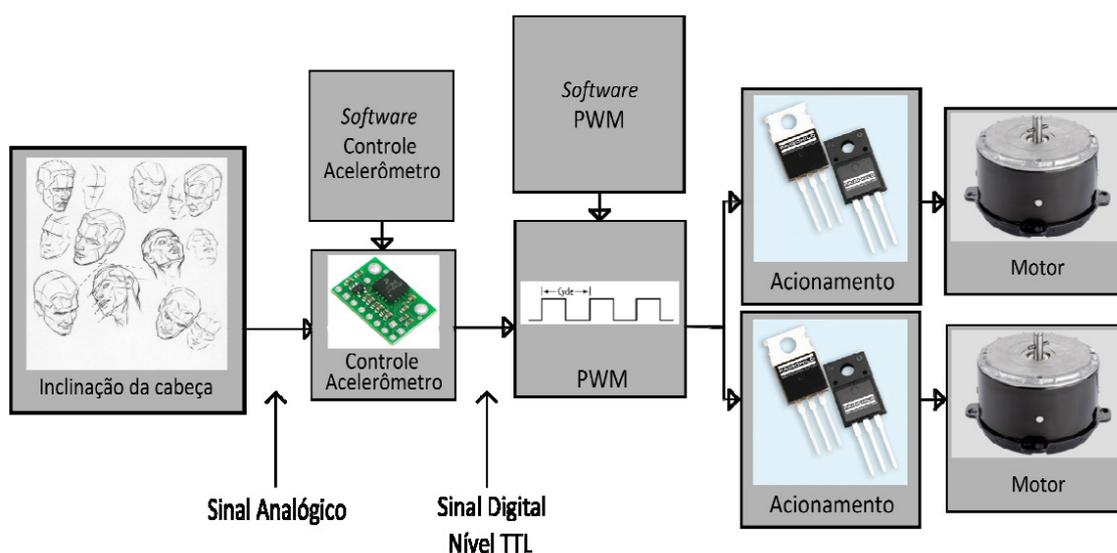
De acordo com Cruz, Celeste e Bastos (2011), um mapa topológico era gerado com uso do *scanner* 3D de modo que a passagem em locais inseguros era evitada e somente permitida com marcas metálicas aplicadas no chão. Em uma zona limitada, parcialmente conhecida, estática e com marcas metálicas suficientes, o sistema de

navegação torna-se flexível no que diz respeito ao ponto de partida e o de chegada. Uma restrição do sistema é a necessidade da instalação de segmentos metálicos no ambiente e uma desvantagem é a necessidade de apoio de outras pessoas quando um obstáculo estiver sobre as marcas metálicas no caminho.

- **Acionamento de uma cadeira através de acelerômetro**

O trabalho de conclusão de curso, em engenharia elétrica na UFRGS, de Fusco (2010), “Acionamento de uma cadeira de rodas através de um acelerômetro biaxial como inclinômetro”, apresenta o projeto de um controle para cadeira de rodas através da captura dos movimentos de inclinação da cabeça por um acelerômetro, com o objetivo de facilitar a locomoção de pessoas com deficiência motora (Figura 28).

Figura 28: Diagrama de blocos do sistema proposto por Fusco (2010)



Fonte: Fusco (2010)

De acordo com Fusco (2010), o usuário deste sistema vestia um boné, no qual um acelerômetro estava afixado. O sensor capturava os sinais da inclinação da cabeça, caracterizando o sentido do movimento desejado para a cadeira. O sinal do acelerômetro passava por um conversor analógico-digital e gerava um sinal PWM para controle dos motores. Um circuito de potência controlava a velocidade dos motores e a direção da cadeira. Para andar à frente os dois motores eram acionados com o mesmo ciclo ativo fazendo as duas rodas girarem igualmente, o mesmo era feito para movimentar-se à trás, apenas invertendo a polaridade da tensão aplicada aos motores. À direita ou à esquerda,

acionava-se o motor oposto ao lado que se desejava andar, e para movimentos contínuos, o usuário necessitava manter a cabeça inclinada.

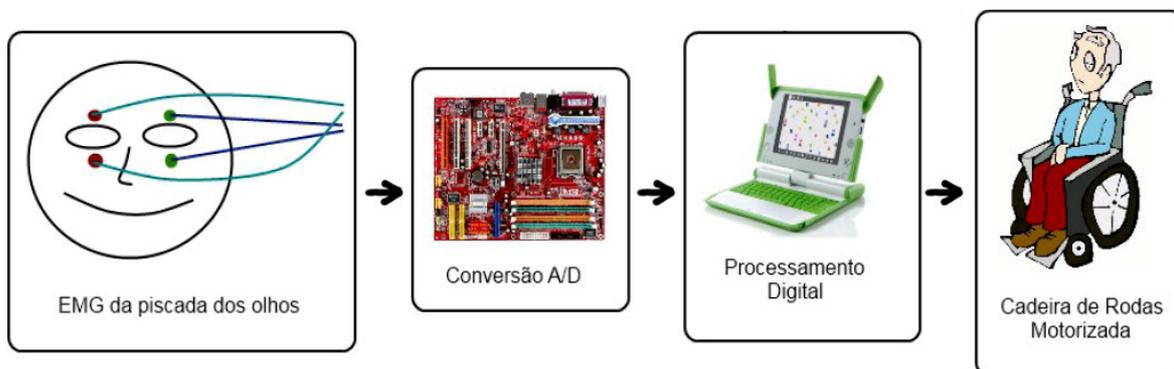
Segundo Fusco (2010), para a melhoria do acionamento da cadeira, na inicialização do sistema calibrava-se os ângulos de acordo com as condições de movimentos da cabeça do usuário. Como filtro, realizavam-se dez medidas consecutivas dos ângulos de inclinação e calculava-se a média, a qual era aplicada no acionamento dos motores. A cadeira utilizada foi um modelo não automatizado, que teve os eixos das rodas modificados, provendo suporte para o encaixe com o motor.

Os testes foram realizados com as rodas suspensas, pois os motores acoplados diretamente aos eixos da cadeira não tiveram torque suficiente para movê-la. Observou-se um erro máximo de inclinação de 1,7 graus e verificou-se que o acionamento dos motores dá-se apenas com a inclinação da cabeça e não com o giro do pescoço, o que permite ao usuário olhar para os lados sem acionar a cadeira. Ao realizar testes com carga o eixo de um dos motores quebrou e, portanto, não foram realizados ensaios com usuários no controle da cadeira, apenas na calibração do sistema (FUSCO, 2010). Além do problema de torque, aparentemente o sistema sofreu de superaquecimento nos transistores de controle dos motores, pois consta a necessidade de se realizar mais testes relacionados à temperatura de trabalho destes.

- **Controle de uma cadeira motorizada através de eletromiografia**

Na sequência do trabalho de Fusco (2010), outro trabalho de conclusão de curso em engenharia elétrica na UFRGS foi desenvolvido. O trabalho de Albrecht (2010), sob o título “Controle de uma cadeira de rodas motorizada através de eletromiografia em uma plataforma embarcada”, apresenta um sistema que adquire sinais elétricos provenientes dos músculos no movimento das pálpebras e aplica-os ao controle de uma cadeira de rodas motorizada (Figura 29).

Figura 29: Diagrama de blocos do sistema proposto por Albrecht (2010)



Fonte: Albrecht (2010)

A cadeira de rodas utilizada foi a mesma de Fusco (2010), porém os motores foram substituídos por outros com caixa de redução integrada, os quais proveram torque suficiente para movimentar a cadeira. O sistema utilizava eletrodos não invasivos, originalmente destinados a eletrocardiogramas infantis, um eletromiógrafo com filtro e ganho configuráveis e um algoritmo para detecção de piscadas (ALBRECHT, 2010).

De acordo com Albrecht (2010), os biossinais de ambas as pálpebras eram capturados pelo eletromiógrafo com os eletrodos sobre os músculos que circundam a órbita ocular. Estes sinais analógicos foram amplificados, tratados, filtrados e convertidos em sinais digitais. No algoritmo de detecção de piscadas foi determinado o seguinte protocolo de relação entre movimento de pálpebras e comandos à cadeira motorizada: para ir à frente, o acionamento dá-se por duas piscadas com ambos os olhos; para trás, piscando uma vez com cada olho; à esquerda, piscando uma vez com ambos os olhos e uma vez com o esquerdo; à direita, piscando a segunda vez com o olho direito; a parada, piscando ambos os olhos ao mesmo tempo ou piscando mais de duas vezes um dos olhos. Os comandos são atendidos com um atraso de dois segundos após a primeira piscada e cem milissegundos após a última piscada.

Segundo Albrecht (2010), a captura de biossinais relacionada ao movimento das pálpebras mostrou-se satisfatória para o controle da cadeira de rodas motorizada utilizada no projeto. O autor sugere a implementação de sensores de posição e velocidade na cadeira para um controle com maior precisão; a utilização de um microcontrolador com maior capacidade de processamento, a fim de se trabalhar com sinais digitais mais robustos para a detecção das piscadas com maior precisão; e a calibração dinâmica do sinal

adquirido, visto que os eletrodos de superfície apresentam perdas e erros após certo tempo de uso, devido a fatores como suor e exaustão do músculo em análise. Com estas implementações, seria possível, por exemplo, efetuar o controle de velocidade da cadeira através das piscadas e detectar comandos incorretos e corrigi-los.

Os sistemas e projetos apresentados neste capítulo representam os esforços da academia em proporcionar uma melhoria na qualidade de vida das pessoas com deficiência que utilizam cadeiras de rodas no dia-a-dia. As tecnologias aplicadas são variadas e de ponta. Carecem de pesados investimentos para que rompam os estágios de pesquisa e alcancem o usuário final a custos acessíveis. As informações compartilhadas pelos autores auxiliaram o presente trabalho no que tange a ensaios e conceitos de controle para cadeiras de rodas motorizadas.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Metodologia

Para o desenvolvimento deste projeto em uma abordagem qualitativa, foi investigada a captura do movimento e avaliada sua aplicação ao design. Foram utilizadas ferramentas de pesquisa e de projeto de produto, tais como revisão bibliográfica e histórica, análise do controle de uma cadeira de rodas motorizada, design e prototipagem de um artefato para a captura do movimento aplicada ao controle de uma cadeira de rodas motorizada. Por meio dos métodos descritos, pretende-se contribuir ao estudo da captura do movimento atestando ao Design a sua aplicação em produtos assistivos e artefatos tecnológicos.

Durante o desenvolvimento do trabalho a pesquisa teórica foi uma constante, embasando discussões, análises e observações realizadas. Com a validação do artefato de captura do movimento com o desenvolvimento do protótipo, espera-se contribuir para a popularização deste tipo de sistema em produtos nacionais, criando-se uma base tecnológica para o design de produtos assistivos focados no suprimento das necessidades específicas dos usuários. Para tanto, foram realizadas as seguintes etapas/atividades:

- Revisão bibliográfica sobre captura do movimento.
- Estudo de sistemas, artefatos e sensores de captura do movimento.
- Visitas a laboratórios, universidades e entidades relacionadas ao tema.
- Análise do sistema de controle de uma cadeira de rodas motorizada.
- Design de artefato para a captura do movimento sem fio aplicado ao controle de cadeira motorizada.

- Desenvolvimento de artefato de captura do movimento.
- Design de um módulo de interface ao *joystick* da cadeira motorizada.
- Desenvolvimento do módulo de interface.

No item “Revisão bibliográfica sobre captura do movimento”, buscou-se embasamento teórico à pesquisa em itens como histórico, evolução, principais técnicas e tecnologias utilizadas para a captura do movimento. Verificada a teoria, tornou-se essencial o “Estudo de sistemas, artefatos e sensores de captura do movimento” com “Visitas a laboratórios, universidades e entidades relacionadas ao tema” no intuito de conhecer tecnologias de captura importadas e nacionais para aprofundamento no assunto e na identificação de alternativas viáveis ao projeto de um sistema de controle.

Paralelamente às pesquisas sobre captura do movimento, foi realizada a “Análise do sistema de controle de uma cadeira de rodas motorizada”, pois a interação entre sistemas elétricos e eletrônicos nem sempre se dá de maneira simples. Esta análise envolveu o exame minucioso do funcionamento mecânico, elétrico e eletrônico do sistema de controle. Foram realizadas desmontagens, medições de sinais elétricos e testes de circuitos.

O conhecimento adquirido foi aplicado ao “Design de artefato para a captura do movimento sem fio aplicado ao controle de cadeira motorizada”. Para a segurança do usuário é importante à alta confiabilidade no controle de sua cadeira de rodas motorizada. Foi feita a conexão sem fio entre o sistema de captura e o controle da cadeira. Foram montados protótipos eletrônicos com sensores (acelerômetros), microcontroladores (plataforma Arduino) e comunicação sem fio (padrão Bluetooth).

A integração do artefato de captura ao sistema de controle da cadeira poderia se dar de várias maneiras: pela substituição da alavanca ou do *joystick* ou do módulo de potência, ou pela instalação de um sistema mecânico acoplado ao *joystick*. Foi buscado no “Design de um módulo de interface ao *joystick* da cadeira motorizada” o projeto de um sistema versátil, seguro e viável para o controle de cadeiras motorizadas. Para o “Desenvolvimento do módulo de interface” foram montados protótipos eletrônicos. A substituição da alavanca foi estimada como o nível de mais baixa complexidade à solução buscada neste projeto.

Para embasar o projeto, foi analisada uma cadeira de rodas motorizada marca Freedom, modelo Millenium RT (Figura 30). O sistema de controle da cadeira é importado, da marca Penny & Giles, modelo VR2.

Figura 30: Cadeira de rodas motorizada

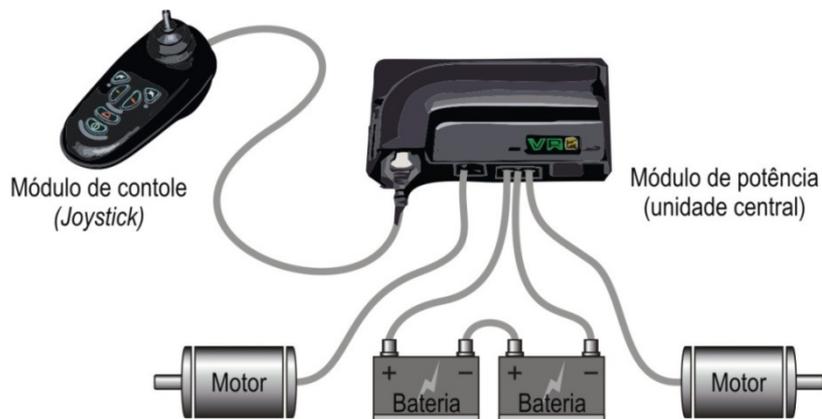


Segundo Bonsiepe (1984), uma análise tem por objetivo esclarecer problemas relacionados ao projeto, levantar dados e interpretar informações relevantes ao design de um produto. A análise funcional serve para reconhecimento e compreensão das características utilitárias de um produto. Nesta análise foram verificadas as funções técnico-físicas de cada componente ou subsistema do produto.

3.1.1. Análise funcional

O sistema de controle de uma cadeira de rodas motorizada normalmente é constituído por dois módulos: o módulo de controle *joystick* e o módulo de potência ou unidade central. O sistema elétrico completo de uma cadeira compreende ainda as baterias e os motores. Todo o sistema da cadeira opera integrado e com máxima confiabilidade, gerenciado pelo módulo de potência. Como ilustração ao sistema de uma cadeira de rodas motorizada, a Figura 31 apresenta o esquema elétrico da cadeira Freedom Millenium RT.

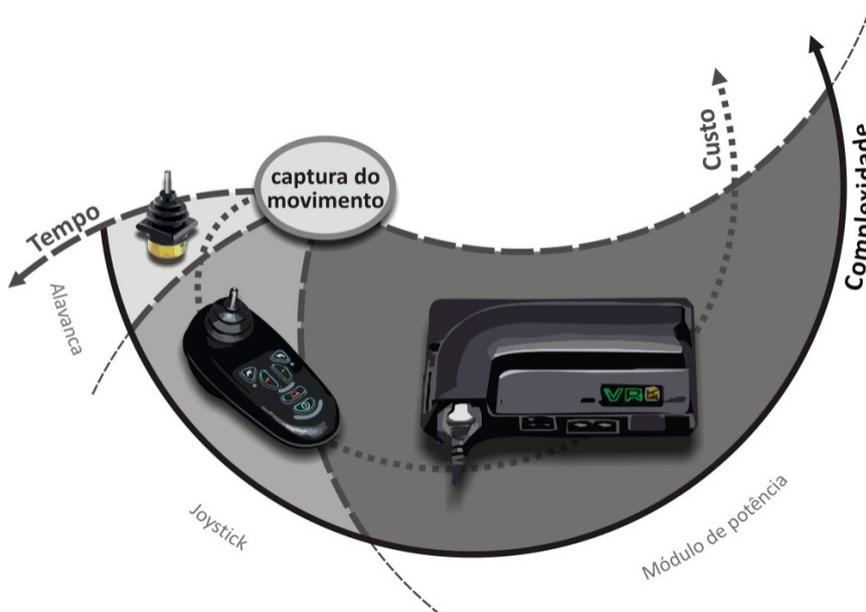
Figura 31: Esquema elétrico de uma cadeira motorizada



Fonte: Adaptado de P&G (2009)

Para integrar o artefato de captura do movimento ao sistema de controle da cadeira de rodas motorizada, buscou-se o design de um meio de interface ao sistema original subdividindo o projeto em níveis de complexidade. A Figura 32 indica estes níveis em termos de complexidade, tempo e custo para a integração dos sistemas.

Figura 32: Integração da captura do movimento ao controle da cadeira



3.1.2. Caracterização dos sinais elétricos na alavanca (nível 1)

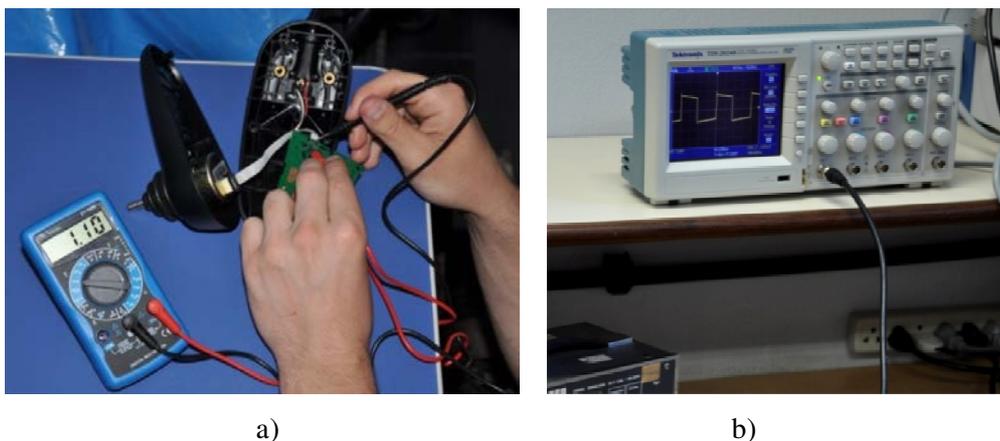
O nível 1 refere-se ao projeto de menor complexidade, com o desenvolvimento do artefato de captura e a substituição apenas da alavanca, mantendo-se os demais circuitos

da cadeira inalterados. Como projeto intermediário, nível 2, tem-se o desenvolvimento do artefato de captura do movimento e do módulo de controle, mantendo o módulo de potência original. O projeto de maior complexidade, nível 3, envolve o desenvolvimento do artefato de captura e de um novo módulo de potência, o qual acumula as funções de monitoramento, processamento e controle de todo o sistema elétrico da cadeira. Como alternativa, há a opção de acoplamento de um sistema mecânico ao *joystick* para controle da alavanca.

Tendo conhecimento dos objetivos e níveis do projeto, bem como dos módulos e partes do sistema de controle VR2, partiu-se para a análise dos sinais elétricos de seus circuitos. Os sinais elétricos referem-se à diferença de potencial (tensão elétrica), de corrente elétrica, ou de outras grandezas físicas no decorrer do tempo entre os polos positivo e negativo de uma fonte de energia.

Os instrumentos utilizados para a análise dos sinais foram: um multímetro digital Minipa modelo ET-1002 (Figura 33a) e um osciloscópio Tektronix modelo TDS 2024B (Figura 33b) do laboratório de Engenharia Elétrica desta universidade. Um osciloscópio identifica a forma de onda, frequência e amplitude de um sinal elétrico permitindo visualizar em tempo real a amplitude da tensão elétrica acrescentando a variável tempo. O voltímetro é um instrumento que mede, estatisticamente, o valor quadrático médio (RMS) da magnitude tensão elétrica (V), a qual é variável.

Figura 33: Medições na alavanca

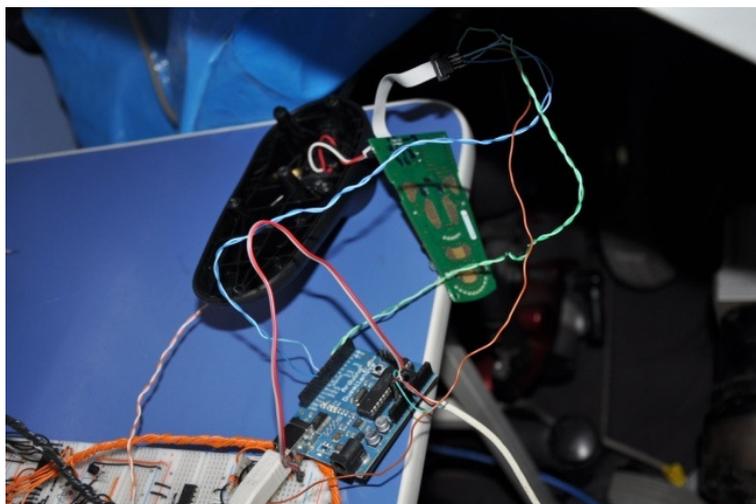


A aplicação da análise baseou-se no pressuposto de que a caracterização dos sinais elétricos viabilizasse a substituição dos módulos de controle da cadeira através da replicação dos sinais por meio de um microcontrolador programável. Definiu-se a

plataforma Arduino como a opção de programação, devido aos códigos abertos disponíveis para base e à acessibilidade ao *hardware*.

Para a etapa de replicação dos sinais elétricos da alavanca, desenvolveu-se um circuito eletrônico controlado através da plataforma Arduino. O circuito desenvolvido replica as tensões elétricas, as mesmas caracterizadas nas medições. As saídas digitais do Arduino foram conectadas diretamente ao circuito eletrônico do *joystick* (Figura 34).

Figura 34: Conexão direta ao *joystick*

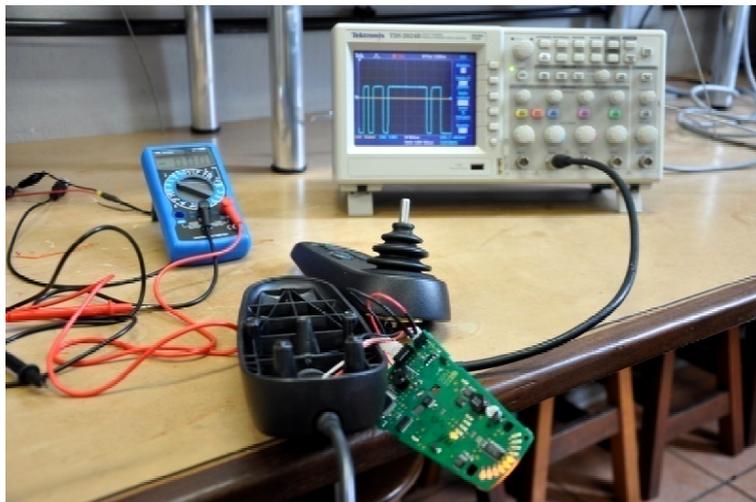


O segundo nível do projeto de interface ao sistema de controle VR2 da cadeira motorizada, referiu-se à substituição do módulo de controle *joystick*. Para tanto, inicialmente foi necessária a caracterização dos seus sinais elétricos.

3.1.3. Caracterização dos sinais elétricos no *joystick* (nível 2)

O procedimento para a caracterização dos sinais elétricos no *joystick* manteve-se o mesmo utilizado na identificação dos sinais da alavanca: medições de tensão, frequência e modulação elétrica com osciloscópio e multímetro. A medição foi realizada no *joystick* com o sistema ligado, com as pontas de prova do osciloscópio conectadas ao negativo da bateria (terra) e ao condutor do sinal elétrico (Figura 35).

Figura 35: Medições no joystick



3.1.4. Caracterização dos sinais elétricos no módulo de potência (nível 3)

O módulo de potência acumula funções específicas e complexas no controle geral da cadeira. Por exemplo, monitora a carga das baterias, recebe os sinais do *joystick*, controla o acionamento dos motores (*driver* de potência), suaviza as arrancadas e paradas, arma automaticamente os freios eletromagnéticos.

O nível 3 referiu-se a viabilidade ao desenvolvimento de um sistema completo de controle para a cadeira motorizada com o aproveitamento apenas dos motores e das baterias do sistema elétrico original da cadeira Freedom. Este nível incluía primeiramente a caracterização dos sinais elétricos enviados pelo módulo de potência aos motores da cadeira.

As informações adquiridas nas caracterizações dos sinais elétricos (níveis 1, 2 e 3) são relevantes ao design de sistemas nacionais de controle, bem como ao design de artefato de controle por meio da captura do movimento que se adapte ao *joystick* de cadeiras de rodas motorizadas, um dos objetivos específicos desta dissertação.

4. ENSAIOS EM CAPTURA DO MOVIMENTO

Cumprindo os objetivos específicos de estudar a captura de movimentos, principalmente de biomovimentos, de estudar sistemas, sensores e artefatos de captura do movimento, bem como o seguimento da metodologia que sugere visitas a laboratórios, universidades e entidades relacionadas ao tema de captura do movimento, entre 20 e 31 de maio deste ano de 2012 foi realizada uma visita técnica⁹ ao laboratório ErgoVR (Virtual Reality) e ao Instituto de Sistemas e Robótica (ISR) em Lisboa, Portugal.

O ErgoVR é uma unidade do Laboratório de Ergonomia da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa. Desenvolve principalmente pesquisas em modelagem de ambientes virtuais para o estudo e otimização da interação humana por meio do design ergonômico. O ISR é um instituto de P&D de base universitária onde são desenvolvidas atividades de pesquisa multidisciplinar avançada nas áreas da robótica e processamento de informação, incluindo sistemas e teoria de controle, processamento de sinal, visão computacional, sistemas inteligentes e engenharia biomédica. As aplicações incluem robótica submarina autônoma, busca e resgate, comunicação móvel, multimídia, formação de satélites e robôs auxiliares. O ISR é uma unidade de pesquisa do Instituto Superior Técnico de Lisboa.

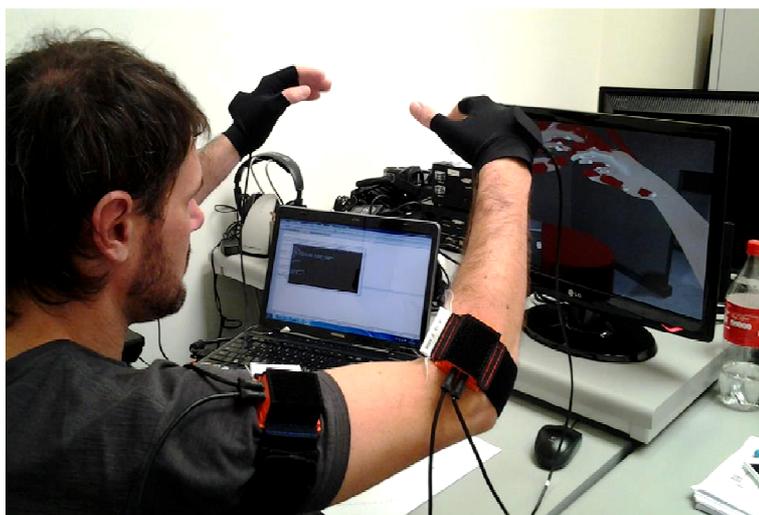
No ErgoVR e ISR foram realizados ensaios com diversos equipamentos de vanguarda tecnológica em *motion capture*. Sistemas, sensores e artefatos de captura do movimento humano (biomovimento), tais como Xsens, Flock of Birds, 5DT, Mouse Ring, Mouse 3D e Mindwave.

⁹ Visita com apoio financeiro pelo edital 001/2012: Missão científica de curta duração no exterior para estudantes dos Programas de Pós-Graduação da UFRGS.

4.1. Captura inercial com o sistema Xsens

Com o sistema de *motion capture* Xsens, descrito no item “2.5. Captura inercial do movimento”, realizaram-se ensaios de movimento com os braços. Os movimentos reais foram apresentados virtualmente em um *software* 3D desenvolvido no próprio ErgoVR (Figura 36).

Figura 36: Sistema Xsens



Para o ensaio posicionaram-se os sensores nas articulações do ombro, cotovelo e punho e então se calibra o sistema mantendo os braços erguidos e estendidos. Imediatamente braços virtuais na tela do computador passam a acompanhar os mesmos movimentos realizados pelo usuário no ambiente real. O sistema apresentou alguns inconvenientes, como a quantidade de fios presos ao sensor em cada articulação monitorada e a dificuldade no ajuste dos sensores sobre o corpo, pois a precisão da captura depende do exato posicionamento sobre o vértice das articulações.

4.2. Captura do movimento com a luva 5DT

A luva de dados 5DT foi desenvolvida para a captura do movimento dos dedos da mão, fornecendo dados para projetos de animação em jogos e realidade virtual. Este artefato mede a flexão e a abdução nas falanges dos dedos (Figura 37). A flexão do dedo é medida em dois pontos em cada dedo (primeira e segunda articulação). Os sensores de fibra ótica são sensíveis, precisos e fornecem um sinal limpo, minimizando a necessidade

de filtragem adicional. A luva é diretamente conectada ao computador via USB e possui uma versão via Bluetooth (FIFTH DIMENSION, 2009).

Figura 37: Luva de dados 5DT série Ultra



O artefato demonstrou-se eficiente à captura do movimento dos dedos durante o ensaio. A flexão e extensão dos dedos alteram as propriedades físicas dos sensores e estas alterações são visualizadas em forma de gráficos no *software* de operação da luva. Cada linha no gráfico representa um dedo e os dados apresentados são relacionados à amplitude variada em função do movimento em intervalos de tempo.

4.3. Captura de ondas cerebrais com o artefato MindWave

Acompanhando as tecnologias aplicadas em jogos, foi realizado um ensaio com o artefato MindWave, que captura os sinais elétricos das ondas cerebrais. De acordo com NeuroSky (2011), o MindWave reporta o estado mental do usuário, na forma de atenção e meditação, por meio de algoritmos que analisam as ondas cerebrais brutas e obtém informações sobre as faixas de frequências dessas ondas. Os dados podem ser aplicados a jogos, *softwares* de pesquisa ou outras aplicações de experiência aprimorada ao usuário. O artefato comunica-se ao computador via Bluetooth.

Utiliza-se o MindWave sobre a cabeça posicionando a haste com eletrodo frontalmente à testa e prende-se um clipe a uma das orelhas. Após alguns segundos o *software* mostra gráficos com variação de amplitude em duas linhas, atenção e meditação, com atualização relacionada ao tempo. O sistema vem com um pacote de jogos para exercício e treinamento da atenção e da meditação.

Os dados adquiridos no ensaio com o MindWave foram apresentados em forma de gráficos por meio do *software* de operação do dispositivo (Figura 38).

Figura 38: Mindwave



4.4. Rastreamento magnético com o sistema Flock of Birds

Segundo Ascension (2004), o sistema de medição de posicionamento e orientação Flock of Birds é um artefato de captura do movimento em seis graus de liberdade. Até trinta sensores podem ser controlados simultaneamente por um transmissor. Cada sensor tem capacidade de fazer de 20 a 144 medições por segundo para obtenção de sua posição e orientação. Para uma captura precisa, os sensores devem permanecer em um raio de 120 cm do transmissor que pode ser amplificado e ter um alcance operacional estendido a 240 cm. O sistema determina a posição e a orientação dos sensores em relação à base fixa, a qual transmite um campo magnético DC pulsado que é simultaneamente medido nos sensores. A partir das características de medição do campo magnético, cada sensor calcula sua posição e orientação e disponibiliza essas informações a um computador (ASCENSION, 2004).

De acordo com East (2008), o sistema Flock of Birds foi avaliado em pesquisas para a coleta de dados ao estudo de movimentos articulares (cinemática) do ombro, de articulações metatarsofalangeanas e do movimento do cotovelo no plano sagital. O sistema apresentou medidas confiáveis e válidas à cinemática articular.

No ErgoVR foi realizado o ensaio com um sensor do sistema Flock of Birds afixado à parte superior de um fone de ouvido e este, colocado sobre a cabeça. O funcionamento foi verificado em um ambiente virtual (Figura 39).

Figura 39: Captura do movimento por sensores magnéticos



Os movimentos da cabeça foram capturados em tempo real e o resultado aplicado ao posicionamento dentro de um ambiente virtual monitorado. Um fator limitante do sistema é a suscetibilidade a interferências eletromagnéticas produzidas por outros equipamentos elétricos ou eletrônicos, como celulares e computadores, bem como de peças metálicas que afetam a precisão da captura.

4.5. Controlador de cursor pelo polegar com o Ring Mouse

Um artefato prático e interessante para o controle do cursor do computador é o Ring Mouse (Figura 40) desenvolvido pela Genius. Segundo KYE SYSTEMS (2011), o artefato tem funções de controle para apresentações, multimídia, navegação na web, controle de jogos. Cumpre a função de um mouse convencional. O Ring Mouse baseia-se na tecnologia OptoWheel, concebida com um sensor ótico em resolução de 1000 dpi. Esta tecnologia é muito semelhante à *touchpad*, utilizada em *notebooks*.

A resolução de 1000 dpi e o acabamento da superfície na pequena área de toque (15 x 11 mm) do Ring Mouse proporcionam um baixo coeficiente de atrito e consequentemente um controle suave para o trabalho. Aplica a tecnologia *wireless* de 2.4GHz que minimiza interferências e proporciona um alcance de até 10 metros. O artefato é alimentado por uma bateria de lítio recarregável via mini USB (KYE SYSTEMS, 2011).

Figura 40: Genius Ring Mouse



Os ensaios com o Ring Mouse no ErgoVR demonstraram que com apenas um dedo é possível controlar o cursor de um computador. O artefato possui botões com as funções de clique esquerdo e direito de um mouse convencional, além de repetir a função do clique esquerdo sob a área do *touchpad*. A navegação é suave, porém são necessárias várias rolagens para se atingir toda a área de navegação na tela do computador.

4.6. Mouse 3D

Ha uma categoria especial de mouses para computador, com atuação em três dimensões. Possuem atributos voltados a manipulação de objetos 3D em *softwares* especializados. Segundo Dix *et al.* (1998), há uma variedade de artefatos que funcionam como versões 3D de mouse. Possuem 6 graus de liberdade, ou seja, além do posicionamento em relação aos eixos x e y, rastreiam também movimentos para cima e para baixo (eixo z) e também as rotações nesses três eixos, chamadas de *pitch*, *yaw* e *roll* (ver Figura 22). Vários tipos de sensores são usados para rastrear a posição e a orientação do mouse, como bobinas magnéticas, ultrassom ou mesmo juntas mecânicas. Os movimentos capturados pelo mouse 3D são apresentados na Figura 41.

Figura 41: Navegação com um mouse 3D



Fonte: 3Dconexxion (2007)

De acordo com Lombard (2011), não há melhor maneira de se manipular a vista tridimensional de um objeto do que usando um mouse 3D. Estes artefatos permitem a

manipulação do modelo virtual como se estivessem na mão do operador. Alguns mouses 3D também possuem botões programáveis que podem ser usados para acesso rápido a funcionalidades específicas dos *softwares* CAD.

O contato com um mouse 3D (Figura 42) no ErgoVR possibilitou a percepção para a ampla gama de aplicações que este artefato pode oferecer à Tecnologia Assistiva no controle de direção e posicionamento de equipamentos através de atuadores elétricos.

Figura 42: Mouse 3Dconnexion SpaceNavigator



Além dos ensaios realizados no ErgoVR com o sistema Xsens e Flock of Birds, a luva 5DT, o Mouse Ring, o Mouse 3D e o Mindwave, durante a visita técnica obteve-se contato com outras tecnologias passíveis de aplicação no controle de cadeiras de rodas motorizadas, tais como o *touchpad* e o *touchscreen*.

4.7. Touchpad

Segundo Telles (2009), o *touchpad* é um dispositivo de entrada de dados e que foi desenvolvido somente após o advento da interface gráfica nos computadores. O *touchpad* é o meio de entrada tipo *mouse* utilizado em computadores portáteis, *notebooks*.

De acordo com Rosch (2003), o *touchpad* tornou-se o dispositivo de apontamento de cursor mais popular em sistemas portáteis (*notebooks*). O *touchpad* localiza a posição do toque sobre o painel detectando a capacitância elétrica do dedo. Por fração de segundo o dedo atrai uma carga elétrica estática, o que provoca um pequeno fluxo de corrente no circuito do *touchpad*. Os componentes eletrônicos associados ao artefato detectam essa corrente em duas arestas adjacentes em duas dimensões (eixos x e

y), localizando precisamente o posicionamento do toque. Seguindo as mudanças de corrente, o *touchpad* pode determinar o movimento do dedo através do painel.

Mecanicamente, o *touchpad* é uma placa de circuito impresso com a parte superior da placa coberta por um padrão de sensores de linhas condutivas. Na parte inferior ficam os componentes eletrônicos que fazem o painel funcionar. Uma camada de *Mylar* (filme em poliéster) recobre os sensores para protegê-los e para redução do coeficiente de atrito do dedo sobre o painel. No design atual de *touchpads* se alcança resoluções de até 1000 ppi (pontos por polegada), o que equivale a 40 pontos por milímetro. É inerente ao *touchpad* detectar posições absolutas. O circuito eletrônico converte as coordenadas absolutas em informação de movimento do tipo relativa (protocolo padrão de mouses convencionais), formato compatível ao computador. O *touchpad* pode ser completamente selado contra qualquer tipo de contaminação, por isso é um excelente dispositivo apontador para equipamentos que tem de operar em ambientes hostis (ROSCH, 2003).

A Logitech desenvolveu um dispositivo *touchpad* com conexão *wireless* de 2.4GHz, que provê alcance em um raio de 25 metros (Figura 43).

Figura 43: Logitech Wireless Touchpad



O *touchpad* possui um grande potencial para o controle de cadeiras de rodas, visto que bastaria o usuário deslizar seu dedo sobre a superfície do painel na direção em que deseja se deslocar. O sinal gerado seria direcionado a um circuito eletrônico de controle, o qual faria o acionamento de atuadores eletromecânicos.

4.8. Touchscreen

Segundo Park, Leen e Kim (2011), uma das mais populares interfaces pós-WIMP utilizadas atualmente (interfaces que buscam ir além de janelas, ícones e menus), é a *touchscreen*, que detecta a localização de dados fornecidos pelo toque dos dedos na área de exibição. Esta tela tem sido aplicada a vários dispositivos, tais como eletrodomésticos, consoles de jogos, sistemas de GPS, quiosques, caixas eletrônicos, *smartphones* e *tablets*.

As telas de monitor táteis *touchscreen* tem se estabelecido no seio da comunidade científica por meio de pesquisas na área de Interface Homem Máquina (IHM), principalmente na interação homem-computador, avaliando o uso dessas telas comparado a *mouses*, teclados e *joysticks*. Uma das diferenças mais marcantes entre as telas *touchscreen* e outros dispositivos de entrada táteis, tais como os teclados tradicionais, é a ausência do movimento das teclas de acordo com a pressão aplicada pelo usuário (BREINHOLT & KRUEGER, 1996).

De acordo com Wilkie, Mak e Saksida (1994), a tela sensível ao toque é capaz de decodificar milhares de pontos, em sistema de matriz horizontal e vertical, fornecendo informações de toque como arraste, toque simples, duplo, etc. ao sistema eletrônico do dispositivo. É composta por uma fina camada sensível ao toque aplicada sobre um *display*, no qual o toque é decodificado por um circuito eletrônico.

O *touchscreen*, assim como o *touchpad*, apresenta potencial para o controle de cadeiras de rodas motorizadas. Possibilita o desenvolvimento de aplicativos com os quais o usuário poderia selecionar rotas com o toque ou deslizar o dedo sobre a interface gráfica e como resultado obteria o controle autônomo da cadeira.

4.9. Resultados dos ensaios em captura do movimento

Os ensaios apresentados neste capítulo, realizados com tecnologias de ponta em captura do movimento, demonstraram seu potencial de aplicação ao design assistivo. O sistema Xsens captura movimentos do corpo e os disponibiliza para tratamento em *software*. Isso permite uma vasta gama de aplicações como, por exemplo, controlar a cadeira de rodas com o movimento dos braços ou outra parte do corpo. O objetivo desse sistema é a captura do movimento para aplicação em animações e cinema, devido a isso

sua arquitetura de *hardware* apresenta inconvenientes como a quantidade de fios e principalmente o alto custo. O Flock of Birds apresentou resultados muito semelhantes ao Xsens, porém o sistema é muito suscetível a interferências eletromagnéticas de eletroeletrônicos e de peças metálicas.

A luva 5DT demonstrou-se sensível e eficiente à captura dos movimentos de flexão e extensão dos dedos da mão. As informações de captura são disponibilizadas ao computador via USB. Um exemplo de sua aplicação no controle de uma cadeira motorizada seria no comando dos movimentos para frente e para trás com um dedo e direita e esquerda com outro dedo.

O 3Dconnexion é um *mouse* com tecnologia mais avançada, que possibilita movimentos em 6 graus de liberdade, quatro graus a mais do que os *mouses* convencionais. Isso amplia a gama de controles que poderiam ser aplicados a alavanca no comando de uma cadeira motorizada. O Ring Mouse e o *touchpad* também são periféricos de computador, porém podem ser usados com um dedo apenas. Ambos possuem grande potencial para o controle de cadeiras motorizadas, visto que bastaria deslizar o dedo sobre suas superfícies a fim de indicar a direção desejada para deslocamento da cadeira.

O *touchscreen* funciona de modo semelhante ao *touchpad*, porém apresenta a vantagem de oportunizar o desenvolvimento de uma interface gráfica interativa para o controle de uma cadeira de rodas motorizada. O MindWave não se demonstrou apropriado a esse tipo de controle. Porém, pesquisas na área de controle por meio dos sinais de eletroencefalografia têm sido desenvolvidas, mas ainda estão em estágio laboratorial.

Os ensaios realizados possibilitaram perceber a ampla gama de aplicações que os sistemas e dispositivos avaliados podem oferecer à Tecnologia Assistiva. Porém, a maioria possui custo muito elevado e todos foram desenvolvidos para conexão ao computador e uso através de *softwares* em aplicações virtuais. Portanto, carecem de projetos de interface eletrônica e, em alguns casos de sistemas mecânicos de integração para sua aplicação ao controle de atuadores. Uma alternativa para estabelecer essa integração é uso de microcontroladores, como na plataforma Arduino, a qual pode cumprir a função de interface, efetuando a leitura de dados de entradas (sensores) e o controle de sinais na saída, o que permite agregar outros *shields* (placas comerciais de circuitos eletrônicos específicos) ou outros circuitos projetados para o controle de atuadores eletromecânicos como motores e solenoides.

5. RESULTADOS

5.1. Análise funcional do sistema de controle importado

A cadeira de rodas motorizada Freedom Millenium RT possui sistema de propulsão por dois motores de corrente contínua com rotação reversível e a alimentação dos circuitos é proveniente de duas baterias. Na Tabela 1 constam dados descritivos da cadeira analisada. Foram selecionados os dados mais relevantes ao projeto.

Tabela 1: Descritivo da cadeira Freedom Millenium RT

<ul style="list-style-type: none"> • Drive microprocessado de 70A que permite aceleração e desaceleração linear e velocidade de 0 a 8 km/h (em terreno plano), instalado no lado direito ou esquerdo tendo o <i>joystick</i> no próprio módulo com articulação lateral.
<ul style="list-style-type: none"> • Motorização com dois motores elétricos de corrente contínua 24V x 50A e imã permanente de 450W cada, com sistema de transmissão engrenada, com torque para transportar um usuário até 150 kg (em terreno plano).
<ul style="list-style-type: none"> • Sistema de freio motor regenerativo, sistema de freio de estacionamento eletromagnético, painel de comando digital com teclas tendo as funções de liga-desliga, limitador de velocidade, indicador de carga, levante do banco e buzina.
<ul style="list-style-type: none"> • Sistema de inclinação do banco de até 90° (<i>tilt</i>) por atuador elétrico linear.
<ul style="list-style-type: none"> • Duas baterias de 12V x 50A sem manutenção, que possibilitam autonomia de até 30km, recarregáveis por carregador inteligente microprocessado 24V x 4A/h 110V/220V.

Fonte: Adaptado de Freedom (2011)

O sistema de controle da cadeira Freedom Millenium RT é importado, marca P&G Drives Technology, modelo VR2. De acordo com P&G (2009), o sistema é composto por um módulo de controle (*joystick module*) e um módulo de potência (*power module*). A interface ao usuário dá-se por meio do *joystick*, equipamento de tecnologia eletrônica que possibilita manobrar, acelerar, controlar e monitorar a cadeira. No módulo de potência

(Figura 44) são conectados o *joystick*, as baterias e os motores. Sua capacidade de controle produz movimentos suaves, além do acionamento automático dos freios em tempo praticamente nulo entre a liberação da alavanca e o travamento das rodas.

Figura 44: Módulo de potência



São integrados ao *joystick* (Figura 45) diversos itens para controle da cadeira motorizada, tais como a alavanca de direção e aceleração (também chamada de *stick*), o botão liga-desliga, o botão de reclinção do assento, a buzina, o controle de velocidade máxima (com variação entre 30 e 100%) e os indicadores luminosos para monitoramento da velocidade máxima selecionada e da carga das baterias (FREEDOM, 2011).

Figura 45: Módulo de controle



O *joystick* é composto basicamente de três partes: a placa do circuito eletrônico (Figura 46); a carenagem em polímero (Figura 47a) e a alavanca modelo JC2000 (Figura 47b), fabricada pela empresa americana Penny & Giles Controls. O fabricante descreve o componente como *joystick* multi eixos sem contato. Em revendedor autorizado na Argentina, encontra-se a venda por 250,00 dólares, aproximadamente 500,00 reais.

Figura 46: Placa do *joystick*

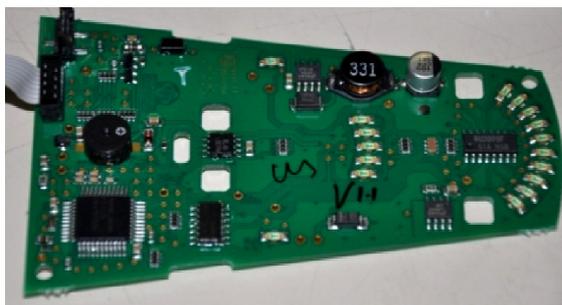


Figura 47: Carenagem e alavanca do *joystick*



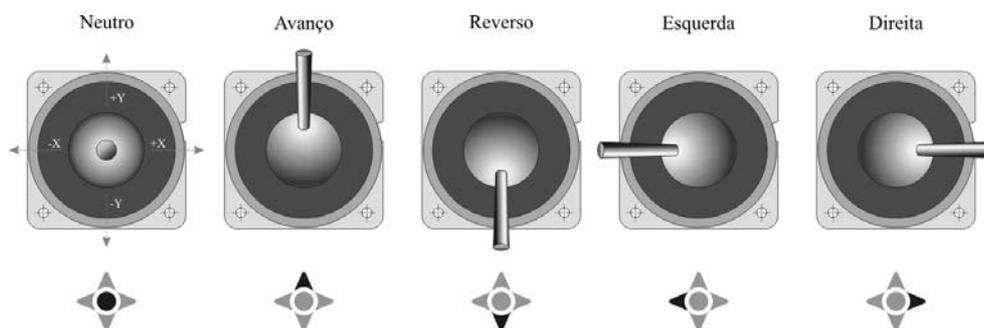
a)

b)

5.1.1. Caracterização dos sinais elétricos na alavanca (nível 1)

Após a desmontagem do *joystick*, iniciou-se o processo de identificação dos sinais elétricos na alavanca. O fabricante disponibiliza o *datasheet* (dados técnicos) com informações detalhadas do artefato, porém não consta um esquema elétrico do circuito interno. A ausência dessa informação representa um grande empecilho ao objetivo de substituição apenas da alavanca.

De acordo com o *datasheet*, o funcionamento da alavanca dá-se por meio de sensores de efeito Hall. Devido a isso, o sistema é nomeado *joystick* sem contato (*contactless joystick controller*). Segundo Honeywell (2011), um sensor de efeito Hall detecta variações de tensão em função da aproximação de um campo magnético sobre um condutor elétrico. Para as medições na alavanca, os valores de referência encontram-se nos pontos ilustrados na Figura 48, bem como os pictogramas que serão aplicados para simplificar o entendimento nos gráficos e figuras de algumas medições subsequentes.

Figura 48: Direções da alavanca

A alavanca possui um conector do tipo macho para ligação elétrica ao circuito eletrônico do *joystick*. O conector possui dimensões reduzidas e no mercado local não existe similar, macho ou fêmea. Tais restrições dificultaram o processo de conexão do Arduino à placa eletrônica do *joystick*. A pinagem do conector (mapeamento e descrição das funções de cada pino) pode ser observada na Figura 49.

Figura 49: Pinagem da alavanca

Pinagem	Descrição
	XY Joystick 1 Tensão de alimentação positiva 2 Saída esquerda/direita 1 3 Terra (negativo) 4 Saída avanço/retrocesso 1 5 Saída avanço/retrocesso 2 6 Center tap (derivação) 7 Saída esquerda/direita 2 8 Saída de comutação (contato fechado)
Conector Minitek 8 pinos	O interruptor é conectado entre o pino 1 e 8.

Fonte: Adaptado de P&G (2009)

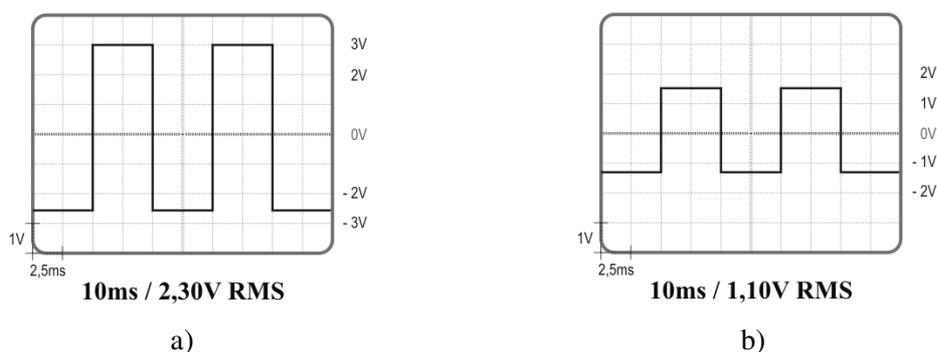
Antes de iniciar as medições nos circuitos eletrônicos os motores foram liberados por meio de um sistema mecânico de desacoplamento disponível na própria cadeira. Posteriormente, o *joystick* foi ativado no botão liga-desliga e, com base no *datasheet* da alavanca, realizaram-se as medições dos sinais elétricos no componente conectado à placa.

Os sinais elétricos identificados na alavanca são pulsos de onda do tipo quadrada. As ondas quadradas são encontradas em circuitos de chaveamento digital PWM, os quais podem ser utilizados para variar a tensão de um circuito através da modulação de uma corrente contínua de tensão elétrica fixa. São cortes do sinal elétrico, na ordem de milissegundos (ms) de tempo, que reduzem o valor da tensão, porém mantêm o fluxo da corrente. Portanto, a medição com osciloscópio apresenta no tempo (s) os valores de tensão

elétrica em picos positivos e negativos ($V+$ e $V-$) e o multímetro, a amplitude da tensão elétrica em medidas estatísticas (V RMS).

O Gráfico 1a apresenta os valores mensurados no conector da alavanca JC2000 com as pontas de prova do osciloscópio entre o pino 3 (terra) e o pino 1 (alimentação positiva). Apresenta também (Gráfico 1b) o sinal entre o terra e o pino 6 (*center tap*).

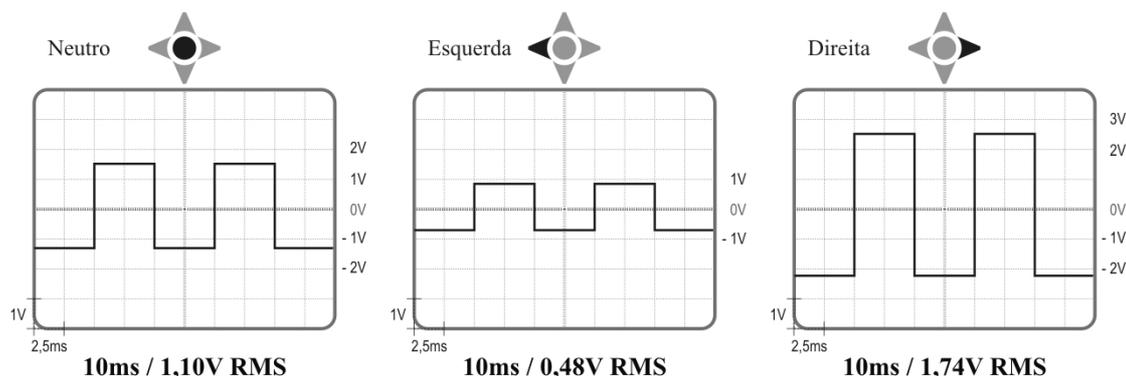
Gráfico 1: Medição dos pinos 1 e 6 ao terra da alavanca



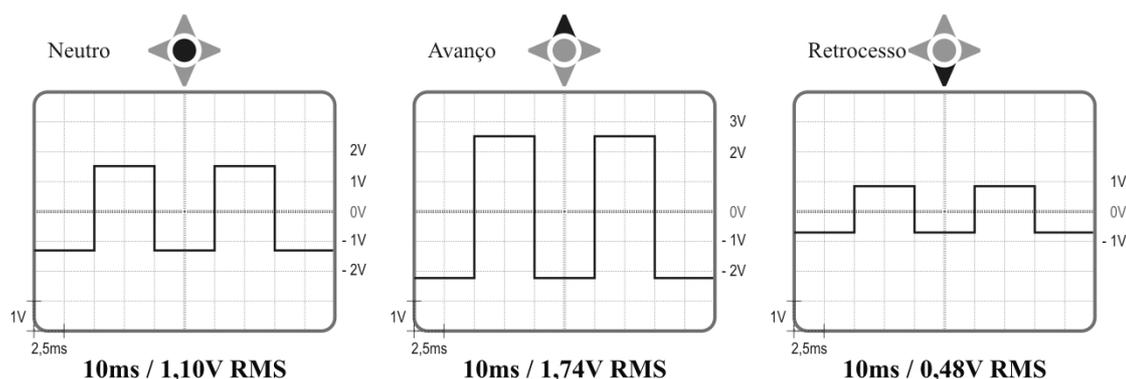
No conector da alavanca, entre a alimentação positiva e o terra registrou-se um sinal PWM no osciloscópio com picos de 3 volts e -2,5 volts (V) com repetição da onda a cada 10 milissegundos (ms). A tensão RMS registrada pelo multímetro foi de 2,3V. Entre o pino 6 e o terra registraram-se picos de 1,5V e -1,25V com repetição a 10ms.

Os pinos 2 e 7 cumprem a mesma função de acionamento direcional da cadeira à direita e à esquerda. Nesta medição de valores dinâmicos e variáveis, na posição neutro da alavanca, os picos de tensão entre os pinos 2 e 7 em relação ao terra foram de 1,5V e -1,25V a 10ms, resultando em 1,1V RMS. Acionando o controle totalmente à esquerda, houve uma redução na amplitude da onda PWM, os picos foram de 1V e -0,75V a 10ms, 0,48V RMS.

No acionamento totalmente à direita, a amplitude modulada aumentou, com picos de 2,5V e -2,25V a 10ms, 1,74V RMS (Gráfico 2). Entre a posição neutro e as posições direita e esquerda, o movimento da alavanca interpolava linearmente as tensões elétricas, variando a velocidade dos motores proporcionalmente a posição da alavanca.

Gráfico 2: Medição no acionamento à esquerda e à direita

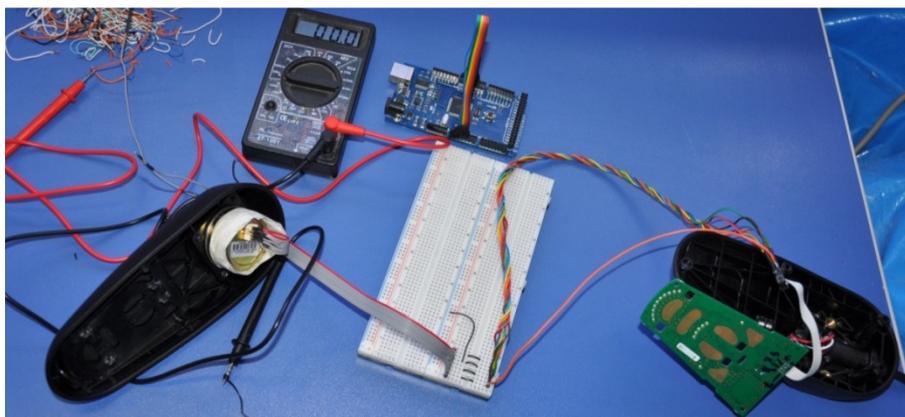
Os pinos de controle do acionamento de avanço e retrocesso (pinos 4 e 5) ao terra apresentaram os mesmos sinais do acionamento à direita e à esquerda (Gráfico 3).

Gráfico 3: Medição no avanço e retrocesso

Com a alavanca na posição neutro, os picos de tensão nos pinos 4 e 5 foram de 1,5V e -1,25V a 10ms, 1,1V RMS. No acionamento total à frente, a amplitude aumentava, picos de 2,5V e -2,25V a 10ms, 1,74V RMS e no acionamento total à ré, reduzia a amplitude da onda, picos de 1V e -0,75V a 10ms, 0,48V RMS. Nas posições intermediárias da alavanca havia interpolação das tensões verificadas nestes pontos referenciais.

Após a caracterização dos sinais elétricos na alavanca, seguiu-se à etapa de replicação dos sinais utilizando microcontrolador na plataforma Arduino. Os primeiros testes para substituição da alavanca apresentaram resultados negativos. O *joystick* entrou em modo de erro do sistema, acusado pela intermitência dos LEDs (diodos emissores de luz) na placa. No intuito de identificar se o problema era generalizado ou causado por algum dos pinos em específico, efetuou-se uma segunda bateria de testes mantendo a alavanca conectada à placa do *joystick* (Figura 50).

Figura 50: Avaliação pino a pino



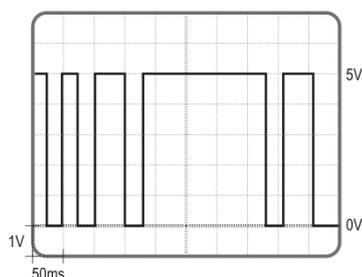
No ensaio foram injetados sinais replicados pino a pino na alavanca. Retirava-se um condutor elétrico e aplicava-se o sinal replicado. Novamente os resultados foram negativos, ao se ligar o módulo este acusou erro, o qual persistiu na sequência de testes.

De acordo com os níveis ilustrados anteriormente (Figura 32), os resultados neste primeiro nível indicaram que a solução para o controle da cadeira replicando-se os sinais da alavanca não foi confirmada. A utilização do artefato de captura do movimento em substituição apenas da alavanca no sistema VR2 não foi viável. Portanto, o projeto seguiu ao segundo nível.

5.1.2. Caracterização dos sinais elétricos no joystick (nível 2)

Mediu-se no circuito do *joystick* uma tensão de 5V. A comunicação entre o *joystick* e o módulo de potência é feita através de um protocolo de comunicação a nível binário, comum a microcontroladores (Gráfico 4).

Gráfico 4: Medição do sinal no joystick



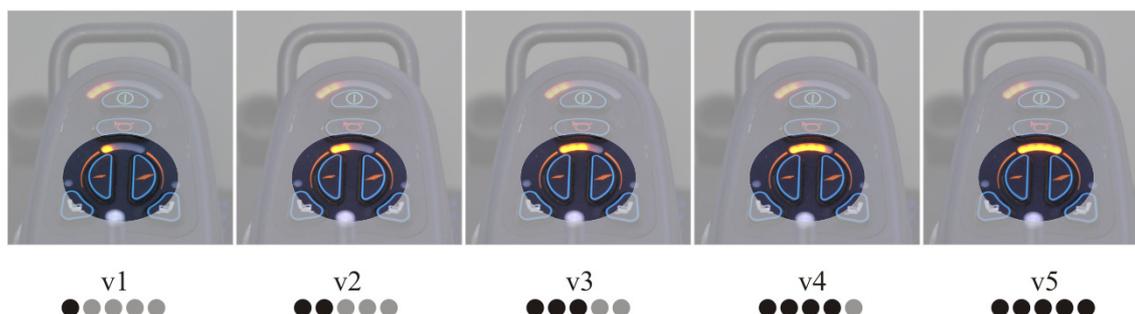
Não é possível fazer a leitura com osciloscópio ou multímetro. Apenas com o conhecimento do código fonte original seria possível interagir neste circuito. Tal resultado

indicou que a replicação dos sinais do módulo de controle não era possível e que a utilização do artefato de captura do movimento em substituição ao *joystick* VR2 não era viável. Os resultados negativos obtidos no primeiro e segundo níveis no projeto do sistema de controle da cadeira motorizada encaminharam-no ao terceiro nível.

5.1.3. Caracterização dos sinais elétricos no módulo de controle (nível 3)

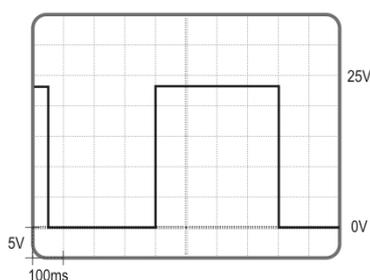
O sistema VR2 apresenta cinco modos de velocidade máxima no *joystick* (Figura 51). Para cada velocidade máxima o módulo de potência transpõe a aceleração controlada pela alavanca. Ao selecionar o modo de um ponto, v1 (indicado por um LED aceso), obtêm-se 30% da aceleração máxima possível com a cadeira. No modo v5 obtêm-se a máxima velocidade possível com a cadeira (100%).

Figura 51: Modos de velocidade máxima



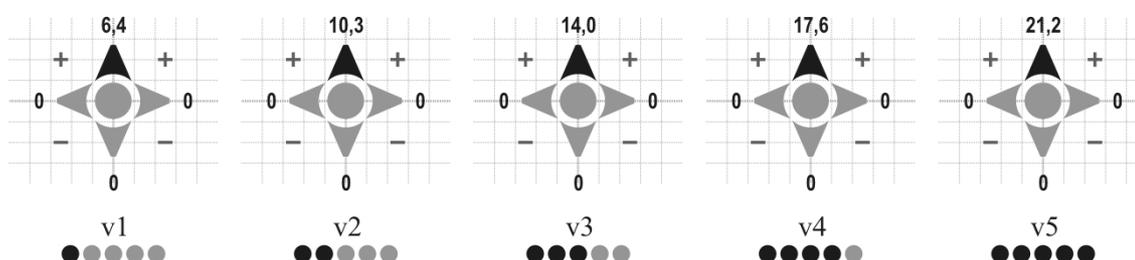
Na alimentação elétrica do módulo de potência, mediram-se ondas PWM com tensão elétrica absoluta de 24 volts oriundos das baterias em série. (Gráfico 5) oriunda das baterias ligadas em série. A variação de velocidade nos motores que giram as rodas dá-se pelo comprimento de onda variável, a qual altera a tensão média aplicada aos motores. Esta variação é controlada através dos movimentos na alavanca. O sinal PWM de 24V a 750ms pode ser verificado no Gráfico 5.

Gráfico 5: Medição da tensão no módulo de potência



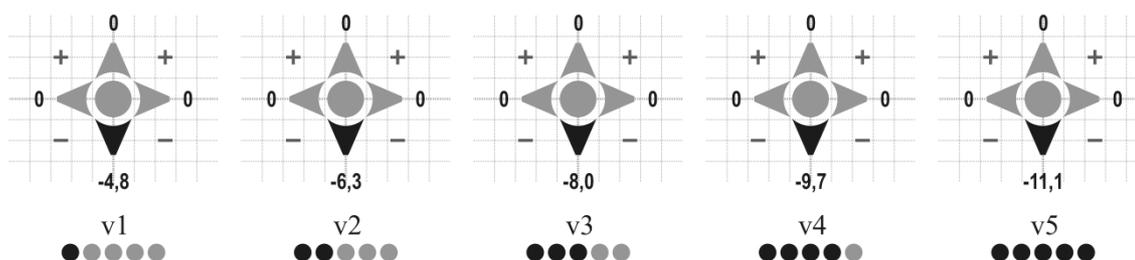
Para a medição das tensões elétricas tomou-se como base os pontos ilustrados anteriormente (Figura 48: Direções da alavanca) com as direções representadas por pictogramas. As tensões elétricas variam de mínima à máxima, limitadas em cada modo de velocidade. A variação das tensões entre mínima e máxima é controlada pelo posicionamento da alavanca entre um ponto e outro. Com o multímetro foram caracterizadas as tensões elétricas (V RMS) enviadas aos motores, cujos valores com a alavanca em avanço são expressos na Figura 52. No modo de velocidade v1 mediu-se 6,4V, no v2 10,3V, v3 14,0V, v4 17,6V e no modo v5 21,2V.

Figura 52: Alavanca em avanço



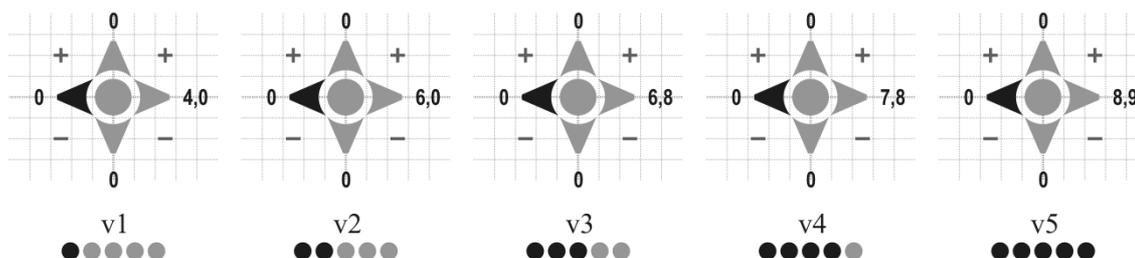
Nas medições no módulo de potência com a alavanca em retrocesso registrou-se no modo v1 -4,8V, no v2 -6,3V, v3 -8,0V, v4 -9,7V e no modo v5 -11,1V (Figura 53).

Figura 53: Alavanca em retrocesso



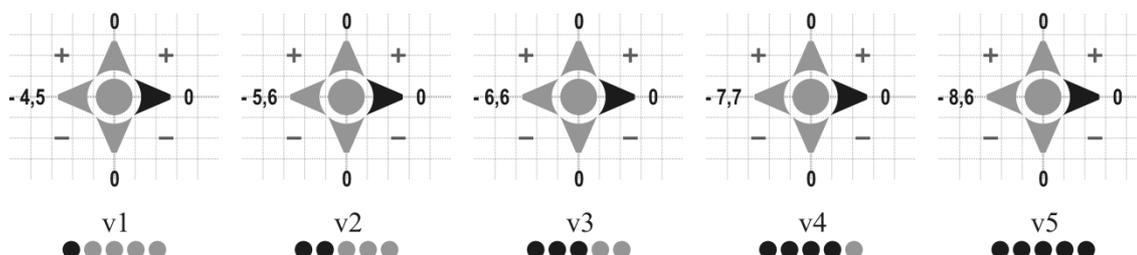
Nas medições no módulo de potência com a alavanca à esquerda registrou-se no modo v1 4,0V, no v2 6,0V, v3 6,8V, v4 7,8V e no modo v5 8,9V (Figura 54).

Figura 54: Alavanca à esquerda



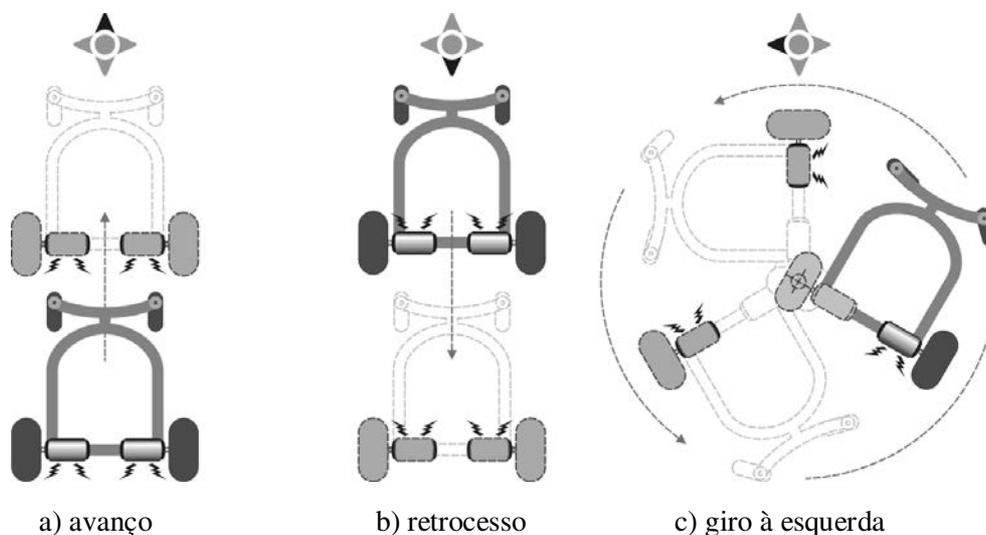
Nas medições no módulo de potência com a alavanca à direita registrou-se no modo v1 -4,5V, no v2 -5,6V, v3 -6,6V, v4 -7,7V e no modo v5 -8,6V (Figura 55).

Figura 55: Alavanca à direita



Um detalhe importante a ser observado nas medições à esquerda e à direita é que há o acionamento do motor oposto à direção da alavanca. Na Figura 56 ilustra-se a movimentação da cadeira de acordo com o acionamento dos motores em função do posicionamento da alavanca do *joystick*.

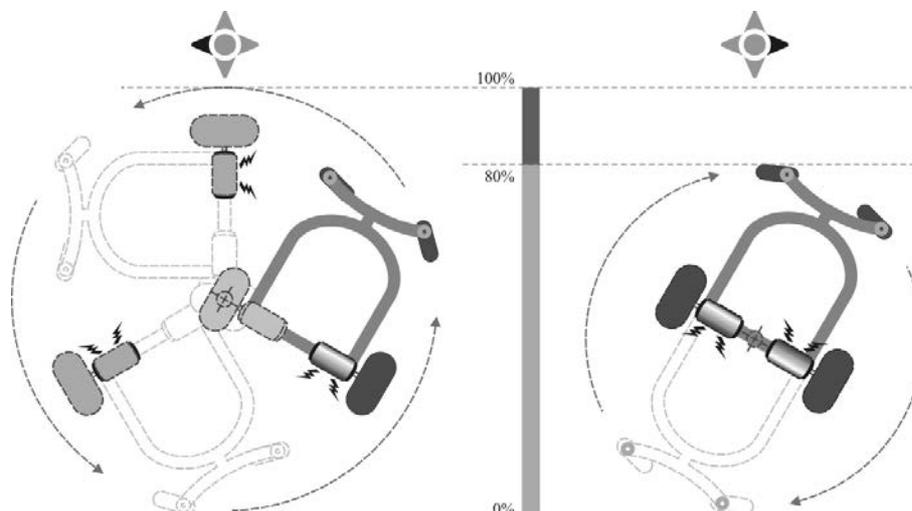
Figura 56: Ação da cadeira ao acionamento dos motores



Para o avanço da cadeira, bem como para o retrocesso, os dois motores são energizados igualmente conforme a velocidade máxima selecionada e a posição relativa da alavanca. Para as posições laterais, esquerda e direita, é acionado apenas o motor contrário à direção indicada pela alavanca. Esta ação é considerada giro sobre o próprio eixo no catálogo do fabricante. Porém, para que esta ação fosse efetivamente um giro sobre o eixo da própria cadeira, esta deveria acionar os dois motores em direções opostas, como

ilustrado na Figura 57. Tal ação reduziria em aproximadamente 20% a área ocupada para o giro da cadeira.

Figura 57: Efetivo giro sobre o próprio eixo



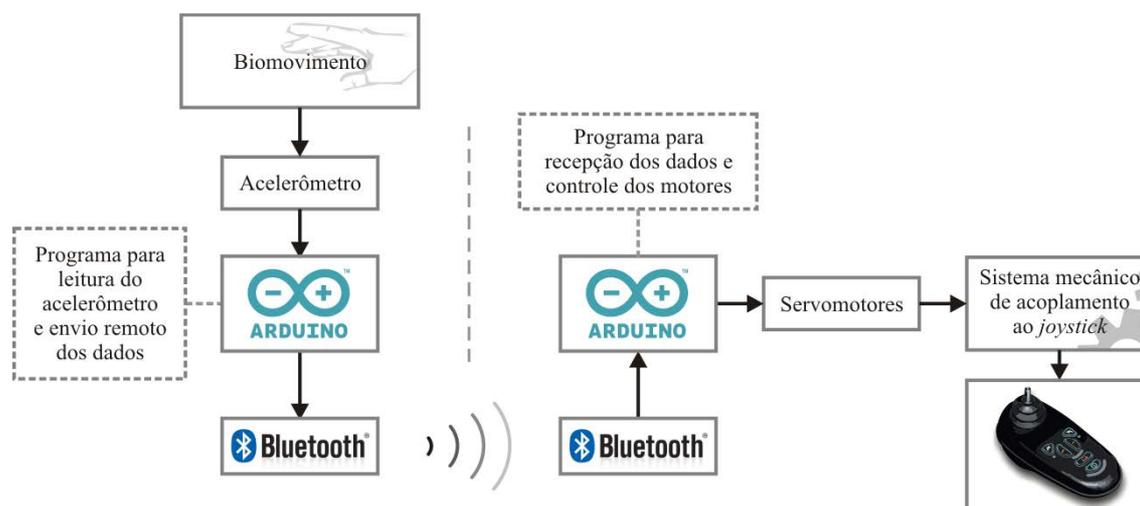
As informações coletadas na caracterização dos sinais elétricos no módulo de potência do sistema VR2 são dados relevantes ao design para o projeto de um sistema de controle nacional para cadeiras motorizadas. A complexidade inerente ao nível 3 é intrínseca ao desenvolvimento, além do artefato de captura do movimento, de protótipos eletrônicos para o controle dos motores de cadeiras de rodas motorizadas. Como explicitado anteriormente, o módulo produz movimentos suaves, acionamento automático dos freios, gerenciamento das baterias e monitoramento de *setups* da cadeira (velocidade máxima, *tilt*). Tal projeto demanda tempo elevado de pesquisa e necessita a realização de uma quantidade grande de ensaios e testes, o que demanda altos investimentos em peças e protótipos. O projeto é relevante do ponto de vista do desenvolvimento tecnológico nacional, porém ultrapassa o período disponível a esta dissertação de mestrado e os recursos financeiros. Configura-se como um projeto multidisciplinar totalmente integrado entre Design de Produto e Engenharia Elétrica.

Portanto, optou-se pelo recorte da pesquisa na contribuição à captura do movimento com aplicação ao design de um sistema de acoplamento do artefato de captura do movimento ao *joystick*. O módulo de captura do movimento junto ao usuário comunica-se por um sistema sem fio, do tipo Bluetooth, e o módulo atuador eletromecânico se acopla ao sistema *joystick* original da cadeira motorizada. Mantiveram-se as definições de segurança e conforto no controle da cadeira utilizando o artefato de captura do movimento.

6. HARDWARE DO SISTEMA

Segundo Grilo (2007), um sistema de controle pode ser constituído por vários componentes e um diagrama de blocos é capaz de representar as funções desempenhadas por cada componente. Neste tipo de diagrama as variáveis do sistema estão ligadas entre si por meio de blocos funcionais, os quais representam as operações de entrada e saída efetuadas. A Figura 58 apresenta o diagrama de blocos do sistema de captura do biomovimento para o acionamento de cadeiras de rodas motorizadas.

Figura 58: Diagrama de blocos do sistema



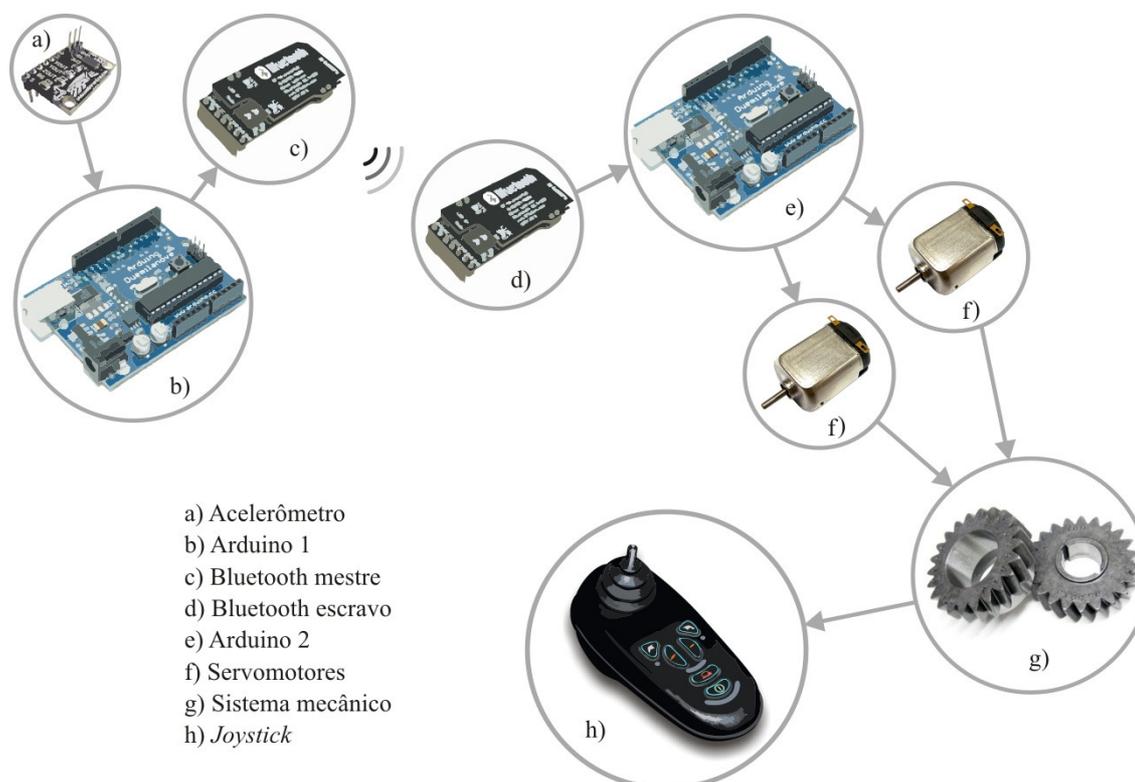
A partir do movimento humano das mãos ou pés ou cabeça, o acelerômetro captura a aceleração estática, os ângulos dos movimentos. O código fonte no primeiro Arduino promove a leitura dos sinais provenientes do acelerômetro, então filtra, converte e os transfere ao dispositivo Bluetooth mestre. As ondas de rádio geradas por este dispositivo são captadas pelo Bluetooth escravo e o segundo Arduino lê os valores recebidos e comanda o acionamento dos servomotores. Estes motores são acoplados a eixos que movem a alavanca do *joystick* de acordo com o movimento capturado pelo acelerômetro.

Um protótipo eletrônico tem o propósito de verificar o funcionamento de um projeto teórico, do esquemático de um circuito eletrônico. É geralmente construído em uma *proto-board* (matriz de contato), utilizando componentes equivalentes ao que deverá ser o artefato final. Para o projeto do dispositivo de captura do movimento foram necessários estudos e ensaios com *shields* para Arduino e componentes, tais como acelerômetros, motores e módulos de comunicação sem fio Bluetooth. Além dos protótipos eletrônicos, foram construídos protótipos do sistema mecânico de interface entre o protótipo eletrônico e o *joystick* da cadeira motorizada. Este capítulo apresenta todo o desenvolvimento funcional do sistema de captura do movimento e controle do *joystick*.

6.1. Arquitetura do *hardware*

A arquitetura do *hardware* do controle de cadeiras de rodas motorizadas por captura do movimento foi elaborado com base nas pesquisas bibliográficas, nas visitas aos laboratórios da área, nos conhecimentos adquiridos com os projetos apresentados e com o auxílio do estudante de engenharia elétrica Vicente Cunha. A arquitetura do *hardware* consiste de todo o sistema físico para funcionamento do artefato (Figura 59).

Figura 59: Arquitetura do *hardware*



A arquitetura do *hardware* é composta pelo módulo de captura do movimento: a) um acelerômetro para a captura do movimento; b) um Arduino para o microcontrole dos sinais provenientes do acelerômetro; c) um módulo sem fio Bluetooth para a transmissão dos dados tratados pelo Arduino.

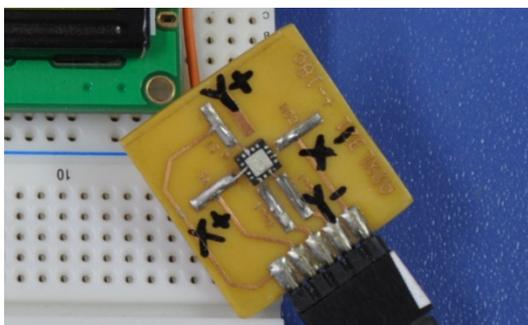
A arquitetura compõe ainda o módulo de interface do controle ao *joystick* com: d) um módulo Bluetooth para a recepção dos dados; e) um Arduino para a interpretação dos dados e para o acionamento dos servomotores; f) quatro servomotores para movimentar os eixos do sistema mecânico; g) um sistema mecânico para acoplamento à alavanca e acionar o *joystick*; h) o *joystick* da cadeira de rodas motorizada.

6.1.1. Acelerômetro

Um dos problemas a ser superado para se trabalhar com o acelerômetro é seu tamanho miniaturizado. O primeiro componente testado foi o ADXL321. Segundo Analog Devices (2007), este acelerômetro é pequeno e fino (4x4x1,45mm), de baixo consumo de energia, dois eixos, apresenta sinais de saída condicionados a tensão elétrica, mede a aceleração em escala completa até ± 18 g, em aceleração dinâmica (vibração) e em aceleração estática (gravidade).

A placa de circuito impresso para apoio na montagem dos protótipos eletrônicos já havia sido confeccionada para o projeto de acionamento do bumbo de bateria (Apêndice A). Nesta placa foi soldado um conector com vias em contato aos terminais do componente (figura 60).

Figura 60: Placa confeccionada para manuseio do acelerômetro ADXL321



Para o funcionamento mínimo do acelerômetro, ou seja, a leitura de apenas um eixo, foram necessárias três ligações elétricas aos terminais do componente: terra, positivo

e pino do eixo. O acelerômetro pôde ser conectado diretamente ao Arduino. O Arduino forneceu alimentação elétrica regulada, filtrada e estável para o acelerômetro, bem como fez a leitura analógica dos sinais do componente e imprimiu os valores na tela por meio do *software* Arduino, na opção “*Serial Monitor*”.

Para avaliar este acelerômetro, seus sinais foram analisados em um osciloscópio. Foi identificado um alto nível de ruído, o qual foi tentado amenizar com um filtro constituído por capacitores. Os resultados apresentados na tela do osciloscópio podem ser visualizados na Figura 61.

Figura 61: Ruído na captura do movimento pelo ADXL321



Com os resultados obtidos com o ADXL321, optou-se por avaliar outro acelerômetro, a fim de se reduzir o nível de ruído dos sinais e obter maior qualidade e precisão na captura do movimento e assim garantir um controle da cadeira de rodas motorizada mais seguro e confortável.

O segundo acelerômetro avaliado, componente disponível no LdSM, foi o LIS302DL, de 3 eixos, escala de ± 8 g e medidas de 3x5x0,9mm (Figura 62).

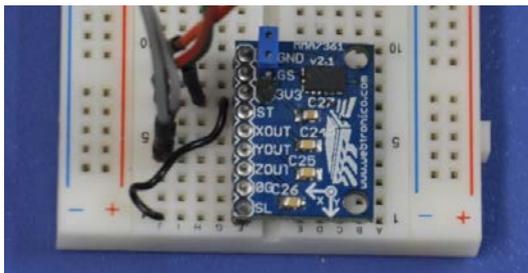
Figura 62: Acelerômetro LIS302DL em escala 1:1



Foram soldados condutores elétricos diretamente aos terminais do componente. Este acelerômetro apresenta uma arquitetura mais complexa, contendo uma interface em circuito integrado ao elemento de detecção para proporcionar a medida da aceleração. Devido à complexidade de configuração e operação do LIS302DL, não foi possível condicionar os sinais de saída do componente e extrair valores aplicáveis a este trabalho.

Por meio de pesquisa no site arduino.cc foi identificado o *shield* para Arduino com o acelerômetro MMA7361L (Figura 63). Este acelerômetro de 3 eixos possui saída analógica e escala de ± 6 g. A placa mede 24x18x18mm, contém o acelerômetro e capacitores de filtro em SMD (Dispositivos de Montagem Superficial), além dos terminais para contato elétrico direto ao Arduino.

Figura 63: Shield do acelerômetro MMA7361L para Arduino



Ao medir os sinais com o osciloscópio, verificou-se um nível de ruído desprezível à aplicação deste projeto, além de uma variação de sinais sincronizada ao movimento do acelerômetro à aceleração da gravidade nos três eixos.

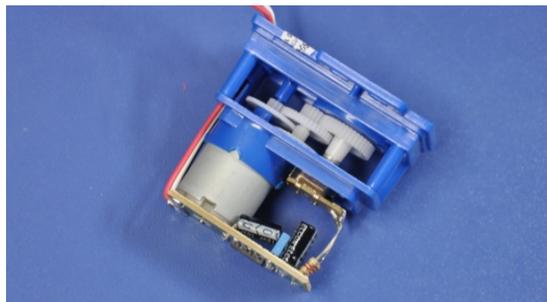
6.1.2. Motores

A arquitetura do *hardware* do sistema em desenvolvimento prevê a captura do movimento pelo acelerômetro. Os sinais são lidos pelo Arduino, o qual faz o controle de pequenos motores em um sistema mecânico acoplado à alavanca do *joystick* da cadeira de rodas motorizada. Para a escolha dos motores foram realizados alguns testes com motores DC, de passo e servomotores.

Os motores DC são adequados ao projeto, porém, para controlar a posição pelo número de voltas do eixo, faz-se necessário acoplar ao motor um componente chamado *encoder*. Isso demandaria a construção de uma carcaça para alojar os componentes. Já a rotação dos motores de passo é controlada via *software*, porém esse tipo de motor apresenta um inconveniente, durante o funcionamento ele pode perder a referência inicial em relação ao *software*, o que ocasiona erros no posicionamento. O servomotor é composto de um motor DC com redução por engrenagens e um *encoder* junto a um circuito eletrônico. O servomotor tem controle eletrônico para o giro de uma volta completa (360°) na engrenagem de saída.

Apesar da limitação de giro de apenas uma volta, o servomotor foi escolhido para o protótipo por suas características de precisão no controle, confiabilidade nos ângulos de giro, torque de saída adequado ao projeto, além de ser disponível comercialmente em lojas de componentes eletrônicos. A Figura 64 mostra o servomotor descrito.

Figura 64: Servomotor Motorsat

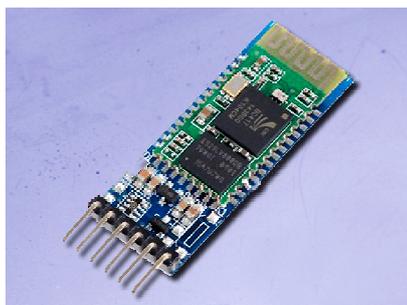


6.1.3. Transmissão de dados sem fio

Um dispositivo sem fio proporciona maior liberdade durante o seu uso, como é o caso de *mouses* e teclados que operam a distâncias curtas, via Bluetooth. No módulo de captura do movimento deste trabalho, o Bluetooth cumpriu a função de transmitir os dados da captura do movimento pelo acelerômetro ao módulo de interface ao *joystick* da cadeira motorizada, a uma distância inferior a um metro.

O sistema operou com dois módulos Bluetooth, um como mestre e outro como escravo. Os *shields* Bluetooth para Arduino disponíveis comercialmente (Figura 65) não possuem um tamanho tão reduzido quanto os que constituem os periféricos de computador, porém são práticos e funcionais.

Figura 65: Shield Bluetooth para Arduino

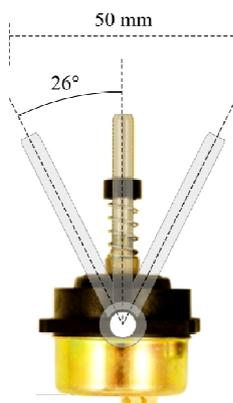


A integração entre o dispositivo de captura do movimento e o *joystick* da cadeira de rodas motorizada exigiu uma interface física, um sistema mecânico. O objetivo do sistema é mover automaticamente a alavanca para qualquer posição sob o comando do acelerômetro. Para tanto, definiu-se o movimento por meio de servomotores. Tal sistema manteve o *joystick* original e intacto, sem danificá-lo.

6.2. Módulo de interface do controle ao *joystick*

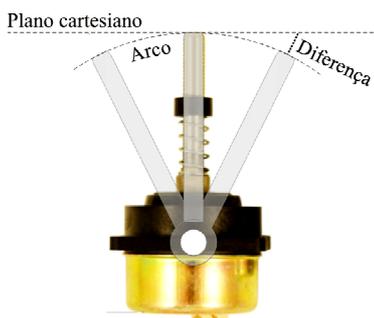
O *joystick* disponível a este estudo é da marca P&G, modelo VR2. A amplitude de movimento da alavanca, modelo JC2000, descreve um arco a partir de um vértice no interior do corpo do componente. Sua variação angular omnidirecional máxima (com as mesmas propriedades de movimento em todas as direções) é de 26° , descrevendo um trajeto linear plano de aproximadamente 50 milímetros (Figura 66).

Figura 66: Amplitude de movimento da alavanca



Uma restrição ao design do módulo de interface ao *joystick* é o movimento da alavanca ser angular e omnidirecional. A alavanca move-se em ângulo perpendicularmente ao sistema de coordenadas no plano cartesiano (Figura 67).

Figura 67: Diferença entre o movimento plano e em arco



Para o design da interface ao módulo de captura do movimento, vários estudos foram realizados por meio de desenhos e protótipos virtuais em 3D. Os estudos tiveram como objetivo de tornar o sistema funcional e de viabilizar a construção do protótipo com o menor consumo de matéria-prima utilizando-se processos de fabricação convencionais e de baixo custo. As Figuras 68, 69 e 70 apresentam a geração de alternativas de diversos conceitos para esse módulo.

Figura 68: Estudo de alternativas ao controle da alavanca – I

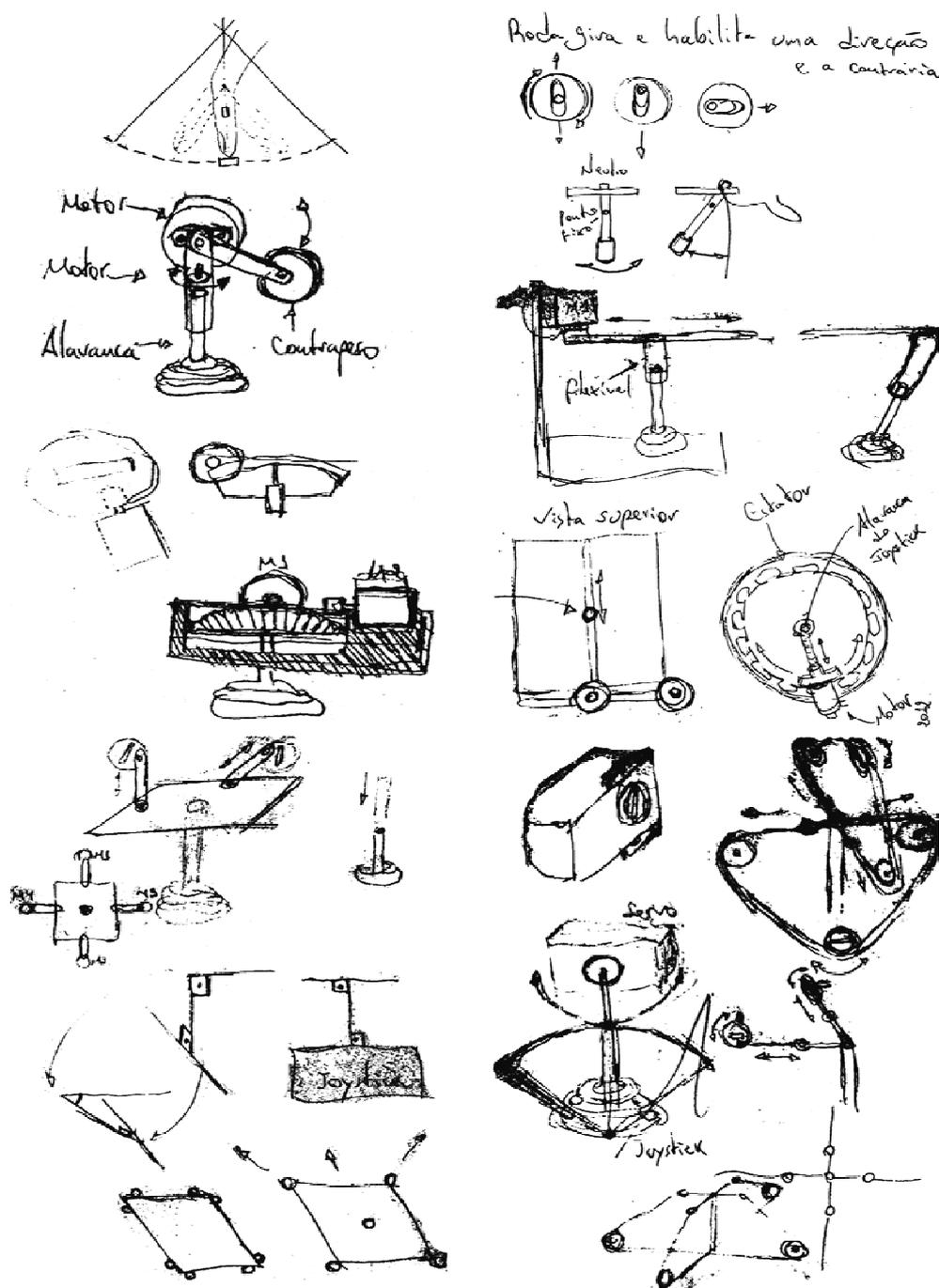


Figura 69: Estudo de alternativas ao controle da alavanca – II

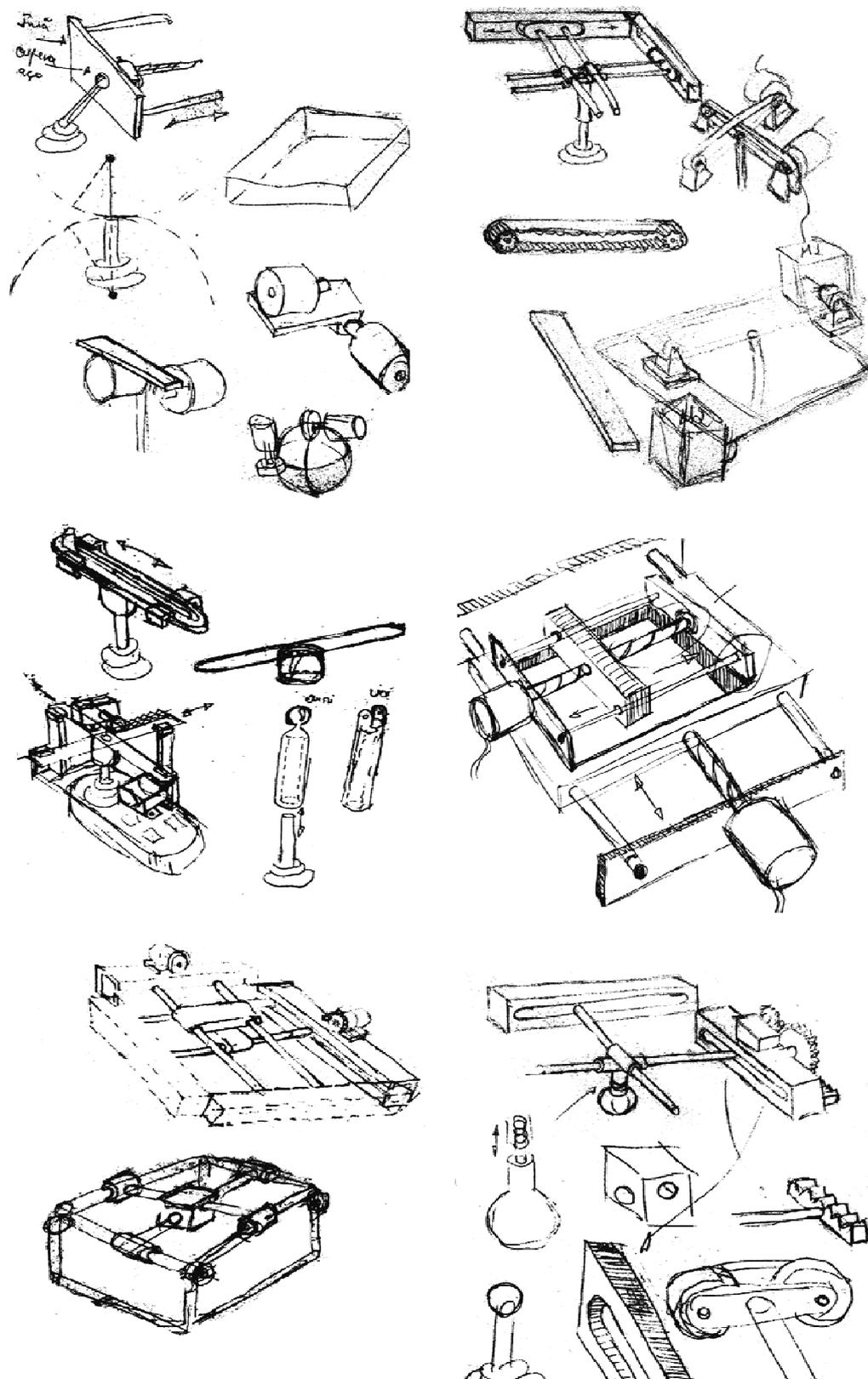
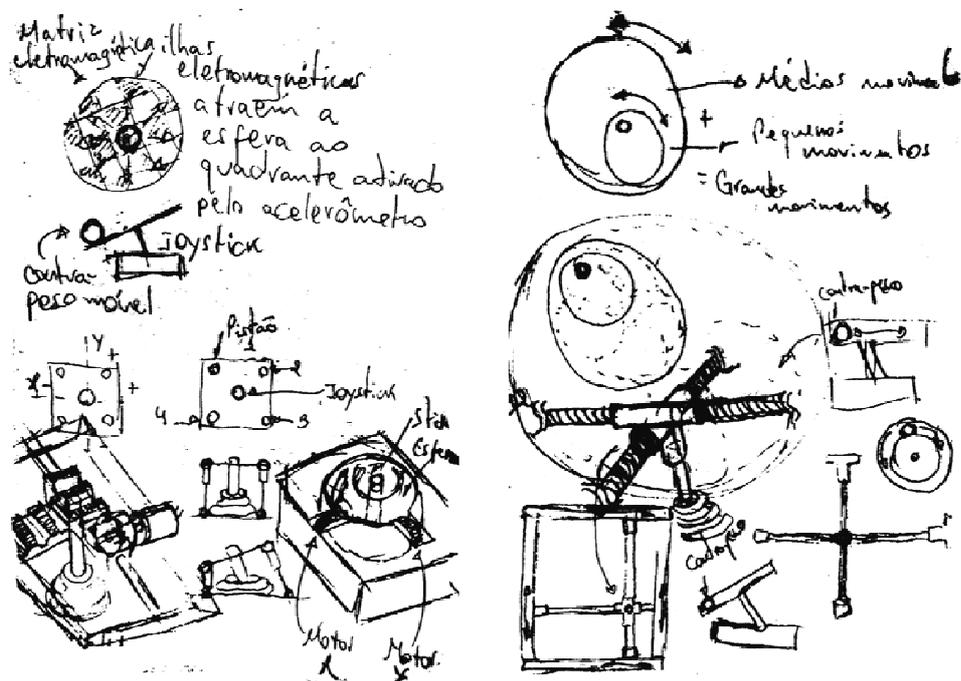


Figura 70: Estudo de alternativas ao controle da alavanca – III



Os desenhos abrangeram conceitos mais gerais como de plataformas 6DoF com pistões, de plataformas imantadas com contrapesos, de discos giratórios por engrenagens, de rotação de esferas por contato ou com estatores, de eixos com rosca sem fim empurrando e puxando imãs e de eixos com buchas deslizantes ou cremalheiras, bem como conceitos específicos para a solução de problemas provenientes da aplicação de um ou outro conceito geral.

Dos diversos conceitos esboçados para a interface do módulo de captura do movimento ao *joystick*, alguns apresentaram barreiras físicas que impediriam seu desenvolvimento e foram abandonados. Os conceitos que apresentaram potencial aplicação ao controle da alavanca foram explorados com maior profundidade em projetos de protótipos virtuais 3D, no intuito de avaliar o funcionamento dos mecanismos.

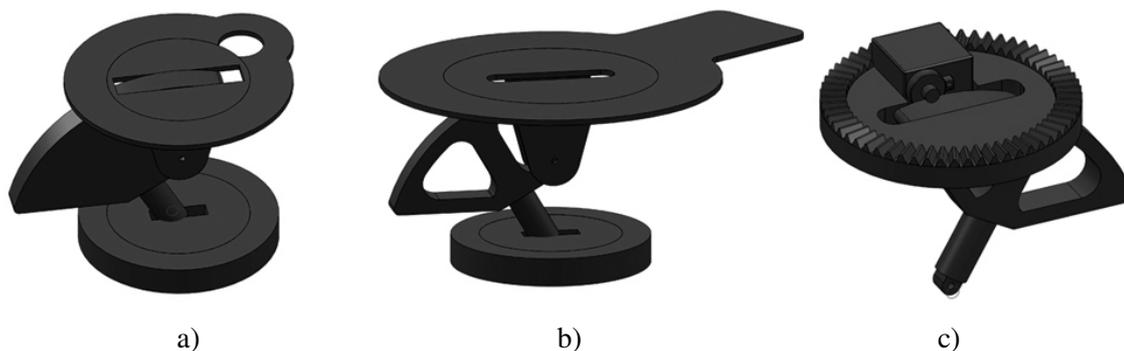
O conceito de plataforma de seis graus de liberdade (Figura 71) foi abandonado devido à necessidade de quatro pistões hidráulicos de comando independente, o que tornaria o projeto complexo e demasiadamente caro para se obter um protótipo físico.

Figura 71: Alternativa conceitual de plataforma 6DoF



O conceito de discos giratórios (Figura 72a) foi estudado e avaliado com maior critério. A ideia propõe o giro de um disco para habilitar a direção e outro para mover a alavanca. As Figuras 72b e 72c são variações do mesmo sistema apresentando alternativas para instalação dos servomotores junto às engrenagens.

Figura 72: Alternativa conceitual de discos giratórios

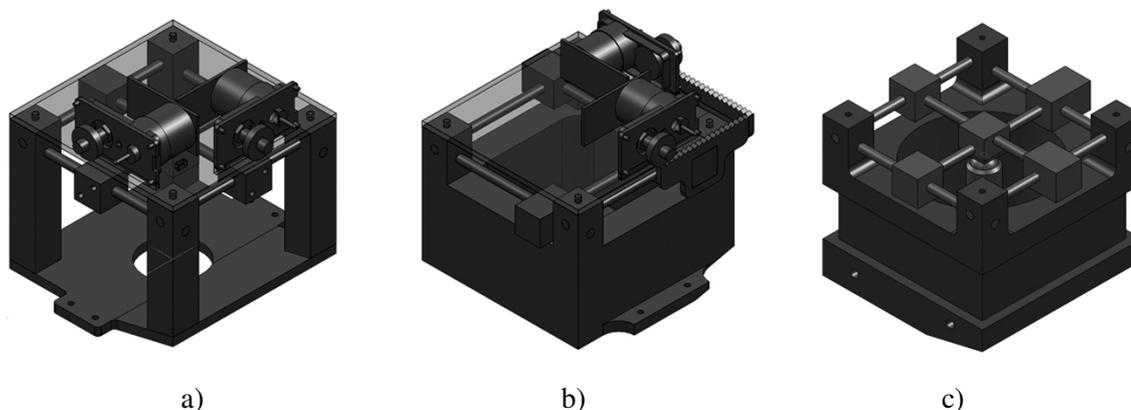


O conceito do acionamento por discos foi abandonado em função do *delay* entre comando e movimento da cadeira de rodas. Esta demora ocorreria devido ao sistema primeiramente ter de girar um disco para habilitar a direção a prosseguir e só então girar o disco de movimento da alavanca para acionar os motores da cadeira.

O aprofundamento da proposta conceitual de eixos com buchas deslizantes demonstrou a possibilidade de estabelecimento da interface ao *joystick*. Este sistema também apresenta um *delay* de movimento devido à inércia dos corpos, porém inferior ao sistema anterior porque o comando já vai direcionando a alavanca do *joystick* à posição de deslocamento conforme a captura do movimento. A Figura 73a apresenta uma alternativa com uma base em chapa, colunas para a fixação dos eixos e uma placa para os servomotores. A Figura 73b apresenta um modelo com a base em polímero usinado e cremalheiras para a tração das buchas nos eixos. A Figura 73c apresenta o sistema de eixos

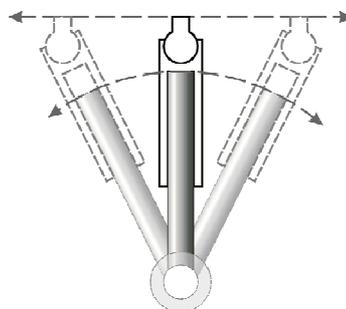
com as buchas deslizantes e no corpo da base reentrâncias para a fixação do sistema ao *joystick*.

Figura 73: Alternativa de eixos com buchas deslizantes



A solução para o problema entre o movimento em arco da alavanca e movimento plano do sistema por eixos partiu de uma simulação virtual 2D. Foi projetada uma articulação de esfera em um tubo, e este desliza sobre a alavanca e a movimenta para qualquer posição coordenada (Figura 74).

Figura 74: Solução em simulação virtual 2D



Com o apoio da escola de ensino profissionalizante SENAI um protótipo do sistema mecânico apresentado na Figura 73c foi fabricado. Os detalhes dos materiais e da fabricação são explicitados no item a seguir, “6.3. Protótipos”.

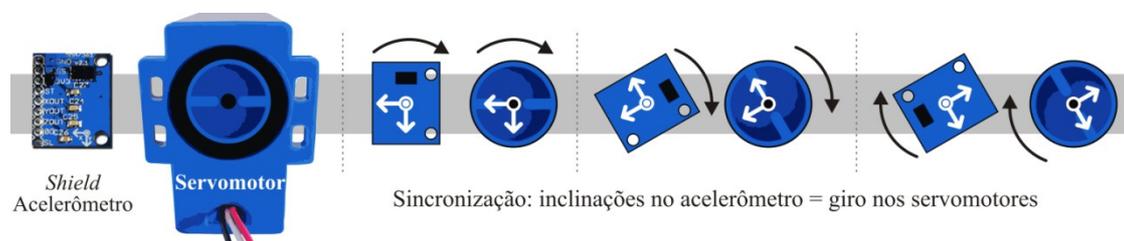
6.3. Protótipos

Selecionados todos os componentes para a composição do módulo de captura do movimento partiu-se para a aquisição e a montagem dos protótipos eletrônicos em matriz de contatos. As montagens e a programação do Arduino foram realizadas por Vicente Cunha, estudante do curso de engenharia elétrica na UFRGS. No site oficial do

Arduino existem muitos programas prontos e disponíveis gratuitamente para aplicações diversas com sensores e atuadores variados. Tais programas serviram como base para a composição do código fonte do módulo de captura do movimento.

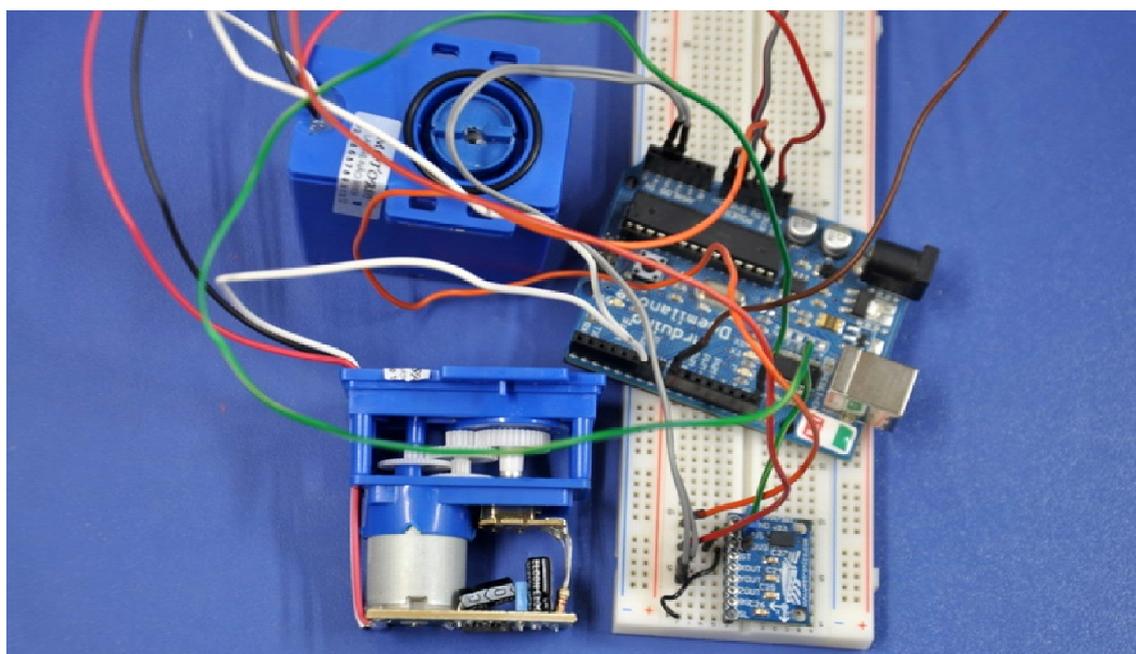
Primeiramente foi montado um circuito integrando acelerômetro, Arduino e servomotores, sem a comunicação via Bluetooth. O Arduino fez a leitura das variações de tensão elétrica de saída em cada eixo, obtidas com o movimento do acelerômetro. A partir destes valores foi mapeada a escala de controle dos motores. Como resultado, obteve-se sincronia entre os movimentos angulares do acelerômetro e o giro dos eixos nos servomotores (Figura 75).

Figura 75: Sincronia entre acelerômetro e eixo do servomotor



Os ruídos causados por trepidação do sensor foram amenizados pelo envio de valores médios aos servomotores e, além disso, a inércia do rotor impossibilita mudanças bruscas de angulação. O protótipo eletrônico pode ser visualizado na Figura 76.

Figura 76: Protótipo eletrônico do módulo de captura do movimento



Com o módulo de captura do movimento operante, partiu-se para a seção do projeto eletrônico em dois circuitos conectados remotamente via Bluetooth. O circuito de captura agregou um Arduino para a leitura dos sinais do acelerômetro e encaminhamento dos valores ao Bluetooth mestre, o qual transmite os dados. No circuito de controle dos motores, o Bluetooth escravo, comandado por outro Arduino, recebe os dados e o Arduino controla os servomotores. Os códigos fonte desta aplicação encontram-se comentados no item “Anexo 2”.

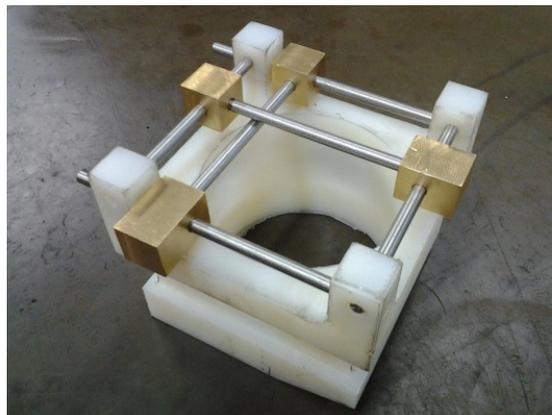
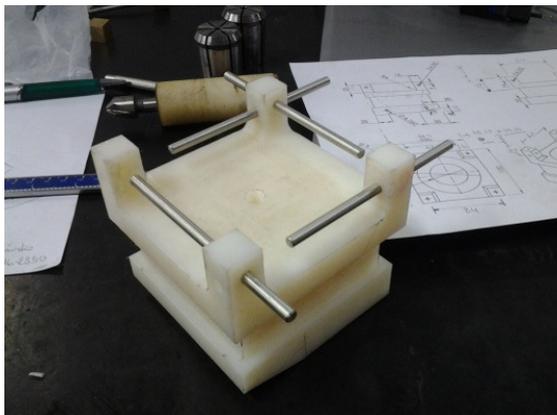
O protótipo deste circuito eletrônico com comunicação via Bluetooth apresentou funcionamento robusto, com plena sincronia entre os movimentos angulares no acelerômetro e o giro dos eixos nos servomotores (Figura 77).

Figura 77: Testes do módulo em comunicação via Bluetooth



Com o apoio da escola de ensino profissionalizante SENAI RS Visconde de Mauá, em Porto Alegre, um protótipo físico do sistema mecânico foi fabricado (Figura 78). Os materiais adquiridos para a fabricação do protótipo foram o aço inox em barra redonda para os eixos, o latão em barra retangular para as buchas deslizantes e Nylon em barra redonda para o corpo da base.

Figura 78: Protótipo do sistema mecânico



A fabricação do protótipo foi realizada através de processos como serramento, usinagem com fresadora mecânica (Figura 79), furação (Figura 80a) e torneamento com torno mecânico (Figura 80b).

Figura 79: Usinagem do sistema mecânico



Figura 80: Furação e torneamento do sistema mecânico



a)

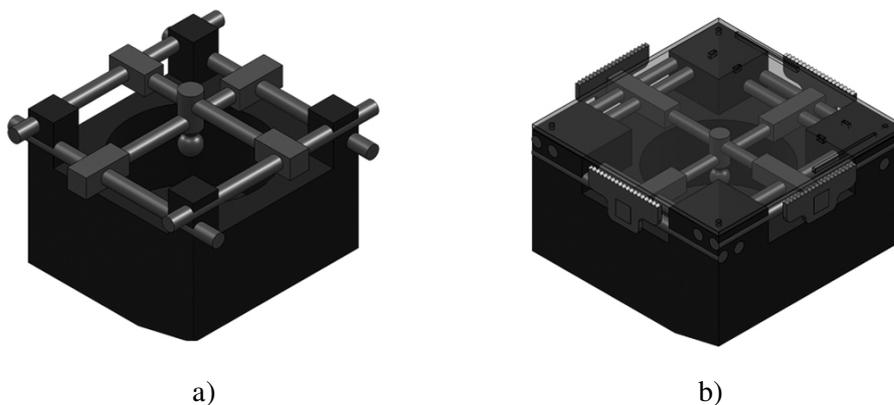
b)

Com o protótipo foi possível avaliar o sistema mecânico projetado, o qual apresentou problemas quanto à precisão do esquadreamento das peças, bem como em suas furações. Individualmente as buchas tiveram bom desempenho, porém no conjunto as folgas travaram o sistema, o que levou à decisão de não concluir este protótipo.

O projeto seguiu para uma etapa de redesign onde foi considerada a experiência adquirida com o protótipo fabricado e a avaliação funcional de protótipos em 3D. Buscou-se a robustez do sistema com o uso de eixos duplos retificados, a supressão do bloco base e o acionamento a partir de quatro servomotores. A Figura 81a exibe o modelo 3D do sistema com eixos mais robustos, retificados e temperados.

No intuito de evitar o desalinhamento das buchas deslizantes e o consequente travamento do sistema, optou-se por duplicar o número de eixos fixos (Figura 81b) e acrescentar mais dois servomotores atuando paralelamente e em simetria aos outros dois motores já especificados.

Figura 81: Redesign do sistema mecânico

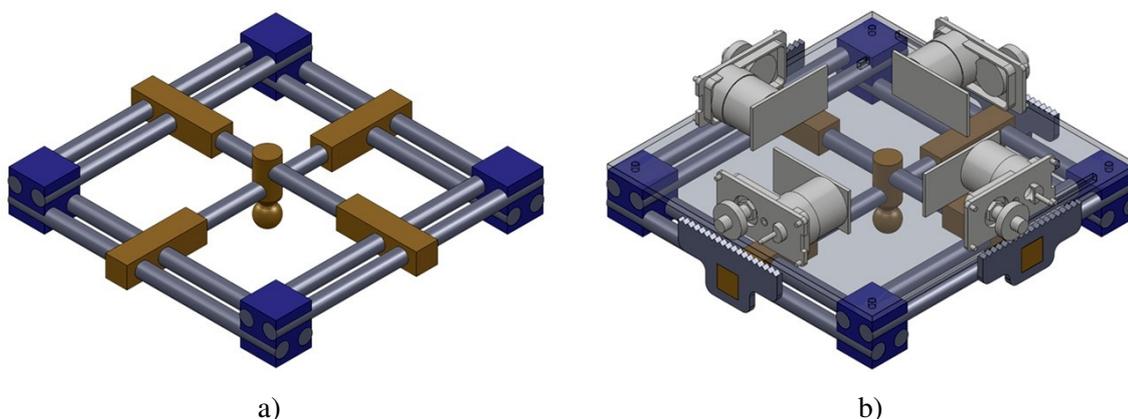


A duplicação dos eixos resultou no aumento de tamanho do bloco base. A fabricação do bloco base no protótipo foi complexa e demorada devido à necessidade de precisão de medidas, alinhamento e furação das torres nas quais os eixos são fixados.

A fim de reduzir o tempo de fabricação, diminuir o consumo de material e minimizar a possibilidade de imprecisões no sistema, o bloco base foi eliminado e permaneceram somente as torres de travamento dos eixos fixos (Figura 82a).

A Figura 82b mostra o sistema reprojeto configurado com quatro servomotores, quatro cremalheiras, quatro torres de travamento, quatro buchas deslizantes, oito eixos fixos, dois eixos móveis, um pino deslizante, a placa base dos servomotores.

Figura 82: Protótipo 3D do sistema mecânico duplo eixo



Para a construção do protótipo do sistema mecânico duplo eixo sugere-se que os furos sejam primeiramente feitos com um diâmetro menor ao dos eixos retificados e, em seguida, seja passado um alargador. Esta ferramenta garantirá a precisão no diâmetro dos furos, o que proporcionará o correto funcionamento das buchas deslizantes e evitará o travamento do sistema. Sugere-se, ainda, instalá-lo ao joystick por meio de uma peça cilíndrica. A montagem do sistema ao *joystick* exige a calibração dos eixos uma única vez. Esta calibração consiste no alinhamento da bucha deslizante central com a posição de neutro da alavanca para a definição deste ponto como o zero nos eixos x e y. Apenas para visualização, a Figura 83 exibe um modelo virtual do dispositivo de captura do movimento sobre o *joystick*.

Figura 83: Modelo virtual do sistema de captura do movimento sobre o *joystick*



Com base no design do sistema mecânico, na avaliação do seu funcionamento nos protótipos 3D, na experiência adquirida em processos de fabricação na prototipagem, no teste de funcionamento das buchas deslizantes sobre os eixos, no redesign do sistema e na avaliação do seu funcionamento nos protótipos virtuais prevê-se que um protótipo do sistema mecânico duplo eixo tenha funcionamento pleno e robusto.

7. CONCLUSÕES

O estudo do movimento possui literatura disseminada por diversas áreas do conhecimento. Especificamente, na área de *motion capture*, pesquisas têm demonstrado seu grande potencial ao desenvolvimento de aplicações em benefício dos seres humanos, principalmente de pessoas com deficiência. No Brasil, a captura do movimento ainda é uma tecnologia pouco aplicada, tanto em pesquisas, quanto em artefatos produzidos pela indústria. Ainda, há uma falta de produtos assistivos nacionais, especialmente de sistemas e acessórios de apoio à mobilidade pessoal para cadeiras de rodas motorizadas.

O presente trabalho teve como objetivo contribuir incrementalmente ao estudo da captura do movimento angular por acelerômetro, evidenciando uma base tecnológica ao design de produtos assistivos, na área de Tecnologia Assistiva, especificamente do controle versátil de cadeiras de rodas motorizadas a pessoas com deficiência motora severa.

Os sistemas de controle para cadeiras de rodas motorizadas apresentados na revisão bibliográfica representam os esforços da academia em proporcionar uma melhoria na qualidade de vida das pessoas com deficiência. As tecnologias de ponta aplicadas nestes projetos carecem de investimentos financeiros para possam chegar ao usuário final a custos acessíveis.

Os ensaios realizados com a captura do movimento na visita a Universidade Técnica de Lisboa possibilitaram perceber a ampla gama de aplicações que os sistemas avaliados podem oferecer à Tecnologia Assistiva. Porém, tais dispositivos são de alto custo e limitados ao uso em aplicações virtuais, o que demanda o desenvolvimento de sistemas de integração para seu uso em aplicações não virtuais.

Durante o desenvolvimento deste trabalho foram utilizadas ferramentas de design como apoio à pesquisa e a projeção, clarificando o assunto e criando uma base de

conhecimento para o design de um dispositivo de captura do movimento para integração ao *joystick* P&G VR2. Para a estruturação da arquitetura do *hardware* do dispositivo, foram avaliados sensores, *shields* para Arduino, entre outros componentes. Verificou-se que o acelerômetro é um sensor versátil à captura do biomovimento. Este MEMS varia a tensão elétrica de saída em resposta a movimentos angulares. Na aplicação desenvolvida, os ruídos causados por vibração e trepidação do sensor são amenizados pelo envio de valores médios ao servomotor e pela limitação física de inércia do seu rotor, impossibilitando mudanças muito bruscas de angulação. O Arduino demonstrou-se uma plataforma confiável para o processamento dos sinais de entrada do acelerômetro e controle das saídas aos servomotores, bem como do gerenciamento dos módulos Bluetooth. O protótipo eletrônico do módulo de captura do movimento via Bluetooth apresentou funcionamento robusto, com plena sincronia em tempo real entre os movimentos angulares no acelerômetro e o giro dos eixos nos servomotores.

Para a integração do módulo de captura do movimento ao *joystick* foi projetada uma interface física, um sistema mecânico para o controle remoto do posicionamento da alavanca. O projeto do sistema constituiu-se um desafio devido ao movimento omnidirecional e em arco da alavanca e a restrição de instalação do mecanismo mantendo o *joystick* original e sem danos. Geraram-se alternativas de conceitos como o de plataformas, discos giratórios, rotação de esferas, sem fim e eixos com buchas deslizantes. Os conceitos potenciais foram aprofundados, modelados e avaliados em 3D. O sistema de eixos com buchas deslizantes demonstrou-se como uma adequada alternativa à interface.

Com o apoio do SENAI Visconde de Mauá foi fabricado um protótipo físico do sistema mecânico. Na fabricação foram utilizados processos de serramento, usinagem, furação e torneamento. O protótipo apresentou problemas de precisão, folgas nas buchas e desalinhamento dos eixos fizeram o sistema travar. Ainda assim, constata-se que o controle de uma cadeira de rodas motorizada por meio da captura do movimento utilizando acelerômetros é plenamente viável. Esta constatação é baseada na soma de experiências adquiridas pelo autor em projetos de TA (Apêndices A e B) e no desenvolvimento deste trabalho. Porém, são necessários investimentos financeiros e de tempo próprios de um trabalho de doutoramento.

A “Contribuição ao estudo da captura do movimento aplicado ao Design em Tecnologia Assistiva” fortalece a pesquisa em design de produtos assistivos nacionais,

através de uma base tecnológica evidenciada pela apresentação de dados, informações, detalhamentos, referências, estudos, ensaios, experiências e resultados. Evidencia-se, sobremaneira, que a captura do movimento, por meio do design de produtos assistivos, pode propiciar o aumento na qualidade de vida de pessoas com deficiência oportunizando maior autonomia e independência em suas atividades de vida diária.

Salienta-se que esta dissertação visou contribuir à autonomia e ao aumento da qualidade de vida de pessoas com deficiência por meio do design e do desenvolvimento de artefatos tecnológicos. Também, visou contribuir à ampliação e ao fortalecimento do design nacional aplicando ferramentas tecnológicas para o projeto de produtos assistivos.

Este trabalho foi realizado com o apoio da CAPES, PROPG, LdSM e ErgoVR.

7.1. Trabalhos futuros

Como sugestão para trabalhos futuros prevê-se a construção do protótipo do sistema mecânico duplo eixo e seu acoplamento ao *joystick* de uma cadeira de rodas motorizada para testes com usuários. Sugere-se que os furos sejam primeiramente feitos com um diâmetro menor ao dos eixos retificados e, em seguida, seja passado um alargador. Esta ferramenta garantirá a precisão no diâmetro dos furos, o que proporcionará o correto funcionamento das buchas deslizantes e evitará o travamento do sistema. Sugere-se, ainda, instalá-lo ao joystick por meio de uma peça cilíndrica. Prevê-se a calibração do sistema com uma bateria de testes em vários níveis de controle da cadeira em ambientes específicos e variados, iniciando em locais amplos e planos e partindo para locais mais restritos, sinuosos e irregulares.

Sugere-se uma análise funcional da alavanca, desmontando-a para identificar seu funcionamento e, assim, possibilitar a replicação dos sinais, de acordo com o nível 1 sugerido no corpo desta pesquisa. A replicação via microcontrolador evitará o uso de sistemas mecânicos, suscetíveis a travamentos e falhas por desgaste.

A continuação da pesquisa avança para o controle de sistemas por meio de periféricos de computador com conexão USB ou Bluetooth, tais como dispositivos *touchpad* e *touchscreen* e, posteriormente, por meio de aplicativos em portáteis como *tablets* e *smartphones*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALBRECHT, B. L. **Controle de uma cadeira de rodas motorizada através de eletromiografia em uma plataforma embarcada.** Trabalho de conclusão de curso de graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal do Rio Grande do Sul: Porto Alegre, 2010.
2. ALECRIM, E. **Tecnologia Bluetooth.** Website, 2011. Disponível em: <<http://www.infowester.com/bluetooth.php>>. Acesso em: 16 nov. 2011.
3. ALENCAR, M.S. **Telefonia celular digital.** 1.ed. São Paulo: Érica, 2004.
4. ANALOG DEVICES. **Small and thin ±18 g accelerometer ADXL321.** Datasheet. Analog Devices Inc. Norwood, USA, 2007.
5. ANALOG DEVICES. **The five motion senses: using MEMS inertial sensing to transform applications.** Analog Devices Inc. Norwood, USA, 2009.
6. ANALOG DEVICES. **MEMS technology: basic MEMS terminology.** Glossary. Analog Devices Inc., 2011.
7. ARDUINO. **Arduino.** Website, 2011. Disponível em: <<http://www.arduino.cc/>>. Acesso em: 27 nov. 2011.
8. ASCENSION. **The Flock of Birds: position and orientation measurement system - installation and operation guide.** Ascension Technology Corporation: USA, 2004.
9. ASSISTIVA. **Catálogo Nacional de Produtos de Tecnologia Assistiva.** Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. Website, 2011. Disponível em: <<http://assistiva.mct.gov.br>>. Acesso em: 30 nov. 2011.
10. BARREIRAS ARQUITECTÓNICAS. **Projecto.** Website. Escola Vitorino Nemésio. Disponível em: <<http://barreiras.weebly.com/deficiencia-motora.html>>. Acesso em: 27 ago. 2012.
11. BASSETT JR, D.R. **Scientific contributions of A.V. Hill: exercise physiology pioneer.** Journal Applied Physiology 93: 1567–1582, 2002.
12. BECKER, M. **Graus de liberdade em cadeias cinemáticas.** Aula expositiva. SEM, EESC, USP: São Carlos, 1999.

13. BHATIA S.; SIGAL, L.; ISARD, M.; BLACK, M. **3D human limb detection using space carving and multi-view eigen models.** In Proc. Second IEEE International Conference on Computer Vision Systems 2004.
14. BLISS, D. **Using Kinect within flash applications.** Odopod a nurun company. Website, 2011. Disponível em <<http://odopod.com/blog/using-kinect-within-flash-applications/>>. Acesso em: 6 dez. 2011.
15. BONSIEPE, G. **Metodologia experimental: desenho industrial.** Brasília: CNPq / Coordenação Editorial, 1984.
16. BORELLI, J. A. **De motu animalium.** 2ed. Nova Iorque, 1710.
17. BREINHOLT, G. & KRUEGER, H. **Evaluation of key shapes on a touchscreen simulation of a specialised keypad.** Journal of Applied Ergonomics. Vol. 27, N°6, p.375-379. Elsevier: Great Britain, 1996.
18. BRUYÈRE, S. M. **Assistive technology, accommodations, and the americans with disabilities act.** Brochure. Series on human resources practices and workplace accommodations for persons with disabilities. RESNA. Cornell University. Ithaca, New York, 2001.
19. CHIPWORKS. **MEMS structures detail.** Website, 2012. Disponível em: <<http://memsblog.files.wordpress.com/2011/01/chipworks51.jpg>>. Acesso em: 9 ago. 2012.
20. COELHO, G. **Acelerômetros.** 2007. Disponível em: <<http://webinsider.uol.com.br/index.php/2007/11/29/acelerometros>>. Acesso em: 23 abr. 2009.
21. COSTA, L. A. A. **Especificando sistemas de automação industrial.** Biblioteca 24 horas: São Paulo, 2011.
22. CRUZ, C.; CELESTE, W. C.; BASTOS, T. F. **A robust navigation system for robotic wheelchairs.** Control Engineering Practice. 19 575–590. Elsevier: 2011.
23. DALE, W. S. **Industrial psychology: standardisation and motion study.** The New Zealand Railways Magazine, Volume 5, Issue 2, June 2. Victoria University of Wellington, 1930.
24. DAVINCISKETCHES. Diagram illustrating the theory of movements of the human figure. Royal Library: Windsor, Sec. XVI. Disponível em <<http://www.davincisketches.com/Human/Human1.htm>>. Acesso em: 25 out. 2011.
25. DELLEMAN, N. J.; DEKKER, E.; TAN, T.K. **I3VR: intuitive interactive immersive virtual reality - technology.** Disponível em <http://www.xsens.com/images/stories/PDF/I3VR-intuitive_interactive_immersive_virtual%20reality-technology.pdf>. Acesso em: 18 out. 2011.

26. DEFICIÊNCIA. **A deficiência: deficiência motora.** Website. Disponível em <<http://deficiencia.no.comunidades.net/index.php?pagina=1001252395>>. Acesso em: 27 ago. 2012.
27. DESCARTES, R. **Principia philosophiae.** Londres, 1656.
28. DICIANNO, B. E.; COOPER, R. A.; COLTELLARO, J. **Joystick control for powered mobility: current state of technology and future directions.** Physical Medicine Rehabilitation Clinic N Am 21 79–86. Elsevier: 2010.
29. DIMENSION. **Dimension engineering LLC: a beginner's guide to accelerometers.** Disponível em: <<http://www.dimensionengineering.com/accelerometers.htm>>. Acesso em: 7 dez. 2011.
30. DIX, A.; FINLAY, J.; ABOWD G. D.; BEALE, R. **Human-computer interaction.** 3.ed. Europe: Prentice Hall, 2003.
31. DUSIK, C. L. **Quanto à cadeira, foi assim que tudo começou...** Relato dedicado a esta pesquisa. Publicação autorizada pelo autor. Esteio, 2011.
32. EAST, M. **The Immediate Effects of Fibular Repositioning Tape on Ankle Kinematics and Muscle Activity.** Tese de mestrado a Universidade da Carolina do Norte ao título de mestre em Arte no Departamento de Exercícios & Ciências do Esporte. ProQuest Information and Learning Company: USA, 2008.
33. ESCOREL, A. L. **O efeito multiplicador do design.** São Paulo: Senac, 2000.
34. EUROZINE. **Charting the gesture.** Disponível em <<http://www.eurozine.com/pdf/2011-06-21-lundemo-en.pdf>>. Acesso em: 25 out. 2011.
35. FIFTH DIMENSION. **5DT data glove ultra series: user's manual.** Fifth Dimension Technologies: USA, 2009.
36. FISCHER, O.; BRAUNE, C. W. **Der Gang des menschen.** B.G. Teubner: Leipzig 1899.
37. FOUND. **Cyclegraph e chronocyclegraph of an experienced handkerchief folder ten cycles.** Disponível em <<http://ffffound.com/image/de7b13b264e58acacdd35defbf000cf6ce9384a9>>. Acesso em: 28 out. 2011.
38. FREEDOM. **Freedom Millenium RT: linha saúde.** Pelotas, 2011.
39. FUSCO, D. A. **Acionamento de uma cadeira de rodas através de um acelerômetro biaxial como inclinômetro.** Trabalho de conclusão de curso de graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal do Rio Grande do Sul: Porto Alegre, 2010.
40. GAFUROV, D.; SNEKKENES, E.; BUVARP, T.E. **Robustness of biometric gait authentication against impersonation attack.** OTM Workshops 2006, LNCS 4277, pp. 479–488, 2006. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2006.

41. GALILEI, G.L. **Discorsi e dimostrazioni matematiche, intorno à due nuoue scienze attenenti alla mecanica & i movimenti locali (Dialogues concerning two new sciences)**. 1638. Traduzido por SALVIO, A. e CREW, H. The Macmillan Company: Nova Iorque, 1914.
42. GALVÃO FILHO, T. **A tecnologia assistiva: de que se trata?** Capítulo de livro. In: MACHADO, G.J.C.; SOBRAL, M.N. (Organizadores). *Conexões: educação, comunicação, inclusão e interculturalidade*. 1 ed. Porto Alegre: Redes Editora, p. 207-235, 2009.
43. GILBRETH, F.B.; GILBRETH, L.M. **Fatigue study: the elimination of humanity's greatest unnecessary waste, a first step in motion study**. The Macmillan Company: New York, 1916.
44. GREEN, R. **Spatially and temporally segmenting movement to recognize actions**. In *Computational Imaging and Vision*. ROSENHAHN, B.; KLETTE, R.; METAXAS, D.N. *Human motion: understanding, modelling, capture and animation*. v36, 2, 213-241, DOI: 10.1007/978-1-4020-6693-1_9. Springer: 2008.
45. GRIFFIN, M.J. **Handbook of human vibration**. Elsevier Academic Press: Londres, 1990.
46. GRILO, F. J. L. **Controlo e automação II: CA2**. Universidade de Évora: Setúbal, Portugal, 2007.
47. GUNTHERT, A. **Câmera para captura do movimento**. 2009. Disponível em <<http://www.flickr.com/photos/gunthert/4183711955/sizes/l/in/pool-46195334@N00/>>. Acesso em: 10 nov. 2011.
48. GUO, L.Y.; YANG, C.C.; YANG, C.H.; HOU, Y.Y.; CHANG, J.J.; WU, W.L. **The feasibility of using electromagnetic motion capture system to measure primary and coupled movements of cervical spine**. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 31(4): 245-253, 2010.
49. HERBERT, S.; McKERNAN, L. *apud* LONDE, A. **La photographie moderne: pratique et applications**. G. Masson: Paris, 1888.
50. HOFFMANN, K. **Applying the Wheatstone bridge circuit**. Brochure. Disponível em: <<http://www.hbm.com/fileadmin/mediapool/hbmdoc/technical/s1569.pdf>>. Acesso em: 19 nov. 2011.
51. HONEYWELL. **Hall effect sensors**. In *Micro switch sensing and control*, chapter 2. 2011.
52. IBGE. **Censo Demográfico 2010: resultados gerais da amostra**. Ministério do Planejamento, Orçamento e Gestão - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE: Rio de Janeiro, 2012.
53. IFM. **3D image sensing using smart pixel technology: shape, size and volume**. Page brochure. IFM Efector, 2011.

54. **IMH. 1872: first photographic locomotion study was commissioned to settle a bet.** International Museum of the Horse. Website, 2011. Disponível em <[http://www.imh.org /index.php?option=com_flexicontent&view=items&cid=226:the-horse-in-19th-century -american-sport&id=1691:1872-first-photographic-locomotion-study-was-commission ed-to-settle-a-bet&Itemid=413](http://www.imh.org/index.php?option=com_flexicontent&view=items&cid=226:the-horse-in-19th-century-american-sport&id=1691:1872-first-photographic-locomotion-study-was-commissioned-to-settle-a-bet&Itemid=413)>. Acesso em: 11 nov. 2011.
55. **JOHANSSON, G. Visual perception of biological motion and a model for its analysis.** *Percept Psychophys*, 14:201–211, 1973.
56. **KAVANAGH, J.J; MENZ, H.B. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking.** *Gait & Posture*. 28: 1–15. 2008.
57. **KLETTE, R.; TEE, G. Understanding human motion: a historic review.** B. Rosenhahn *et al.* (eds.), *Human Motion – Understanding, Modelling, Capture, and Animation*, 1–22. Springer: 2008.
58. **KOLB, A.; BARTH, E.; KOCH, R.; LARSEN, R. Time-of-flight sensors in computer graphics.** In Eurographics/M. Pauly and G. Greiner. The Eurographics Association. STAR - State of the Art Report, 2009.
59. **KRELLING, Paulo Cesar Lopes. Concepção de um inclinômetro foto-mecânico para controle geodésico de estruturas.** Curitiba: 2006. Tese (Doutorado em Ciências Geodésicas) - Setor de Ciências da Terra da Universidade Federal do Paraná, UFPR, 2006.
60. **KYE SYSTEMS. Wireless thumb cursor controller.** KYE Systems Corporation: Taiwan, 2011.
61. **LANSDALE, B. The history of the discovery of cinematography.** Website, 1999. Disponível em <<http://www.precinemahistory.net/1890.htm#LONDE1891>>. Acesso em: 10 nov. 2011.
62. **LATASH, M.L.; ZATSIORSKY, V.M. Classics in movement science.** Human Kinetics: USA, 2001.
63. **LEISHMAN, F.; HORN, O.; BOURHIS, G. Smart wheelchair control through a deictic approach.** *Journal of Robotics and Autonomous Systems* 58 1149-1158. Elsevier: 2010.
64. **LÖBACH, B. Design Industrial.** São Paulo: Edgard Blücher, 2001.
65. **LOMBARD, M. Solidworks 2011 assemblies bible.** 1.ed. Wiley: USA, 2011.
66. **MACHADO, L.S. Conceitos básicos da realidade virtual.** Relatório Técnico. Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais - INPE, 1995.
67. **MALAQUIAS, I. M. Modulador e demodulador PWM.** 2007. Disponível em <<http://www.vespanet.com.br/~igor/pwm/arquivos/pwm.pdf>> Acesso em: 2 mai. 2012.
68. **MALDONADO, T. Definição de design.** 1961.

69. MAREY, E.J. **Animal mechanism: a treatise on terrestrial and aerial locomotion.** The International Scientific Series. D. Appleton and Company: Nova Iorque, 1884.
70. MAREY, E.J. **Cronofotografia do salto em distância.** Paris, 1882. Disponível em <http://www.christies.com/LotFinder/lot_details.aspx?intObjectID=5420753>. Acesso em: 25 out. 2011.
71. MAREY, E.J. **Miografia da musculatura do pássaro - Le vols des oiseaux -** Paris, 1890. Disponível em <http://www.mpiwg-berlin.mpg.de/en/resrep00_01/Jahresbericht_2_3_section.html>. Acesso em: 25 out. 2011.
72. MAREY, E.J. **Roupa para a captura da marcha humana.** 1883. Disponível em <<http://www.learn.columbia.edu/dbcourses/publicportfolio.cgi?view=1674#>>. Acesso em: 31 out. 2011.
73. McCAFFERTY, S.; EMICH, M. **IFM Efector introduces new 3D image sensor.** In Design World Staff, 2009.
74. McROBERTS, M. **Arduino básico.** Tradução Rafael Zanolli. Novatec: São Paulo, 2011.
75. MILLS, P.M.; MORRISON, S.; LLOYD, D.G.; BARRETT, R.S. **Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion.** Journal of Biomechanics 40 (2007) 1504–1511, 2006.
76. MORYA, E.; GARCIA, J.C.D. **Pesquisa nacional de tecnologia assistiva.** In: Conhecimento - Ponte para a vida. Ano 1 - Números 1 e 2, março de 2007.
77. MOURA, M. **Design, Arte e Tecnologia.** Artigo. 2010.
78. MÜNDERMANN, L.; CORAZZA, S.; ANDRIACCHI, T.P. **The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications.** Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. v3, 2006.
79. MUYBRIDGE, E. **Descriptive zoopraxography or the science of animal locomotion.** Bureau of Education: Pennsylvania, 1887. Disponível em <<http://www.archives.upenn.edu/primdocs/upt/upt50/upt50m993/upt50m993b052f01.pdf>>. Acesso em: 11 nov. 2011.
80. MUYBRIDGE, E. **The horse in motion.** Palo Alto, 1878. Disponível em <<http://www.encore-editions.com/the-horse-in-motion-illus-by-muybridge-sallie-gardner-owned-by-leland-stanford-running-at-a-1-40-gait-over-the-palo-alto-track-19-june-1878-2-frames-showing-diagram-of-foot-movements>>. Acesso em: 21 out. 2011.
81. NEUROSKY. **MindWave user guide.** NeuroSky, Inc. USA, 2011.
82. NEWTON, I. **Philosophiae naturalis principia mathematica.** Bibliopolas: Londres, 1686. Versão digital por Jonathan Ingram, Keith Edkins, 2009.
83. NIEMEYER, L. **Design no Brasil: origens e instalação.** Rio de Janeiro: 2AB, 1997.

84. NMAH. **National museum of american history**. 2001. Disponível em <http://americanhistory.si.edu/muybridge/htm/htm_sec1/sec1p3.htm>. Acesso em: 25 out. 2011.
85. NUSSBAUMER, S.; LEUNIG, M.; GLATTHORN, J.F.; STAUFFACHER, S.; GERBER, H.; MAFFIULETTI, N.A. **Validity and test-retest reliability of manual goniometers for measuring passive hip range of motion in femoroacetabular impingement patients**. BMC Musculoskeletal Disorders, 11:194, 2010.
86. O'CONNOR, J.J.; ROBERTSON, E.F. **Andrei Andreyevich Markov**. School of Mathematics and Statistics University of St Andrews: Scotland, 2006.
87. OIKE, Y.; IKEDA, M.; ASADA, K. **Design and implementation of real-time 3-D image sensor with 640 x 480 pixel resolution**. IEEE journal of solid-state circuits, v39, n4, abril, 2004.
88. OXFORD. **George Atwood's machine for demonstrating the effect of gravity on falling bodies, c1780**. Oxford science archive / Heritage images. 2011.
89. PARK, D.; LEEN, J.; KIM S. **Investigating the affective quality of interactivity by motion feedback in mobile touchscreen user interfaces**. International Journal of Human-Computer Studies. N°69 p.839–853. Elsevier: 2011.
90. P&G. **JC2000: multi axis contactless joystick**. Datasheet. Penny and Giles Controls Ltd. UK / USA, 2011.
91. P&G. **VR2: versatile wheelchair control system for today's environment**. Brochure. P&G drives technology. USA/UK/ROC, 2009.
92. PIEZO. **Piezoelectric materials - introduction: the piezoelectric effect**. Website, 2007. Disponível em: <<http://www.piezomaterials.com/>>. Acesso em: 19 nov. 2011.
93. PRESTES, R.C. **Tecnologia Assistiva: atributos de design de produto de adequação postural personalizada para a posição sentada**. Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós-Graduação em Design, Porto Alegre, 2011.
94. PRIMESENSE. **Depth sensing: our full 3D sensing solution**. Website, 2011. Disponível em <<http://www.primesense.com/en/technology/115-the-primesense-3d-sensor>>. Acesso em: 6 dez. 2011.
95. PUENTE, F.R. **Télos como arché e o fundamento temporal da ação em Aristóteles**. Revista Philosophica 26. Instituto de Filosofía Pontificia Universidad Católica de Valparaíso: 2003.
96. RABINER, L.R. **A tutorial on Hidden Markov Models and selected applications in speech recognition**. Proceedings of the IEEE, v77, n2. Murray Hill, USA, 1989.

97. REN, K.; SUN, H.; JIA, Q.; WU, Y.; ZHANG, W.; GAO, X.; YE, P.; SONG, J. **Urban scene recognition by graphical model and 3D geometry**. The Journal of China Universities of Posts and Telecommunications, 18(3): 110–119, 2011.
98. ROETENBERG, D.; LUINGE, H.; SLYCKE, P. **Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors**. Enschede, Netherlands: 2009.
99. ROOTENBERG. **Atwood, George**. B & L Rootenberg rare books & manuscripts. Website. California, 2011.
100. ROSCH, W. L. **Hardware bible: your complete guide to all PCs and all peripherals**. 6.ed. Que: EUA, 2003.
101. SALVALAIO, C.L. **Sistema para acionamento do bumbo de bateria musical acústica**. Monografia (Conclusão do Curso de Design Ergonômico) Universidade Feevale: Novo Hamburgo, 2009.
102. SCHOUTEN, B.; TROJE, N.F.; BROOKS, A.; ZWAN, R.V.D.; VERFAILLIE, K. **The facing bias in biological motion perception: effects of stimulus gender and observer sex**. Attention, Perception & Psychophysics 72:1256-1260. 2010.
103. SILVA, L. C. **Deficiências motoras**. Artigo. Artigonal: 2009. Disponível em: <<http://www.artigonal.com/medicina-artigos/deficiencias-motoras-tema-tcc-monografia-1275914.html>> Acesso em: 20 ago. 2012.
104. SPORIAN. **Sporian Microsystems wins bronze Best of Sensors Expo Award in sensors category**. Sporian Microsystems, Inc. Lafayette, Colorado, USA, 2008.
105. SOUZA, F. **Sensores artificiais e biológicos**. Textos didáticos. Website, 2006. Disponível em: <<http://webx.ubi.pt/~felippe/texts3/sensores.pdf>>. Acesso em: 2 dez. 2011.
106. TELLES, R. **Descomplicando a informática para concursos: teoria, prática e questões**. 3.ed. Campus-Elsevier: Rio de Janeiro, 2011.
107. THORN, P. **Tools for the creative**. Website. Patrick Thorn & Co. 2011. Disponível em: <<http://www.3dscanco.com/products/3d-scanners/3d-laser-scanners/>>. Acesso em: 16 nov. 2011.
108. TRIVINO G.; ALVAREZ A.A.; BAILADOR G. **Application of the computational theory of perceptions to human gait pattern recognition**. Pattern Recognition 43 2572–2581: 2010.
109. TROJE, N.F.; SAUNDERS, D.R. **The multiple faces of biological motion perception**. Symposium Cognitive Neuroscience of Multimodal Person Perception at the 18th Annual Meeting of the Cognitive Neuroscience Society, San Francisco, 2011.
110. WALTER, P.L. **A history of the origin and evolution of modal transducers**. International Modal Analysis Conference (IMAC) XX, Session 18, Los Angeles, CA, 2002.

111. WATAKABE, M.; MITA, K.; AKATAKI, K.; ITO, K. **Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions.** *Medical and Biological Engineering and Computing*. v.41, n.2, p.198-202: 2003.
112. WAYBETA. **XBOX360 unveils her mystery: kinect HD player picture resolution.** Website, 2009. Disponível em <http://www.waybeta.com/news/59524/xbo_x360-unveils-her-mystery-kinect-hd-player-picture-resolution/3/>. Acesso em: 6 dez. 2011.
113. WILKIE, D. M.; MAK, T.; SAKSIDA, L. M. **Pigeons' landmark use as revealed in a 'feature-positive', digitized landscape, touchscreen paradigm.** *International Journal of Behavioural Processes*, N°32, p.87-100. Elsevier: 1994.
114. WREN, C. **Pfinder: real-time tracking of the human body.** Dissertação. MIT - Massachusetts Institute of Technology, 1996.
115. XIE, H.; FEDDER, G.K.; SULOUFF, R.E. **Accelerometers.** *Comprehensive Microsystems Volume 2*, Pages 135-180: 2008.
116. YAMATO, J.; OHYA, J.; ISHII, K. **Recognizing human action in time-sequential images using Hidden Markov Models.** In Proc. IEEE International Conference on Computer Vision, pp. 379–385, 1992.
117. ZHANG, S. **Recent progresses on real-time 3D shape measurement using digital fringe projection techniques.** *Optics and Lasers in Engineering* 48, 149–158. 2010.
118. ZHOU, Z.; LIU, Z. **Biomimetic cilia based on MEMS technology.** *Journal of Bionic Engineering* 5. 358–365. Department of Electronic Engineering, Beijing Institute of Technology, China, 2008.
119. ZIMMERMANN, K. **Mechanics of terrestrial locomotion.** DOI 10.1007/978-3-540-88841-3 5. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.

**APÊNDICE A - Projetos de captura do movimento
desenvolvidos com a participação do autor**

a) Captura do biomovimento no acionamento do bumbo de bateria

No trabalho de conclusão de curso da graduação em design de produto foi desenvolvido um sistema baseado na captura do movimento para aumentar a liberdade do baterista em relação ao acionamento do bumbo da bateria acústica (SALVALAIO, 2009).

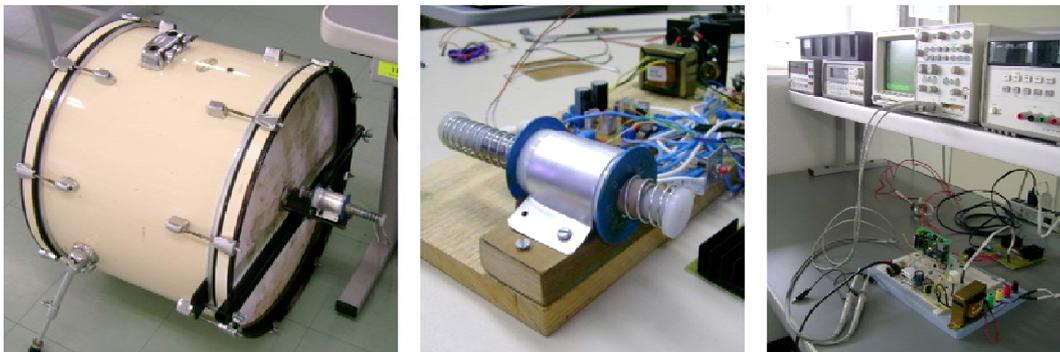
Um dos sistemas analisados no referido trabalho foi o controle remoto do console de jogos Wii, fabricado pela empresa japonesa Nintendo. Foi verificado que o sistema de funcionamento deste controle atendia grande parte dos requisitos do projeto em questão (liberdade de movimentos, acionamento com reduzido esforço físico e operação sem fios). Identificou-se que o componente responsável pela captura do movimento é um acelerômetro, o qual mede acelerações em até três eixos (x, y e z). O acelerômetro ainda é um componente de pouca disponibilidade no mercado nacional.

Após algumas pesquisas de sensores na área da eletrônica foram obtidos os primeiros contatos com o acelerômetro junto ao IBTeC em Novo Hamburgo. O equipamento consistia de um acelerômetro em um amplificador/conversor de sinais A/D (analógico/digital) conectado a um computador via porta de dados serial.

O teste de captura do movimento realizado com o acelerômetro foi bastante simples, com o sensor na mão foram feitos movimentos súbitos, pulsos. Os sinais capturados foram registrados em gráficos por um *software*. A sequência de pulsos registrada em um dado intervalo de tempo ocorreu com sincronização ao movimento real, o que garante fidelidade na pulsação e andamento das músicas executadas no sistema para o bumbo. Os picos, tanto positivos quanto negativos, tiveram variação de intensidade. Esta propriedade é essencial para transpor as alterações da força do movimento para a intensidade das batidas no bumbo.

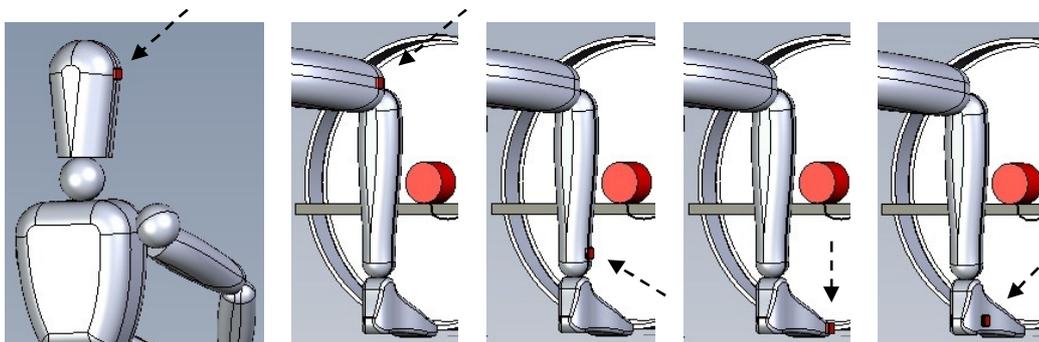
Um protótipo físico do sistema foi construído, o qual envolveu projeto mecânico, elétrico e eletrônico. O protótipo foi testado por um baterista com o sensor afixado ao joelho. Executou ritmos na bateria em duas posições, sentado e em pé. O sistema obteve sua aprovação (Figura A).

Figura A: Protótipo físico utilizado por um baterista



O acelerômetro, pequeno e leve, confere versatilidade na afixação ao corpo. São exemplos dessa característica (Figura B), a fixação do sensor à cabeça (para casos de paralisia ou ausência dos membros inferiores), no coto (para casos de desarticulação do joelho ou amputação transtibial), na perna e no pé (como alternativa aos demais usuários, pessoas sem deficiência motora).

Figura B: Fixação versátil do sensor ao corpo



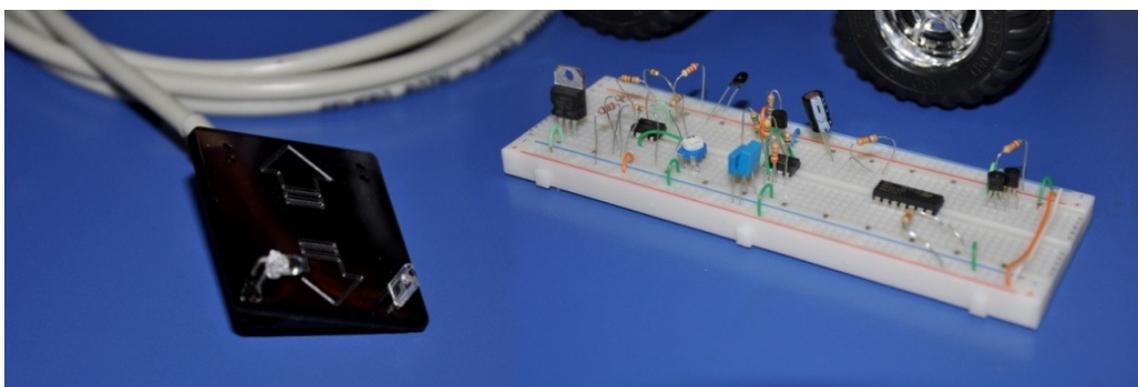
Fonte: Salvalaio (2009)

A tecnologia de sensoriamento aplicada neste projeto ainda não é muito difundida em produtos nacionais. Neste sentido, apresenta grande potencial para inovação em diversas áreas, visto que atualmente há um amplo campo de aplicação nos meios sociais e industriais para mecanismos de atuação que possam ser controlados por meio da captura do movimento.

b) Captura do biomovimento por infravermelho

Na disciplina de Ecodesign¹⁰ deste programa de pós-graduação (PGDesign) foi desenvolvido um trabalho de reaproveitamento de materiais utilizando-se a infraestrutura do Laboratório de Design e Seleção de Materiais. Verificou-se a necessidade de facilitar o acionamento no controle de cadeiras de rodas motorizadas, visto que alguns usuários tem perda progressiva de força muscular. Como alternativa à solução, foi realizada a montagem de um artefato eletrônico para o acionamento de motores por meio de sensores infravermelhos (Figura C) reaproveitados de sucatas de periféricos (mouse com esfera).

Figura C: Sensor de movimento por infravermelho



Para ilustrar o funcionamento do controle por infravermelho foi motorizado um brinquedo a partir do reaproveitamento de peças de sucatas de impressoras (figura D).

Figura D: Protótipo do infravermelho para acionamento de motores



¹⁰ Disciplina cursada em 2010/2, ministrada pelo prof. Dr. Wilson Kindlein Júnior.

Com a montagem deste protótipo foi possível ilustrar, simular e avaliar o design de um sistema para a captura do movimento por infravermelho. A simples aproximação do dedo sobre o sensor resultava no acionamento do motor e o veículo deslocava-se na direção indicada. É uma alternativa de solução viável e de baixo custo.

O resultado deste ensaio demonstrou que sensores infravermelhos apresentam potencial ao desenvolvimento de sistemas mais complexos para o controle de cadeiras de rodas motorizadas.

c) Medição do movimento angular no alinhamento de modelos 3D

Muitos usuários de cadeira de rodas necessitam de assentos personalizados para um melhor alinhamento postural, extremamente importante à manutenção das diferentes funções fisiológicas providas por órgãos vitais. A produção de assentos personalizados pode ser feita por meio da digitalização tridimensional dos contornos do usuário, da manipulação dos dados virtuais 3D e da usinagem CNC em espuma (PRESTES, 2011). Neste sentido, a personalização destes produtos de Tecnologia Assistiva traz consigo novos desafios, como a necessidade de monitoramento de dados corporais e a avaliação do real benefício ao usuário.

Durante o processo de captura tridimensional do molde com os contornos do usuário, existe a dificuldade de alinhamento do assento no espaço, o que posteriormente acarretará em problemas no posicionamento da espuma sobre a cadeira de rodas, ainda que não necessite grande precisão angular. A utilização de tecnologias eletrônicas pode contribuir para o alinhamento correto dos assentos personalizados por meio da aplicação de acelerômetros para medição de ângulos.

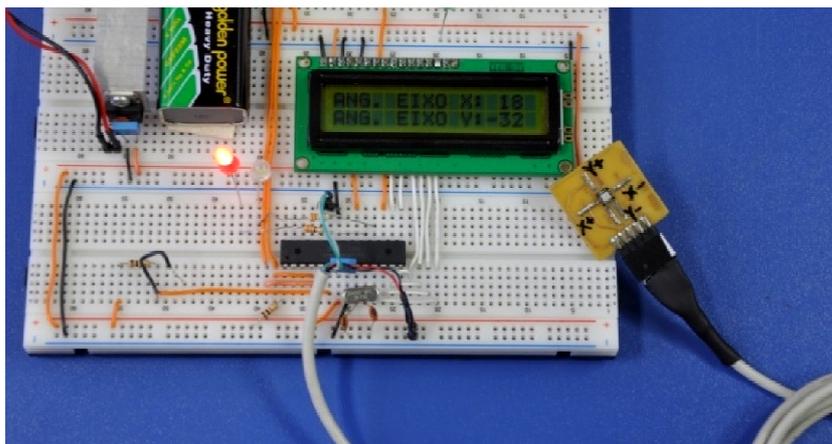
Foi desenvolvido um dispositivo piloto para a medição de ângulos em moldes de assentos personalizados (Figura E) baseado em um acelerômetro ADXL321 e na placa Arduino. Primeiramente os dados angulares foram visualizados no *software* Arduino.

Figura E: Medição de ângulos com acelerômetro



Realizaram-se estudos com assentos personalizados para avaliação, teste e ajuste do sistema. Com a utilização do artefato medidor de ângulos houve uma redução no tempo de digitalização tridimensional e também no tempo de manipulação das nuvens de pontos 3D. Retirou-se a placa Arduino e manteve-se apenas o microcontrolador (*stand alone*), mais componentes básicos. Além disso, foi instalado um *display* de cristal líquido (LCD) tornando o artefato independente de um computador para a visualização dos dados angulares (Figura F).

Figura F: Protótipo eletrônico



O artefato de alinhamento baseado na acelerometria para medição angular mostrou-se eficiente no auxílio a digitalização tridimensional e a manipulação dos modelos virtuais 3D dos assentos personalizados. A ferramenta proporcionou o alinhamento da geometria espacial do usuário ao assento.

**APÊNDICE B - Publicações com a participação do autor
em trabalhos relacionados à Tecnologia Assistiva**

1. SALVALAIO, C.L.; SILVA, F.P.; PINHO, A.S.; POHLMANN, M. **Qualitative evaluation of physical effort in bass drum pedal drive by thermography.** Science and Technology. 2011; 1(1): 1-6. DOI: 10. 5923/j.scit.20110101.01
2. CARRION, F.S.; SILVA, F. P. **Dispositivo para avaliação das pressões de contato como ferramenta para o Design de produtos.** In: XXIII Salão de Iniciação Científica, 2011, Porto Alegre. XXIII Salão de Iniciação Científica. Porto Alegre: UFRGS, 2011.
3. SALVALAIO, C.L.; SILVA, F.P. **Pedal do bumbo: avaliação qualitativa do esforço físico no acionamento e parâmetros projetuais.** Tecnicouro (Novo Hamburgo), v. 3, p. 92-97, 2010.
4. SALVALAIO, C.L.; SILVA, F.P.; FREITAS, G. **Determinação de parâmetros projetuais para acionamento do bumbo de bateria acústica.** In: 9º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design, 2010, São Paulo. 9º P&D Design 2010. São Paulo : Blücher e Universidade Anhembi Morumbi, 2010. v. 1. p. 4985-4995.
5. SILVA, F.P.; SALVALAIO, C.L.; KINDLEIN JUNIOR, W. **Análise comparativa de processos de digitalização 3d para modelos de partes humanas.** In: 9º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design, 2010, São Paulo. 9º P&D Design 2010. São Paulo: Blücher e Universidade Anhembi Morumbi, 2010. v. 1. p. 4922-4933.
6. SILVA, F.P.; KINDLEIN JUNIOR, W.; SALVALAIO, C.L.; VALINS, A. **Avaliação de um sistema de baixo custo para a digitalização tridimensional de partes do corpo humano.** In: 5º Workshop Design & Materiais: Seleção de Materiais e Processos de Fabricação, 2010, Lorena. 5º Workshop Design & Materiais: Seleção de Materiais e Processos de Fabricação. Lorena : FATEA, 2010. v. 1. p. 236-249.
7. SALVALAIO, C.L.; SILVA, F.P.; KINDLEIN JUNIOR, W. **Análise de processos de digitalização tridimensional para obtenção de modelos de partes humanas.** In: XXI Salão de Iniciação Científica, 2009, Porto Alegre. Livro de Resumos do XXI SIC e da XVIII FIC. Porto Alegre: UFRGS, 2009. v. 1.
8. SALVALAIO, C.L.; SILVA, F. P. **Avaliação do esforço físico para o desenvolvimento de um sistema de acionamento para o bumbo de bateria musical acústica.** In: Feira de Iniciação Científica, 2009, Novo Hamburgo. Feira de Iniciação Científica. 2009 : Feevale, 2009. v. 1. p. 366.

ANEXO 1 - Relato de um usuário de cadeira de rodas motorizada

Quanto à cadeira, foi assim que tudo começou... (DUSIK, 2011)

Eu cursava a graduação em psicologia quando começou a necessidade de autonomia de deslocamento, tanto por causa do curso quanto dos estágios. Até então, eu sempre fui conduzido por outras pessoas, pois nunca tive força muscular de empurrar-me na cadeira sozinho. Mas essa autonomia ainda estava longe da minha realidade e conhecimento de como adquiri-la. Lembro que fui à ortopedia comprar uma cadeira nova, mas uma cadeira comum ainda.

Quando chegamos, fomos conduzidos ao depósito, pois lá se encontrava uma variedade de opções. De repente, vi ao fundo uma cadeira motorizada Freedom. Pedi para sentar nela, mas sem grandes esperanças de conseguir conduzi-la. Como tenho escoliose, e por causa da curvatura da minha coluna, tudo precisa ficar à minha esquerda para que eu tenha alcance. Naquele dia tive muita sorte, pois o joystick da cadeira estava afixado justamente na sua canhota. Enquanto minha mãe e o vendedor escolhiam a cadeira mais apropriada para mim, eu nem dava atenção a eles. Eu estava fascinado com a cadeira que eu estava sentado. Vi o botão on/off e tentei apertá-lo, mas não tive forças. Então coloquei meu dedo da mão esquerda em cima do botão e, com a mão direita, dei um tapa em minha mão. O Led acendeu! Meu coração ficou disparado e minha mãe e o vendedor nem perceberam, continuaram olhando as outras cadeiras e conversando. Fiquei pensando: "Aciono ou não aciono?!", "Aciono ou não aciono?!". O joystick assemelhava-se ao do Atari. Não, ao do Odyssey, da Philips, pois o manche era mais curto. Tentei forçar para frente, mas precisava de mais forças. Usei então as duas mãos! A cadeira andou! Com isso chamou a atenção de minha mãe, que ficou muito emocionada de ver-me saindo do lugar. Ela pediu-me para dar uma volta, mas consegui apenas puxar para direita. Faltavam-me forças para empurrar para a esquerda. - Será que tu não consegues? Perguntou ela! Lembrei-me então da física, da alavanca, e perguntei ao vendedor se não havia algo que pudesse deixar o manche mais comprido, pois na minha ideia, a força aplicada em pontos de extremidade da alavanca diminui proporcionalmente em relação do comprimento do braço da alavanca. Isso me daria uma vantagem mecânica. O vendedor encaixou um pedaço de cano no manche e minha hipótese deu certo. Eu conseguia agora facilmente direcionar para qualquer lado. Fiquei atônito e minha mãe emocionava-se a cada movimento meu. Não descansei enquanto não adquiri a cadeira. Fizemos "vaquinha", ação entre amigos, resgate das economias de minha mãe, auxílio de colegas e compramos a

cadeira em poucos meses depois daquele dia tão feliz. Como o vendedor já havia deixado a cadeira como da última vez que usei, ela estava pronta para o uso.

Era férias na faculdade, então minhas experiências iniciais era em casa mesmo. No início eu não tinha noção espacial. Batia em tudo, raspava as batentes das portas de casa, arranhava móveis, foi um desastre! Mas aos poucos comecei a desenvolver muita habilidade. Desviava de obstáculos com muita destreza. Comecei a sair na rua. Primeiro acompanhado de pessoas e depois sozinho. Adorava passear, visitar uma tia que morava a umas quadras distantes da minha casa, ir ao mercado. Lembro que eu não sabia atravessar a rua. Olhava para os dois lados, mas não sabia o momento certo para atravessar. Então pensei: "Os carros que cuidem ora!". E assim eu fazia, pois me sentia livre!

Terminaram as férias! Hora de me deslocar pela universidade! Percorria por tudo! Eu não gostava de andar devagar e adorava o desafio de desviar e ultrapassar as pessoas! Ia costurando a multidão pelos corredores em alta velocidade. Exceto nas fases de estresse. Nesses dias adorava andar lentamente nos jardins da faculdade e nos caminhos isolados. Gostava de sentir o ar livre e pensar nos desafios. Eu ia à biblioteca sozinho, à lancheria, à livraria, às lojas e até ao banco! Tudo dentro da universidade!

No entanto, passaram-se uns dois anos e comecei gradualmente a perder forças. Primeiro na capacidade de escrever e dirigir a cadeira com a mesma destreza, depois com a perda da força do pescoço. Para subir rampas, passei a pedir para as pessoas segurarem minha cabeça, senão ela caía para traz. Algumas vezes, a trepidação de alguns desníveis do chão fez com que minha cabeça caísse para frente, em cima do joystick. Isso acionava a cadeira e, sem conseguir me levantar sozinho, ficava sem controle. Só parava quando batia em algo ou em alguém. Comecei a andar devagar e a evitar lugares isolados. Para a escrita, desenvolvi o Mousekey. Para o deslocamento, apenas o cuidado.

A perda motora foi se agravando, e o risco de andar sozinho também. Precisei então que desenvolvessem um assento especial de adequação postural, que fixava meu corpo e minha cabeça. Mas com esse assento, que é adaptável à cadeira motorizada, o joystick ficava longe de meu alcance no seu local original, necessitando que o fixasse mais próximo a mim. Então contei com a boa vontade de um amigo, que com a falta dos materiais ideais, conseguiu aproximar o joystick com um metal, como um braço extensor. Assim pude novamente me deslocar com autonomia, por mais um tempo. Só que a altura que fiquei com o novo assento, não coincide com a altura das mesas convencionais. Minha

mesa da cadeira não serviu mais e não consegui alguém criativo que fizesse uma nova adaptação de mesa à cadeira. Apenas uma mesa fixa no local onde trabalho, que é mais alta. Então, estava com certa autonomia de deslocamento, mas não de exercer atividades em outros locais. Essa minha cadeira, devido ao tempo de uso, começou a apresentar problemas elétricos e mecânicos. Então comprei uma mais moderna, acreditando eu que me traria novamente uma autonomia maior. Eu me imaginava correndo novamente, saindo na rua... Precisei aguardar oito meses até sua chegada. Enquanto isso, sendo empurrado novamente, pois a cadeira antiga passa maior parte do tempo estragando. Passaram-se oito meses e a cadeira nova chegou. Que alegria! Que tristeza! O joystick não alcançava até mim. Tive que esperar mais três semanas até que meu irmão viesse fazer algo por mim. Sem materiais, sem ferramentas, ele pegou meu estabilizador de punho e abdutor de polegar para fazer o "braço" de aproximação do joystick. Só que o estabilizador não é resistente como um metal, então não suporta o peso do controle da cadeira. Além disso, precisava alongar o manche, mas ele fez a adaptação com uma caneta, que se soltava a cada instante. Eu estava em busca de um controle mentoniano ou que eu pudesse movimentar com o queixo, pois estou com dificuldades de empurrar o manche para frente, principalmente se reclinado em rampas, por causa do peso do braço que cai para trás. Ou algo eletrônico em que eu fizesse contato com o polegar, como a tela touchscreen do meu Smartphone. Já se passaram alguns meses e nenhuma solução ainda.

Sou uma pessoa que a vida ensinou a paciência, perseverança e tolerância a frustrações e perdas. Mas me angustia um pouco ainda o fator tempo, pois ter uma doença dita terminal e progressiva faz a minha proporção de tempo não ser a mesma das demais pessoas, ainda que no mesmo espaço temporal. Hoje, para mim, a autonomia seria poder trocar de ambiente dentro de casa ou no trabalho, sozinho, o quanto antes. Já não me iludo com a possibilidade de sair sozinho e correr pelos corredores, apesar de desejar.

Relato de Dusik (2011)

ANEXO 2 - Códigos fonte em Arduino

Controle e leitura do acelerômetro com transmissão de dados via Bluetooth

```

accel_bluetooth | Arduino 1.0.1
File Edit Sketch Tools Help

accel_bluetooth

/*Realiza a leitura analógica de um acelerômetro de dois eixos, converte para
valores entre 0 e 180 e envia uma sequência de três dados via serial(Bluetooth,
no caso). Caso uma chave acionadora esteja desligada, envia 90, 90, parada.
Os primeiros dois dados serão de utilidade no receptor, enquanto o terceiro
serve para verificar a comunicação.
by VICENTE CUMHA */

#define baudrate 38400 //Taxa de transmissão dados do Bluetooth.
#define parada 200 //Valor arbitrário configurado na entrada e saída de dados
//para verificação. Deve ser maior que 180.

#define accmin 263 //Menor e maior valor de tensão apresentado pelo acelerômetro.
#define accmax 760

const int eioxpin = A0; //Pinos ligados ao acelerômetro.
const int eioxypin = A1;

const int actpin = 8; //Pino da chave acionadora.

int eiox, eiox; //Variáveis a serem enviadas.
int pare = parada;

void setup(){
  Serial.begin(baudrate); //Inicia a comunicação serial.

  analogReference(EXTERNAL); //Aplicamos 3V3 à referência analógica para aumentar
//precisão de leitura.

  pinMode(actpin, INPUT); //Define o pino ligado à chave como uma entrada de
//informação.
}

void loop(){
  delay(20); //Intervalo necessário entre leituras para um correto funcionamento.

  eiox = analogRead(eioxpin); //Salva os valores de posição do acelerômetro.
  eiox = analogRead(eioxypin);

  eiox = map(eiox, accmin, accmax, 0, 180); //Converte valores de tensão para
//ângulos entre 0 e 180.
  eiox = map(eiox, accmin, accmax, 0, 180);

  if(digitalRead(actpin) == HIGH){ //Caso a chave esteja acionada, os ângulos
//são enviados.

    Serial.write(eiox);
    Serial.write(eiox);
    Serial.write(pare);
  }
  if(digitalRead(actpin) == LOW){ //Com a chave solta, envia o valor mediano 90.
    Serial.write(90);
    Serial.write(90);
    Serial.write(pare);
  }
}

Done Saving.

Binary sketch size: 2.932 bytes (of a 30.720 byte maximum)

47 Arduino Duemilanove w/ ATmega328 on COM13

```

Recepção de dados via Bluetooth e controle dos servomotores

```

servomotores | Arduino 1.0.1
File Edit Sketch Tools Help

servomotores

/*Recebe 3 dados em sequência via serial (Bluetooth, no caso), direcionando o
primeiro e o segundo para os servos X e Y, respectivamente.
O terceiro dado serve como verificação da comunicação e deve ser configurado
tanto na entrada quanto saída de dados.
by VICENTE CUNHA */

#include <Servo.h> //Biblioteca de controle de servos por Arduino.

#define baudrate 38400 //Taxa de transmissão de dados do Bluetooth.
#define parada 200 //Valor arbitrário para verificar se comunicação foi realizada
//com sucesso. Deve ser maior que 180.

Servo servox; //Declara a existência de dois servos.
Servo servoy;

const int servoxpin = 5; //Pino de dados para os servos.
const int servoypin = 6;

int eixox, eixoy, pare; //Variáveis que receberão dados via Bluetooth.

void setup(){
  Serial.begin(baudrate); //Inicia a comunicação Bluetooth.

  servox.attach(servoxpin); //Indica em quais pinos os servos estão conectados.
  servoy.attach(servoypin);
}

void loop(){
  if(Serial.available() >= 3){ //O programa só será executado após entrada de
//3 dados no buffer Serial.
    eixox = Serial.read(); //Salva o primeiro dado.
    if(eixox != parada){ //Verifica se este não é o último da série.
      eixoy = Serial.read(); //Salva o segundo dado.
      if(eixoy != parada){ //Verifica se este não é o último da série.
        if(pare == parada){ //Caso seja o último da série...
          servox.write(eixox); //Comanda os servos para as respectivas posições.
          servoy.write(eixoy);
        }
      }
    }
  }
}

Done compiling.

Binary sketch size: 3.628 bytes (of a 30.720 byte maximum)

41 Arduino Duemilanove w/ ATmega328 on COM13

```