

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA

AURASIL FERREIRA GARCIA JUNIOR

**ADAPTAÇÃO E INSTRUMENTAÇÃO DE UM ESQUI ERGOMÉTRICO PARA
PESSOAS COM DEFICIÊNCIA MOTORA DOS MEMBROS INFERIORES**

Ilha Solteira
2015



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JULIO MESQUITA FILHO”
Campus de Ilha Solteira
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA

AURASIL FERREIRA GARCIA JUNIOR

**ADAPTAÇÃO E INSTRUMENTAÇÃO DE UM ESQUI ERGOMÉTRICO PARA
PESSOAS COM DEFICIÊNCIA MOTORA DOS MEMBROS INFERIORES**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Engenharia - UNESP – Campus de Ilha Solteira,
para obtenção do título de Mestre em Engenharia
Elétrica.

Área de Conhecimento: Automação

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Orientador

Prof. Dr. Antonio de Pádua Lima Filho

Coorientador

Ilha Solteira

2015

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

Garcia Junior, Aurasil Ferreira.

G2016a Adaptação e instrumentação de um esqui ergométrico para pessoas com
deficiência motora dos membros inferiores / Aurasil Ferreira Garcia Junior. --
Ilha Solteira: [s.n.], 2015
93 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de
Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2015

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho

Co-orientador: Antonio de Pádua Lima Filho

Inclui bibliografia

1. Paraplégico. 2. Esqui ergométrico. 3. Membros inferiores. 4. Sensor de
força. 5. Acelerômetro.



CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Adaptação e instrumentação de um esqui ergométrico para pessoas com deficiência motora dos membros inferiores

AUTOR: AURASIL FERREIRA GARCIA JUNIOR

ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. ANTONIO DE PADUA LIMA FILHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica ,
Área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. WESLEY PONTES
/ Centro Universitário Toledo

Data da realização: 15 de abril de 2015.

Dedico esse trabalho a todos os meus familiares, em especial a minha esposa Ticiane que sempre me incentivou a estudar.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais pelos primeiros ensinamentos ainda enquanto criança que me fortaleceram para encarar a vida com determinação. Agradeço também pelo inexaurível apoio e pelo exaustivo incentivo aos estudos.

Agradeço a minha esposa e companheira Ticiane pela oportunidade de estarmos juntos, por sua paciência e seu apoio nos estudos. Além de tudo, agradeço imensamente por ser uma pessoa com quem eu pudesse compartilhar os momentos mais intensos de alegria e mais importantes de minha vida, juntamente com meu filho e também companheiro Marco Antônio pelas incessantes gargalhadas nos momentos de brincadeira e descontração.

As minhas irmãs Rita e Cassia pelo abundante incentivo aos estudos e também aos meus cunhados Octávio e Marcelo pelos momentos de alegria.

As minhas cunhadas Aline, Fabiana e Gabriela por estarem sempre presentes, participando de minha vida.

Aos meus colegas de trabalho, Maria, Mateus, Ricardo, Renan, Renato e Marcelo por estarem sempre dispostos a ajudar no desenvolvimento do trabalho. Em especial ao Luiz (Perdido) pela imensa colaboração no desenvolvimento do projeto.

Ao meu orientador Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho pela oportunidade de trabalho e pelos recursos atribuídos ao desenvolvimento do projeto juntamente com meu coorientador Prof. Dr. Antonio de Pádua Lima Filho por me orientar e incentivar no desenvolvimento da atual pesquisa. Agradeço também ao Prof. Dr. João Pereira pela colaboração no processo de calibração do aparato experimental e aos professores, Dr. Marcelo Carvalho e Dr. Carlos Alves pelas correções e orientações da dissertação.

Agradeço aos voluntários Denis e Danilo que colaboraram com a disposição em realizar os ensaios práticos da pesquisa juntamente com o médico Dr. Valter Araújo e o fisioterapeuta Fausto Kossoba pelo acompanhamento nas atividades experimentais.

A toda equipe da APAE de Ilha Solteira que disponibilizaram um ambiente agradável e propício para realizar os testes práticos na sala de fisioterapia.

A empresa Physicus pela colaboração no projeto por meio da doação do esqui ergométrico comercial.

Um forte abraço a todos que de forma indireta contribuíram para o desenvolvimento da pesquisa.

RESUMO

No presente trabalho, foi realizada uma modificação estrutural em um esqui ergométrico comercial com o objetivo de acomodar pessoas com deficiência motora, de forma segura, visando a prática de atividades físicas. Dois acelerômetros e quatro células de carga foram instalados para o monitoramento dinâmico dos movimentos dos membros inferiores e a distribuição de carga sobre os pontos de apoio do esqui ergométrico. A adaptação de um assento anatômico no esqui possibilitou a acomodação de paraplégicos, de forma confortável, sem comprometer a liberdade na execução dos movimentos dos membros inferiores, produzidos com o auxílio dos braços. Nos testes realizados, não foi relatado desconforto algum por parte de dois paraplégicos sentados no esqui. Os quatro sensores de força utilizados apresentaram resposta linear, com coeficiente de correlação de 0,9928. Os acelerômetros foram calibrados de forma estática, com o auxílio do software LabVIEW, convertendo-se a sua variação angular em deslocamento de um ponto localizado no centro da plataforma de força, situada nos pés. Para a validação dos dados referentes ao comportamento dinâmico dos acelerômetros, um processo de decomposição de imagem baseada na análise de vídeos, em ambiente MATLAB, foi empregado. Os dados revelaram uma similaridade entre ambos os sistemas de medição, comprovada pelos valores RMS referentes à amplitude de movimento em um ensaio dinâmico com uma variação de 3,57% e 4,94% na direção horizontal, respectivamente, para os acelerômetros direito e esquerdo. Dois voluntários com paralisia cerebral (PC) participaram de testes realizados no esqui, acompanhados por um médico e um fisioterapeuta, por um período de três semanas, sendo os testes realizados três vezes por semana. Para efeito de comparação, dois voluntários hígidos foram submetidos aos testes. Os voluntários com PC apresentaram amplitude de movimento dos pés inferior em 43% em relação às pessoas hígidas. Uma distribuição de carga aleatória sobre as plataformas de força foi observada nos primeiros dias de teste, evoluindo para uma distribuição repetitiva uniforme ao longo dos ensaios.

Palavras-chave: Paraplégico. Esqui ergométrico. Membros inferiores. Sensor de força. Acelerômetro.

ABSTRACT

In this study, a structural change was made in a commercial ergonomic ski in order to accommodate paraplegic, safely, aimed at physical activity. Two accelerometers and four force sensors were installed for the dynamic monitoring of movements of the lower limbs and the charge distribution on the support points of the ergometric skiing. The adaptation of an anatomical seat in ski made possible the accommodation of paraplegics, comfortably without compromising freedom in the movements of the lower limbs, produced with the help of arms. The four force sensors showed linear response with a correlation coefficient of 0.9928. Accelerometers were calibrated in a static way, with the help of LabVIEW software, becoming its angular variation in displacement of a point at the center of the force plate, located on the feet. To validate the data on the dynamic behavior of accelerometers, an image decomposition process, based on video analysis in MATLAB, was employed. The data revealed a similarity between both measurement systems, as evidenced by RMS values for the range of motion in a dynamic test with a variation of 3.57% and 4.94%, respectively, for the right and left accelerometers, in the horizontal direction. Two volunteers with cerebral palsy (CP) participated in the tests on the ergonomic skiing, accompanied by a doctor and a physiotherapist for a period of three weeks, three times a week. For comparison, two healthy volunteers were subjected to the tests. Volunteers with CP had range of motion of the lower legs of 43% compared to healthy persons. A random distribution of force on the load platform was observed in the first test day, progressing to a uniform distribution over the repetitive trials.

Keywords: Paraplegic. Ergometric skiing. Lower limbs. Force sensor. Accelerometer.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Coluna vertebral com suas subdivisões	17
Figura 2-	Alteração motora relacionada ao nível de lesão da medula espinhal	18
Figura 3-	Dispositivo de acionamento manual para cadeiras de roda.....	22
Figura 4-	Acessório adaptado à cadeira de rodas para a prática de atividades físicas.....	24
Figura 5-	Mecanismo de transmissão de movimento dos braços para os membros inferiores: (a) vista frontal e (b) vista lateral.....	24
Figura 6-	Projeto do Suporte Parcial de Peso Corporal e sua instalação na Apaeisa (a) e equipamentos adaptados neste estudo (b).....	29
Figura 7-	Esqui ergométrico doado pela empresa Physicus da cidade de Auriflama/SP.	29
Figura 8-	Vista anterior e posterior dos membros superiores (a); Vista anterior dos membros inferiores (b); Vista dos músculos dorsais (c); Vista posterior dos membros inferiores (d).....	30
Figura 9-	Acelerômetro MMA7341L da marca Freescale.....	31
Figura 10-	Placa do circuito de condicionamento de sinais.....	32
Figura 11-	DAQ NI USB-6009 da National Instruments.....	35
Figura 12-	Botas ortopédicas (a) e coletes de sustentação nos tamanhos pequeno, médio e grande (b).....	35
Figura 13-	Suporte de sustentação do SPPC.....	35
Figura 14-	Aparelhos utilizados para o monitoramento dos sinais vitais do indivíduo: esfigmomanômetro (a) e oxímetro (b).....	36
Figura 15-	Modificações estruturais realizadas no esqui ergométrico. A esquerda apresenta o equipamento sem modificações e a direita ilustra o esqui ergométrico com assento e cinco pés niveladores de borracha.....	37
Figura 16-	Pesos utilizados e posições das células.....	38
Figura 17-	Montagem dos acelerômetros MMA7341L nas caixas de PVC (largura 39 mm; altura 21 mm e profundidade 17 mm) posicionados em cada lado do esqui ergométrico.....	39
Figura 18-	Sistema de obtenção de imagens para a calibração dinâmica dos acelerômetros.....	40

Figura 19-	Acoplamento óptico do ponto de referência no vídeo.....	41
Figura 20-	Seleção da vizinhança do ponto referencial.....	41
Figura 21-	Separação do ponto alvo do restante da cena.....	42
Figura 22-	Painel de comandos desenvolvido na plataforma LabVIEW.....	43
Figura 23-	Diagrama de blocos do sistema de aquisição e condicionamento de sinais.....	43
Figura 24-	Montagem do sistema de aquisição e condicionamento de sinais com a alimentação por duas baterias de 12 Volts.....	47
Figura 25-	Curvas de calibração para as células de carga.....	49
Figura 26-	Curvas de calibração referentes ao acelerômetro “A”.....	50
Figura 27-	Curvas de calibração referentes ao acelerômetro “B”.....	51
Figura 28-	Deslocamento horizontal da plataforma de força direita em função do tempo.	52
Figura 29-	Deslocamento horizontal da plataforma de força esquerda em função do tempo.....	52
Figura 30-	Deslocamento Vertical da plataforma direita em função do tempo.....	53
Figura 31-	Deslocamento Vertical da plataforma de força esquerda em função do tempo	53
Figura 32-	Primeiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “A”.....	55
Figura 33-	Segundo dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “A”.....	56
Figura 34-	Terceiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “A”.....	57
Figura 35-	Quarto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “A”.....	58
Figura 36-	Quinto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “A”.....	59
Figura 37-	Sexto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “A”.....	60

Figura 38-	Primeiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “B”	61
Figura 39-	Segundo dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “B”	62
Figura 40-	Terceiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “B”	63
Figura 41-	Quarto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “B”	64
Figura 42-	Quinto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “B”	65
Figura 43-	Sexto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “B”	66
Figura 44-	Valores RMS referentes a amplitude de movimento dos pés ao longo de seis dias do voluntário “A”	68
Figura 45-	Valores RMS referentes a amplitude de movimento dos pés ao longo de seis dias do voluntário “B”	68
Figura 46-	Primeiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “C”	71
Figura 47-	Segundo dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “C”	72
Figura 48-	Terceiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “C”	73
Figura 49-	Quarto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “C”	74
Figura 50-	Quinto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “C”	75

Figura 51-	Sexto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “C”	76
Figura 52-	Primeiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “D”	77
Figura 53-	Segundo dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “D”	78
Figura 54-	Terceiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “D”	79
Figura 55-	Quarto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “D”	80
Figura 56-	Quinto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “D”	81
Figura 57-	Sexto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário “D”	82
Figura 58-	Valores RMS referentes a amplitude de movimento dos pés ao longo de seis dias do voluntário “C”	84
Figura 59-	Valores RMS referentes a amplitude de movimento dos pés ao longo de seis dias do voluntário “D”	84
Figura 60-	Diagrama do circuito elétrico do INA 129.....	89
Figura 61-	Esquema eletrônico do circuito de condicionamento de sinais.....	90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Células de carga empregadas no experimento.....	31
Tabela 2-	Identificação dos voluntários com PC selecionados para a realização dos testes.....	47
Tabela 3-	Características dos voluntários hígidos selecionados para a realização dos testes.....	47
Tabela 4-	Coeficientes das curvas de calibração para as células de carga.....	49
Tabela 5-	Desvio padrão das células de carga.....	49
Tabela 6-	Coeficientes das curvas de calibração dos acelerômetros A e B.....	51
Tabela 7-	Valores RMS referentes a amplitude de movimento das plataformas de força posicionada no lado direito e esquerdo.	54
Tabela 8-	Valores RMS da amplitude dos movimentos dos pés sobre o esqui ergométrico referentes ao voluntário “A”	67
Tabela 9-	Valores RMS da amplitude dos movimentos dos pés sobre o esqui ergométrico referentes ao voluntário “B”	67
Tabela 10-	Taxa de oxigênio no sangue, frequência cardíaca e pressão arterial do voluntário “A” referente aos seis dias de treinamento no esqui ergométrico adaptado.....	69
Tabela 11-	Taxa de oxigênio no sangue, frequência cardíaca e pressão arterial do voluntário “B” referente aos seis dias de treinamento no esqui ergométrico adaptado.....	70
Tabela 12-	Valores RMS da amplitude dos movimentos dos pés sobre o esqui ergométrico referentes ao voluntário “C”	83
Tabela 13-	Valores RMS da amplitude dos movimentos dos pés sobre o esqui ergométrico referentes ao voluntário “D”	83

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS E REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1	PARALISIA CEREBRAL.....	19
2.2	TECNOLOGIA ASSISTIVA (TA)	20
2.3	ACIONAMENTO MANUAL DE CADEIRAS DE RODA.....	21
2.4	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL (EEF) E ESTIMULAÇÃO MECÂNICA (EM).....	23
2.5	MARCHA ERETA SUSTENTADA POR SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL (SPPC).....	26
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	28
3.1	INSTRUMENTAÇÃO.....	28
3.2	SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL (SPPC).....	28
3.3	ESQUI ERGOMÉTRICO	29
3.4	CÉLULAS DE CARGA.....	31
3.5	ACELERÔMETROS.....	31
3.6	SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS.....	32
3.7	SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS.....	33
3.8	ACESSÓRIOS PERIFÉRICOS DO SPPC.....	34
3.9	MONITORAMENTO DOS SINAIS VITAIS.....	36
3.10	CALIBRAÇÃO DINÂMICA DOS ACCELERÔMETROS.....	36
3.11	MONTAGEM DO ESQUI ERGOMÉTRICO.....	37
3.12	SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAIS.....	42
3.13	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	44
3.14	TRANSFERÊNCIA/ACOMODAÇÃO DO VOLUNTÁRIO NO ESQUI ERGOMÉTRICO.....	45
3.14.1	Etapa 1-voluntários com PC.....	46
3.14.2	Etapa 2-voluntários hígidos.....	47
4	RESEULTADOS E DISCUSSÃO.....	48
4.1	CALIBRAÇÃO DOS SENSORES.....	48
4.1.1	Células de Carga.....	48
4.1.2	Acelerômetros-ensaio estático.....	50
4.1.3	Acelerômetros-ensaio dinâmico.....	52

4.2	ETAPA 1-VOLUNTÁRIOS COM PC.....	54
4.3	ETAPA 2-VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS.....	70
5	CONCLUSÃO.....	85
	REFERÊNCIAS.....	86
	ANEXO A - DIAGRAMA INTERNO DO INA 129.....	89
	APÊNDICE A - CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS.....	90
	APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E	
	ESCLARECIDO.....	91

1 INTRODUÇÃO

O censo de 2010 revelou que o número de brasileiros com deficiência visual, auditiva, motora e intelectual é da ordem de 61,4 milhões de pessoas, correspondendo a uma fração de aproximadamente 32% da população brasileira. Desse grupo, cerca de 13,2 milhões tem deficiência motora (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE, 2010).

A limitação da mobilidade dos membros do corpo humano, seja congênita ou adquirida, induz o sedentarismo, que pode acelerar a descalcificação óssea (osteoporose) e, consequentemente, favorecer a fratura dos membros inferiores (VESTERGAARD; KROGH, 1998; LAI et al., 2010; BÉLANGER et al., 2000).

Nas pessoas com paraplegia, a taxa de perda óssea tende a se estabilizar após o terceiro ano da lesão medular (VESTERGAARD; KROGH, 1998). Assim, as fraturas dos ossos das pernas se tornam comuns e podem ocorrer até mesmo na transferência das pessoas para a cadeira de rodas. Por outro lado, fraturas nos membros superiores em pessoas com paraplegia são raras, provavelmente pela manutenção da densidade óssea promovida pelas atividades físicas nas cadeiras de roda (VESTERGAARD; KROGH, 1998).

Contudo, outros tipos de patologias associadas ao sedentarismo são comuns em pessoas com deficiência motora: alteração cardiovascular, atrofia muscular, obesidade, hematoma (inflamação muscular na região do corpo onde a pessoa com deficiência apoia para compensar o desequilíbrio corporal) e perda da flexibilidade articular (GAMA et al., 2008). Além disso, tanto o sistema pulmonar como o digestório ficam prejudicados. Consequentemente, as condições de saúde física e mental são deterioradas progressivamente (BÉLANGER et al., 2000).

No caso da paralisia cerebral (PC), as consequências da lesão no cérebro, ainda em fase de formação ou desenvolvimento, estão associadas a um conjunto de desordens posturais e de movimento que acabam levando às limitações funcionais. Além do comprometimento motor, dependendo da região do sistema nervoso afetado, a PC pode se manifestar através de crises convulsivas, interferir na comunicação, cognição (memória, raciocínio, percepção, atenção e imaginação) e funções sensoriais (DIAS et al., 2010; MANCINI et al., 2004). Dessa forma, o portador de PC apresenta alterações neuromusculares tais como espasticidade, atrofia muscular, rigidez e reflexos (MANCINI et al., 2004).

Slaman et al. (2014) citam que a melhora do desempenho cotidiano e a manutenção da saúde está intimamente ligada a prática de atividades físicas principalmente quando se considera o envelhecimento do corpo humano. Entretanto, pessoas com paralisia cerebral apresentam baixo nível de atividades físicas em razão de limitações motoras impostas por distúrbios/anomalias no cérebro quando este se encontrava ainda em formação. Contudo, crianças, adolescentes ou adultos com PC podem melhorar o condicionamento cardiopulmonar e a força muscular através da prática contínua de atividades físicas em equipamentos adequados.

Dispositivos ergométricos adaptados para pessoas com deficiência motora têm sido alvo de pesquisa e desenvolvimento por empresas especializadas em equipamentos e acessórios esportivos (Physicus Comércio de Artigos Esportivos LTDA) como forma de assegurar uma melhor qualidade de vida e a inclusão social. Contudo, algumas práticas de atividades físicas (esteira, bicicleta e elíptico) necessitam de redução da carga corporal através do Elevador Ortostático Dinâmico (EOD) ou um equipamento de Suporte Parcial de Peso Corporal (SPPC) com a finalidade de posicionar o indivíduo sobre o equipamento e sustentá-lo durante as atividades, com segurança.

Garcez et al. (2012) afirmam que pessoas com sequelas motoras, quando submetidas a atividades físicas auxiliadas por um sistema de alívio de carga corporal, conseguem reestabelecer algum incremento de força muscular, reorganização das conexões das células nervosas e melhora das condições cardíacas. Esse dispositivo tem sido utilizado até mesmo em alguns centros hospitalares em condições de tratamentos pós-operatórios durante o período de reabilitação de pacientes que passaram pela fase de recuperação traumática ou reconstruções cirúrgicas de membros inferiores (GAMA et al., 2008).

Tendo em vista a importância do desenvolvimento de equipamentos ergométricos adaptados, como também do aprimoramento de técnicas voltadas a prática de atividades físicas perante o elevado número de portadores de necessidades especiais, buscou-se nessa pesquisa adaptar e instrumentar um esqui ergométrico comercial através de sensores de movimento e de carga nos membros inferiores para mapear os movimentos de pessoas com paraplegia. Um equipamento de Suporte Parcial de Peso Corporal foi empregado para manter a pessoa no equipamento com segurança e conforto.

Este trabalho de pesquisa teve por objetivos:

1. Adaptar um esqui ergométrico comercial com o objetivo de acomodar pessoas com deficiência motora com conforto e segurança;
2. Instrumentar um esqui ergométrico através de sensores de força e posição para o monitoramento da força de reação do corpo sobre o equipamento e análise dinâmica dos movimentos, respectivamente;
3. Avaliar as funcionalidades de um SPPC empregado para a sustentação dos voluntários durante a realização dos exercícios no esqui ergométrico instrumentado;
4. Testar o equipamento ergométrico instrumentado em pessoas com paraplegia;
5. Analisar a distribuição de carga e a amplitude de movimento dos membros inferiores em voluntários com PC;
6. Comparar o comportamento dinâmico corporal entre pessoas com PC e pessoas híginas quando em exercício sobre o esqui ergométrico instrumentado.

No Capítulo 2 faz-se uma revisão bibliográfica do assunto abordado nesta dissertação. No Capítulo 3 são apresentados os materiais empregados na pesquisa juntamente com o procedimento experimental, contemplando a montagem de todo o aparato experimental e o protocolo experimental para a realização dos experimentos. Os resultados são apresentados no Capítulo 4, juntamente com a discussão dos resultados obtidos. Finalmente, no Capítulo 5, é apresentada a conclusão do trabalho.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS E REVISÃO DE LITERATURA

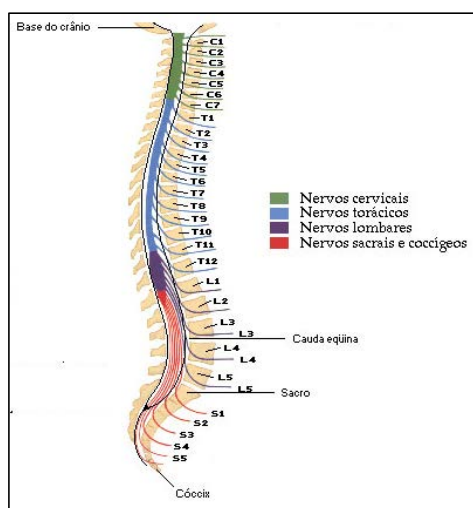
Estima-se que o número de pessoas no mundo com lesão medular seja da ordem de 20 a 40 pessoas a cada milhão de habitantes (TANCREDO et al., 2011).

O estilo de vida em decorrência de uma lesão medular é afetado de forma direta principalmente pela redução da capacidade da pessoa em realizar suas necessidades primordiais (PEREIRA; ARAUJO, 2006). Segundo os autores, o traumatismo raquimedular pode ser definido como uma agressão à medula espinhal com consequências, na maioria dos casos, irreversíveis ao corpo humano.

Em sua estrutura, a medula espinhal é formada por um tecido nervoso situado internamente ao canal vertebral (localizado no interior das vértebras da espinha dorsal) e apresenta a função de conduzir impulsos nervosos das regiões do corpo até o encéfalo, produzir impulsos e coordenar atividades musculares e reflexos (LIPPERT, 2003). Quando danificada, compromete os movimentos voluntários ou sensitivos, além de provocar alterações no funcionamento dos sistemas urinário, intestinal, respiratório, circulatório, sexual e reprodutivo (PEREIRA; ARAUJO, 2006).

A coluna vertebral ou espinha dorsal é constituída por uma sobreposição de 24 vértebras (subdivididas em 7 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares), sacro e cóccix (LIPPERT, 2003). Na Figura 1 ilustra-se uma coluna vertebral com suas subdivisões.

Figura 1 - Coluna vertebral com suas subdivisões.



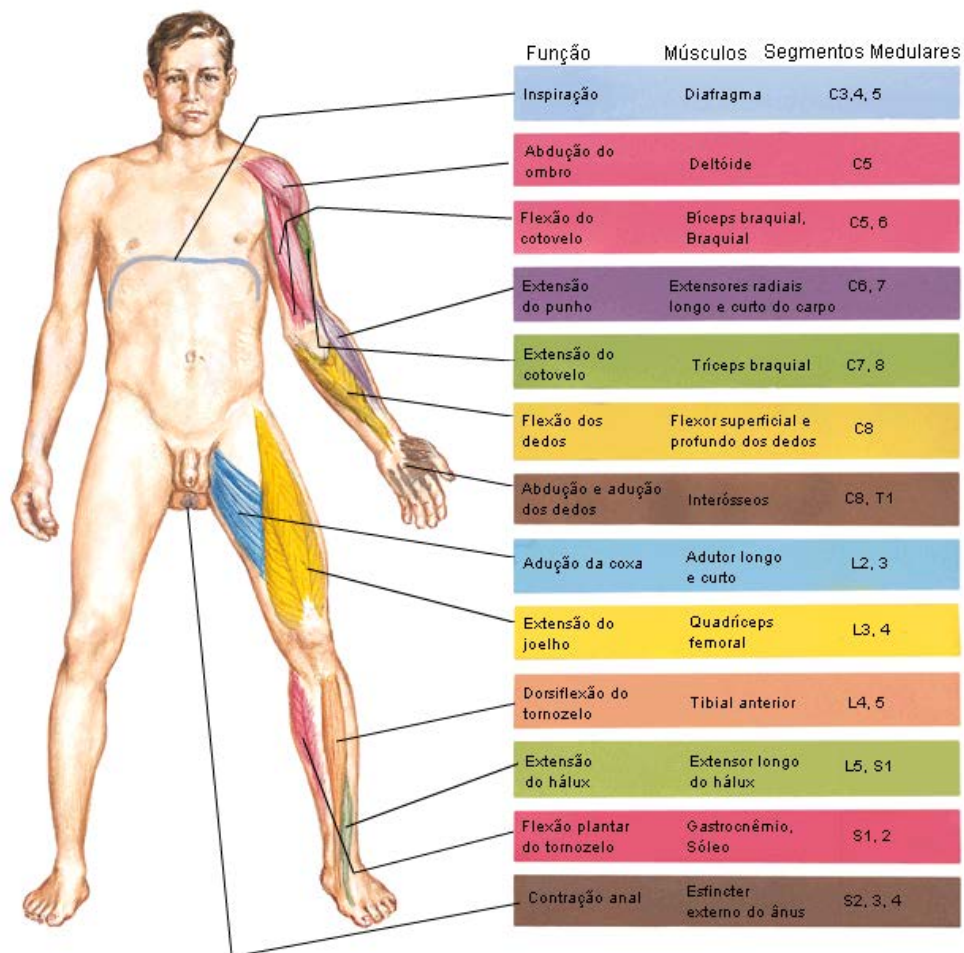
Fonte: Adaptado de Netter e Machado, (2004).

De acordo com Lippert (2003), a coluna vertebral tem por funções:

- Proteger a medula espinhal e os nervos espinhais;
- Suportar a carga corporal;
- Servir como suporte para postura e locomoção;
- Sustentar os pontos de fixação das costelas, cintura pélvica e músculos do dorso;
- Possibilitar flexibilidade nos planos sagital, horizontal e frontal do corpo; e
- Possibilitar o giro do corpo sobre seu eixo maior.

As funcionalidades da espinha dorsal propiciam ao corpo humano condições de liberdade, autonomia e independência nas atividades vitais de sobrevivência (PEREIRA; ARAUJO, 2006). Na Figura 2 mostra-se a correlação entre o nível de lesão da medular e a alteração motora de um indivíduo com fratura na coluna vertebral.

Figura 2 - Alteração motora relacionada ao nível de lesão da medula espinhal.



Fonte: Adaptado de Netter e Machado, (2004).

Buscando minimizar os efeitos relacionados à limitação de pessoas portadoras de necessidades especiais, a Tecnologia Assistiva (TA) tem contribuído para a inclusão social através do desenvolvimento de recursos, técnicas e equipamentos que possibilitam ampliar as habilidades funcionais, promovendo independência funcional de pessoas com deficiência motora. Diante desse contexto, alguns aparelhos ergométricos e técnicas de exercícios foram desenvolvidos por pesquisadores com o objetivo de estimular atividades físicas nos membros acometidos tanto com estimulação elétrica como por estimulação mecânica.

2.1 PARALISIA CEREBRAL (PC)

A PC é uma encefalopatia crônica atribuída a um conjunto de desordens permanentes e não progressivas que ocorrem no cérebro durante a sua fase de formação ou logo após o nascimento da criança. As consequências atribuídas à PC estão relacionadas ao comprometimento motor e, conseqüentemente, ao desempenho funcional do sujeito. Além disso, o paciente pode apresentar epilepsia, distúrbio visual, alteração comportamental, deficiência intelectual, dificuldade de fala, dentre outros (DIAS et al., 2010).

As causas da PC, no período gestacional, podem ser atribuídas em razão de alguma infecção materna (rubéola, citomegalovírus, toxoplasmose), uso de medicações específicas, álcool ou outras drogas ilícitas, além de traumatismos abdominais severos. Após o nascimento da criança, a doença pode ser provocada por traumatismo craniano, infecções (meningite, encefalite), insuficiência respiratória, desnutrição, dentre outros (CÂNDIDO; VEIGA, 2004).

De acordo com Silva e Pfeifer (2013), a função motora grossa está associada à capacidade do indivíduo em desenvolver movimentos através do controle autônomo muscular e o nível de comprometimento motor está relacionado à localização e extensão da lesão no cérebro. Na pessoa com PC, a espasticidade agrava a capacidade do paciente em desempenhar as Atividades de Vida Diária-AVD (mobilidade, comunicação, cuidados pessoais, etc.) pela limitação da funcionalidade dos membros afetados. Outra característica presente em pessoas com PC está relacionada à perda da coordenação muscular, fazendo com que os movimentos sejam realizados com força, ritmo e precisão anormais. Com isso, o desempenho de atividades físicas por pessoas com paralisia cerebral é prejudicado, aumentando a possibilidade do desenvolvimento de doenças relacionadas ao sedentarismo.

Dessa forma, se faz necessário o desenvolvimento de técnicas e equipamentos que possibilitem a promoção de atividades físicas em indivíduos com deficiência motora, seja ela de carácter congênita ou adquirida, visando reduzir o risco do desenvolvimento de patologias relacionadas ao sedentarismo, tais como obesidade, osteoporose, atrofia muscular, problemas cardiorrespiratórios, dentre outras.

2.2 TECNOLOGIA ASSISTIVA (TA)

Segundo o Comitê de Ajudas Técnicas - CAT, (2008),

Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação, de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social.

Fazendo uso da TA, pesquisadores tem focado no aperfeiçoamento de meios de locomoção em razão da baixa eficiência promovida pelo acionamento convencional das cadeiras de roda. Além disso, dores nos ombros são comuns em pessoas com lesão medular em razão do uso exaustivo e ineficiente dos braços para se locomoverem (SARRAJ; MASSARELLI, 2011).

Por outro lado, um grande número de equipamentos tem sido aprimorado objetivando contribuir no segmento da reabilitação através do desenvolvimento de dispositivos que possibilitem a prática de atividades físicas por pessoas com deficiência motora.

A aplicação de uma ponte rolante de pequeno porte, em centros de reabilitação, com colete de marcha sustentada é importante para o alívio de carga corporal sobre o aparelho musculoesquelético durante o treino de marcha de pessoas com paraplegia. Esse dispositivo é conhecido por Suporte Parcial de Peso Corporal (SPPC) e sua utilização tem sido divulgada nos meios científicos (GARCEZ et al., 2012; GARCIA JUNIOR et al., 2013; PEREIRA et al., 2009; IKEUCHI et al., 2004). Pessoas com lesão medular tiveram uma evolução no sistema cardiorrespiratório, da força muscular e do estímulo funcional dos membros, em treinamentos com marcha sustentada.

O processo de recuperação funcional dos membros através da capacidade do sistema nervoso adaptar-se a um novo nível estrutural quando o corpo está sujeito a novas experiências é conhecido por neuroplasticidade ou plasticidade neural e pode ser justificada pela movimentação ativa nos membros inferiores e pelo ganho de força muscular em decorrência do treinamento motor repetitivo na marcha sustentada utilizando um SPPC em pessoas com paraplegia (GARCEZ et al., 2012).

No caso de pessoas com lesão medular completa, o estímulo muscular pode ser feito de forma artificial através da Estimulação Elétrica Funcional (EEF). Essa técnica tem sido aprimorada por pesquisadores (JUNQUEIRA et al., 2012; SANCHES, 2013) e aplicada em centros de reabilitação e pesquisa com o objetivo de tornar possível a movimentação dos membros paralisados em pessoas com paraplegia. Em conjunto com a EEF, o SPPC pode oferecer grande contribuição para a prática da marcha ereta sustentada nos casos de lesão medular completa.

Aparelhos ergométricos adaptados têm sido desenvolvidos com o objetivo de inovar técnicas para a prática de atividades físicas por pessoas com deficiência motora. Em uma pesquisa realizada por Hamzaid et al. (2012), foram observados vários benefícios fisiológicos através da prática de exercícios utilizando EEF em pessoas com paraplegia. Tanto em uma bicicleta ergométrica como em um elíptico, ambos adaptados, ganhos cardiorrespiratórios, melhora da circulação sanguínea, aumento do metabolismo, elevação do volume das fibras musculares, aumento da capacidade motora em virtude da força e resistência muscular e uma significativa melhora da densidade óssea foram obtidos.

Metodologias que possibilitam a prática de atividades físicas por pessoas com deficiência motora desenvolvidas no meio científico serão abordadas com mais detalhes nas próximas seções.

2.3 ACIONAMENTO MANUAL DE CADEIRAS DE RODA

Em geral, a cadeira de rodas representa uma forma de locomoção segura e confortável que possibilita a ativação muscular dos membros superiores, servindo assim como um meio da prática de atividades físicas para pessoas com lesão medular.

O aprimoramento do acionamento convencional das cadeiras de roda por pessoas com deficiência motora tem sido foco em pesquisas. Sarraj e Massarelli (2011) relataram que a forma convencional de propulsão das cadeiras de roda tem sido referida como causadora de

dores musculoesqueléticas nas extremidades superiores. Além disso, os pesquisadores notaram uma baixa eficiência no processo de transferência energética durante o processo de acionamento das rodas manualmente.

Com o objetivo de aumentar a eficiência de locomoção, bem como minimizar as dores musculares nos membros superiores em decorrência do processo convencional de acionamento das cadeiras de roda, Sarraj e Massarelli (2011) desenvolveram um mecanismo de propulsão composto por um par de alavancas fixadas pelas extremidades inferiores de cada roda. As extremidades superiores foram projetadas para possibilitar a pegada das mãos de forma ergonômica. Quando acionadas para a frente, as alavancas transmitem o torque para o eixo da roda, provocando o deslocamento. Durante o processo de inversão de movimento, o mecanismo retorna livremente à posição superior. Na Figura 3 ilustra-se o par de alavancas acopladas à cadeira de rodas.

Figura 3 - Dispositivo de acionamento manual para cadeiras de roda.



Fonte: Sarraj e Massarelli, (2011).

Em um teste realizado com pessoas paraplégicas, os autores notaram um menor consumo de oxigênio e uma frequência cardíaca inferior quando o sistema de alavancas foi utilizado para o deslocamento em um percurso definido pelos pesquisadores. Isso justificaria um acréscimo de eficiência promovida pela nova modalidade em razão de um menor gasto de energia para a realização da locomoção.

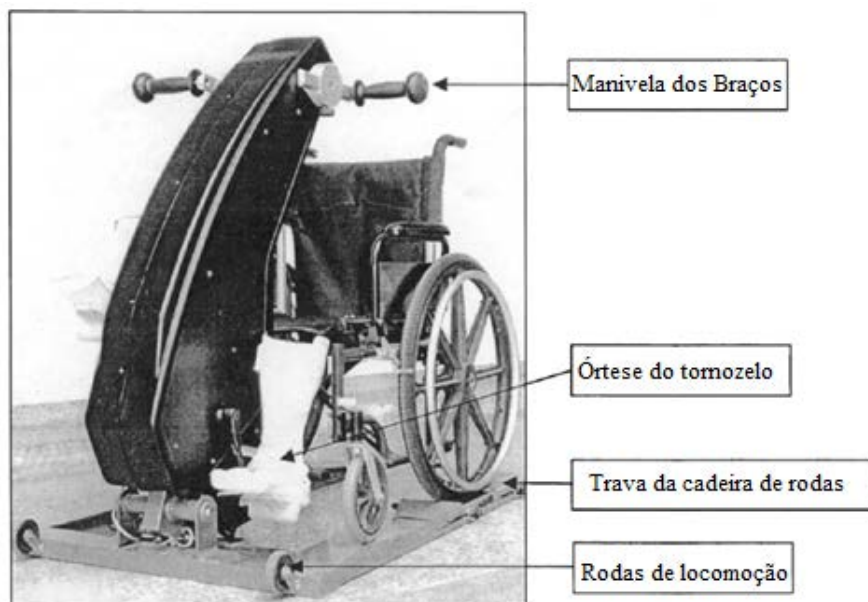
Da mesma forma, Zukowski et al. (2014) relataram uma maior eficiência energética quando utilizado o sistema de alavancas em cadeiras de roda empregado para a locomoção por pessoas com paraplegia. Os autores afirmaram que o dispositivo possibilitou uma ação dos braços em uma faixa mais propícia e natural para a execução dos movimentos. Consequentemente, o sistema de alavancas serviu como um mecanismo mais confortável para a prática de atividades físicas, reduzindo o risco do desenvolvimento de patologias ou dores no aparelho musculoesquelético. Assim, o novo sistema de propulsão possibilitou o uso dos membros superiores de forma mais adequada, confortável e segura.

2.4 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL E ESTIMULAÇÃO MECÂNICA

Chen et al. (2004) desenvolveram um acessório para cadeira de rodas que possibilita a movimentação cíclica dos membros inferiores por meio da EEF em conjunto com a atuação voluntária dos membros superiores em pessoas com paraplegia. O equipamento foi composto por um suporte empregando um par de manivelas (acionadas pelos membros superiores) interligadas através de corrente e engrenagens aos pedais. Ao fixar o equipamento na cadeira de rodas, é possível movimentar os membros inferiores de forma sincronizada com o movimento circular dos braços. As Figuras 4 e 5 ilustram, respectivamente, o equipamento acoplado à cadeira de rodas e o mecanismo de transmissão de movimento dos braços para as pernas.

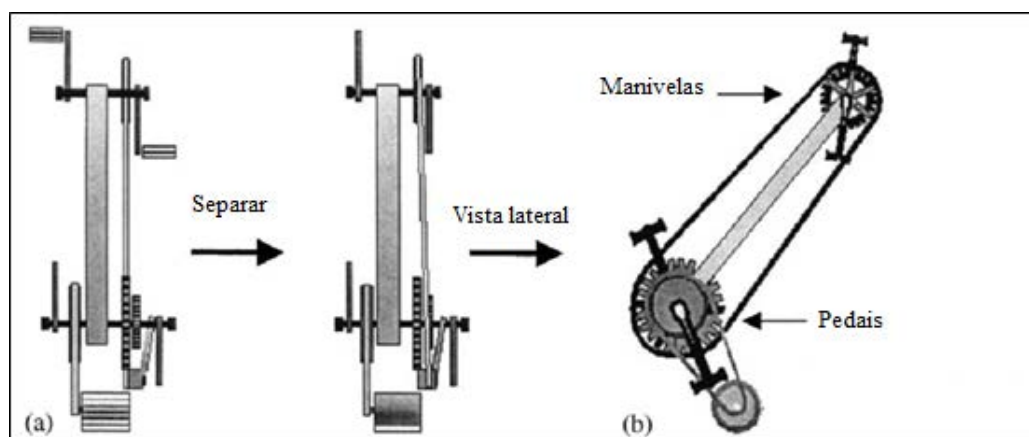
O equipamento é constituído por um sistema de EEF responsável por enviar estímulos aos quadríceps, elevando a capacidade funcional de realização de exercícios. O pulso foi controlado por um microprocessador via porta serial, que por sua vez funciona em sincronismo com as informações coletadas por um sensor de ângulo instalado na manivela do equipamento ergométrico. Isso possibilitou o ajuste da emissão dos sinais fornecidos pelo dispositivo de EEF aos músculos dos membros inferiores responsáveis pelos movimentos das pernas.

Figura 4 - Acessório adaptado à cadeira de rodas para a prática de atividades físicas.



Fonte: Adaptado de Chen et al. (2004).

Figura 5 - Mecanismo de transmissão de movimento dos braços para os membros inferiores: (a) vista frontal e (b) vista lateral.



Fonte: Adaptado de Chen et al. (2004).

Cuidados com o conforto e segurança do paciente foram levados em consideração no desenvolvimento do projeto, tais como:

- a) Posicionamento ajustável do braço em relação às manivelas;
- b) Distância entre o usuário e o sistema de pedais;

- c) Suporte ortopédico dos pés com o objetivo de limitar o movimento do tornozelo durante as atividades; e
- d) Forro de espuma no assento para evitar lesões nos membros inferiores.

Hamzaid et al. (2012) estudaram equipamentos ergométricos (elíptico e bicicleta), com o paraplégico na posição sentada. Os autores utilizaram os dois dispositivos ergométricos, com o objetivo de analisar as respostas biomecânicas e fisiológicas com suas respectivas eficiências através de atividades físicas utilizando EEF em pessoas com lesão medular. As respostas biomecânicas foram relacionadas à resistência física enquanto que as fisiológicas foram obtidas através dos resultados cardíacos e respiratórios.

Um motor elétrico auxiliou na promoção de movimentos passivos nas pernas. Por outro lado, os movimentos ativos dos músculos do quadríceps foram feitos via Estimulação Elétrica Funcional.

Sensores piezoelétricos foram instalados nos pedais para fornecerem a intensidade de força aplicada pelos pés sobre os pontos de apoio. Os gases respiratórios foram monitorados (CPXD, *Medical Graphics Corporation, St. Paul, Minnesota, USA*) para efeito de comparação sem e com a eletroestimulação. Com essas informações, somadas às respostas cardíacas, foi possível determinar a eficiência mecânica e as eficiências metabólicas promovidas pela execução dos exercícios.

Como resultado, os autores identificaram uma eficiência metabólica relativamente baixa em pessoas com lesão medular quando comparada às pessoas híginas, mencionando que isso pode ser em razão da natureza da estimulação via EEF ser diferente da estimulação natural produzida pelo sistema nervoso central. Além disso, relataram que limitações morfológicas impostas pelas condições musculares reduzem a taxa de conversão energética em pessoas com paraplegia.

Por outro lado, as atividades desenvolvidas no elíptico podem ter contribuído para o aumento do retorno sanguíneo venoso quando comparado ao uso da bicicleta. Isso justificaria um pequeno aumento de eficiência metabólica no elíptico. Além disso, as melhores respostas metabólicas e geração de energia no elíptico estão relacionadas provavelmente à vantagem promovida pela postura um pouco mais elevada em relação aos pés, que pode ter colaborado com a circulação sanguínea (HAMZAID et al., 2012), como descrito anteriormente.

Da mesma forma, Hasnan et al. (2012) aplicaram três programas de exercícios elaborados através da adaptação de um equipamento ergométrico de acionamento cíclico dos

braços e pernas com o objetivo de analisar as respostas cardiorrespiratórias de indivíduos com lesão medular. As modalidades consistiam em mover as manivelas com as mãos, pedalar com as pernas utilizando EEF e ambos juntos. Como resultado, exercícios combinados de braços e pernas promoveram maior eficiência cardiorrespiratória em razão da maior taxa de conversão de oxigênio em função do trabalho realizado.

Segundo os pesquisadores, exercício isolado dos membros superiores pode não ser capaz de sustentar o sistema cardiovascular por um período prolongado para permitir um efeito de treinamento benéfico. Por outro lado, eles afirmaram que exercícios isolados dos membros inferiores via EEF tende a promover uma melhora da circulação central e periférica pela ativação das bombas musculares venosas dos membros estimulados, porém não é o suficiente para elevar de forma substancial o consumo de oxigênio ou a frequência cardíaca.

2.5 MARCHA ERETA SUSTENTADA POR SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL

Pereira et al. (2009) desenvolveram uma estrutura de polias fixas controladas por um guincho manual para a suspensão do indivíduo sobre uma esteira ergométrica. Para identificar a carga sobre os membros inferiores, foram empregadas duas células de carga no apoio das mãos e uma na conexão entre o cabo de aço e o colete. Os autores desenvolveram um colete de sustentação para marcha na esteira empregando tiras de náilon com fivelas revestidas por espuma e recobertas por uma banda de neoprene. O colete reveste a região do tórax e abdomen.

Para a avaliação cinemática dos movimentos dos membros inferiores, os autores usaram um par de eletrogoniômetros (dispositivo de medida da angulação das articulações). A obtenção de dados relacionados à cinemática ficou limitada apenas aos movimentos de articulação dos joelhos.

Movimentos dos tornozelos foram restringidos com a utilização de órteses (PEREIRA et al., 2009). Dados relacionados ao contato dos pés com o solo foram obtidos através da confecção de palmilhas de EVA (Espuma Vinílica Acetinada) com dois sensores tipo chave mecânica que foram posicionados na parte anterior e posterior do pé, possibilitando assim identificar a fase da marcha. Segundo os autores, em um teste realizado por uma pessoa hígida, foi possível obter a força de reação dos pés sobre a esteira ergométrica através da combinação dos dados provenientes das células de carga posicionadas nas mãos e no SPPC. Além disso, os

dados provenientes dos eletrogoniômetros possibilitaram sincronizar as fases da marcha com a força de reação dos pés sobre a esteira.

Ikeuchi et al. (2004) desenvolveram um sistema composto por placas dispostas no piso contendo células de carga em suas extremidades (plataforma de força). Com a força de reação dos pés sobre as placas, foi possível desenvolver um mecanismo de gerenciamento contínuo da carga suportada pelo SPPC e o ajuste automático da elevação da pessoa com deficiência motora para a marcha. Eles usaram um sistema de controle em malha fechada para o controle automático de sustentação do voluntário.

Os autores mencionaram que o equipamento desenvolvido para as atividades físicas, reproduziram condições semelhantes aos efeitos de uma piscina, ou seja, redução da força de reação dos pés sobre o solo. O voluntário foi sustentado por coletes apropriados para a marcha ereta num circuito de aproximadamente 12 m. O colete foi desenvolvido com a finalidade de permitir liberdade e conforto dos movimentos dos membros inferiores.

Um *software* de aquisição de movimento corporal foi empregado para acompanhar a dinâmica do voluntário na marcha. Esse software permitiu a obtenção e análise de imagens ressaltando a variação da trajetória das articulações do corpo humano quando em movimento.

Para acompanhar o movimento dos pés durante as atividades, uma câmera conectada a um monitor localizado na altura dos olhos do voluntário foi utilizada. Isto proporcionou uma marcha de forma mais natural, eliminando a necessidade de olhar constantemente para baixo para acompanhar os movimentos dos pés.

Em tratamentos pós-operatórios durante a fase de reabilitação ou reconstruções cirúrgicas de membros inferiores, Gama et al. (2008) citam a importância da utilização de um SPPC em conjunto com um dispositivo que possibilite identificar a carga individual sobre as pernas durante a marcha. Essas informações fornecem dados relevantes para análise e interpretação segura da evolução do paciente em relação ao incremento da força dos membros acometidos e um controle adequado do ritmo de treinamento.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 INSTRUMENTAÇÃO

Nesse Capítulo, serão apresentados os materiais e métodos utilizados na adaptação e instrumentação de um esqui ergométrico para pessoas com deficiência motora dos membros inferiores.

3.2 SUPORTE PARCIAL DE PESO CORPORAL (SPPC)

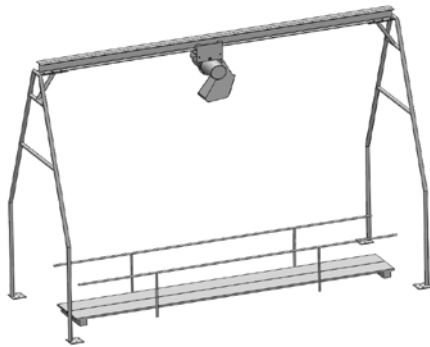
Pessoas com sequelas motoras em decorrência de uma lesão medular, recuperação pós-cirúrgica ou até mesmo alguma disfunção neurológica, seja de origem congênita ou adquirida por meio de um AVC (Acidente Vascular Cerebral), por exemplo, podem utilizar um sistema de alívio de carga dos membros inferiores para a prática de atividades físicas, como descrito anteriormente.

O SPPC possui como função principal elevar a pessoa da postura sentada para a ortostática, isto é, ereta. Isso possibilita a prática de atividades físicas, seja por meio de equipamentos ergométricos projetados e adaptados ou submetendo o paciente ao desafio da marcha ereta sustentada.

Um SPPC foi instalado na Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais de Ilha Solteira (Apaieisa) pelo Grupo de Pesquisa “Novas Tecnologias e Qualidade de Vida dos Deficientes Físicos” buscando uma parceria para o desenvolvimento de pesquisa e extensão universitária voltada para a inclusão social (GARCIA JUNIOR et al., 2013). Na Figura 6 mostra-se o dispositivo instalado e em uso pelos técnicos da Apaieisa.

O memorial de cálculo estrutural foi baseado na teoria da resistência dos materiais para suportar uma carga equivalente a 3000 N no centro da viga somada a carga da viga (1125 N) e da talha elétrica (370 N) (DE PAULA, 2012). O dispositivo de elevação apresenta 3 m de curso, botoeira com interruptor de emergência, motor de dupla velocidade com elevação de 3,6 m/min e 0,9 m/min. Isto garante a segurança e o conforto na elevação de pessoas com paraplegia. Um carro de translação manual de arraste e um suporte de sustentação para fixar o colete de treino possibilitam um movimento suave para a marcha sustentada do indivíduo.

Figura 6 - (a) Projeto do Suporte Parcial de Peso Corporal e sua instalação na Apaeisa; (b) equipamentos adaptados neste estudo.



(a)



(b)

Fonte: Garcia Junior (2013).

3.3 ESQUI ERGOMÉTRICO

Um esqui ergométrico foi doado pela empresa Physicus Comércio de Artigos Esportivos Ltda, da cidade de Aurifluma/SP.

O equipamento é comercializado pelo nome de Esqui Individual Standard da linha de dispositivos “ao ar livre” confeccionado em tubo circular de 3 1/2" com chapas de 14 mm. Apresenta uma pintura apropriada para ambientes externos, pegadas emborrachadas e pisantes anatômicos cobertos por uma camada antiderrapante. Sua massa é de aproximadamente 42 kg com suporte para uma carga de até 150 kgf. Na Figura 7 mostra-se o equipamento.

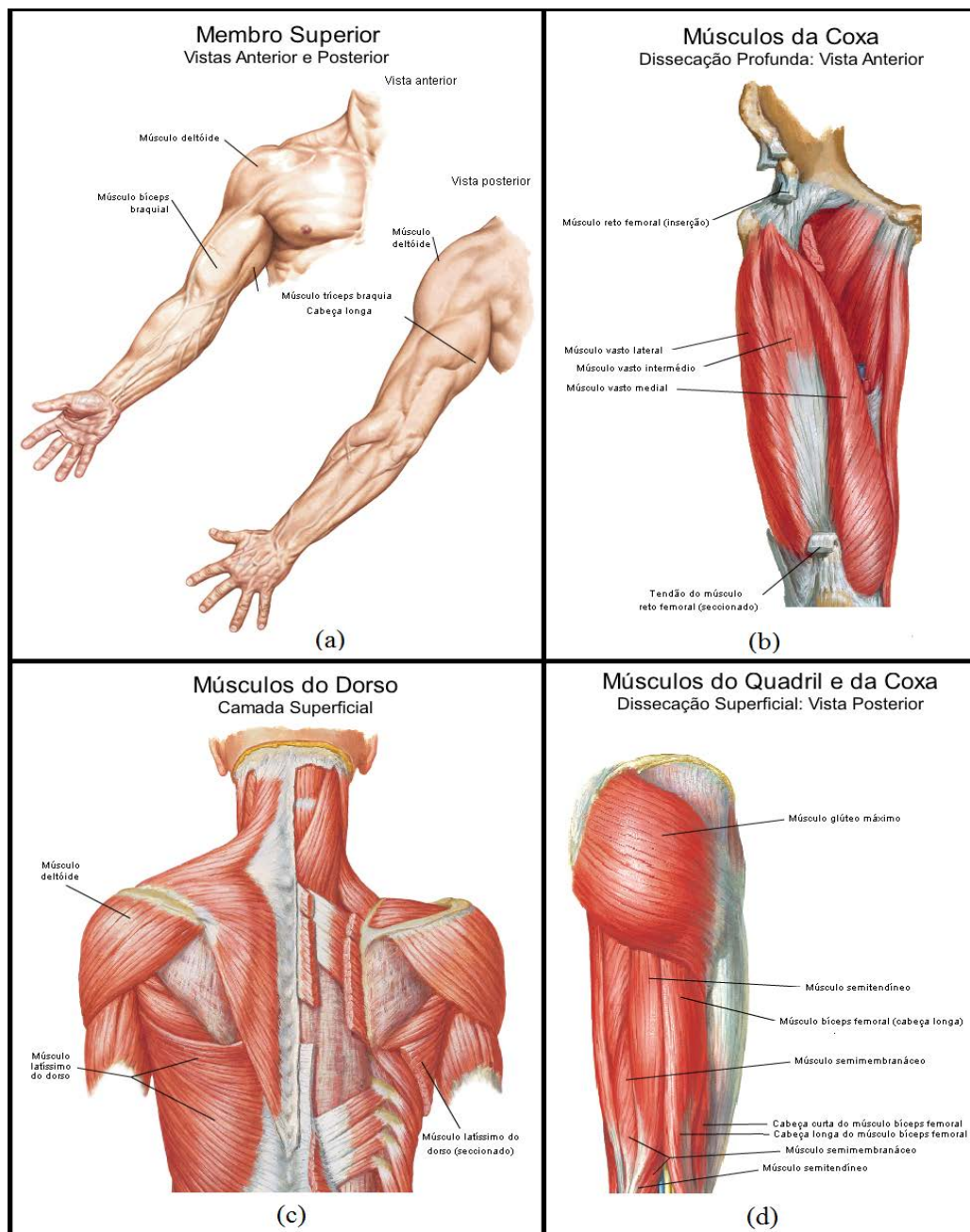
Figura 7 - Esqui ergométrico doado pela empresa Physicus da cidade de Aurifluma/SP.



Fonte: Physicus Comércio de Artigos Esportivos Ltda (2014).

De acordo com o fabricante, o equipamento possibilita exercitar os seguintes músculos: reto femoral, vasto lateral, vasto medial, vasto intermediário, semitendíneo, semimembranoso, bíceps femoral, glúteo máximo, bíceps braquial, tríceps braquial, deltoide posterior, deltoide anterior, grande dorsal. Na Figura 8 ilustra-se os músculos dos membros superiores e inferiores trabalhados neste equipamento.

Figura 8 -Vista anterior e posterior dos membros superiores (a); Vista anterior dos membros inferiores (b); Vista dos músculos dorsais (c); Vista posterior dos membros inferiores (d).



Fonte: Adaptado de Netter e Machado, (2004).

3.4 CÉLULAS DE CARGA

Quatro células de carga Sensortec foram usadas para obter a distribuição de peso do voluntário durante o teste: duas para o monitoramento da força de reação dos pés, aqui denominadas de plataformas de força (capacidade de carga de 2 kN), uma para o assento (capacidade de carga de 5 kN) e uma para a carga sustentada pelo SPPC (capacidade de carga de 20 kN). Na Tabela 1 indica-se as características das células de carga empregadas para o monitoramento da força de reação sobre os pontos de apoio.

Tabela 1 - Células de carga empregadas no experimento.

Posição	Quantidade	Capacidade [kN]	Sensibilidade [mV/N]
Pés	2	2	2
Assento	1	5	1,15
SPPC	1	20	0,8

Fonte: Garcia Junior (2015).

3.5 ACELERÔMETROS

Dois acelerômetros triaxiais modelo MMA7341L, da *Freescale*, foram empregados para a obtenção dos dados referentes ao movimento dos pés.

O dispositivo apresenta um circuito regulador de tensão e suas conexões são dispostas de forma a facilitar a sua conexão ao sistema de condicionamento de sinais. De acordo com o fabricante, apresentam uma sensibilidade de 440mV/g quando configurado para atuar com aceleração entre +3g e -3g, ou 1118mV/g para atuar com aceleração entre +9g e -9g. Na Figura 9 ilustra-se a placa com o acelerômetro MMA7341L.

Figura 9 - Acelerômetro MMA7341L da marca Freescale.

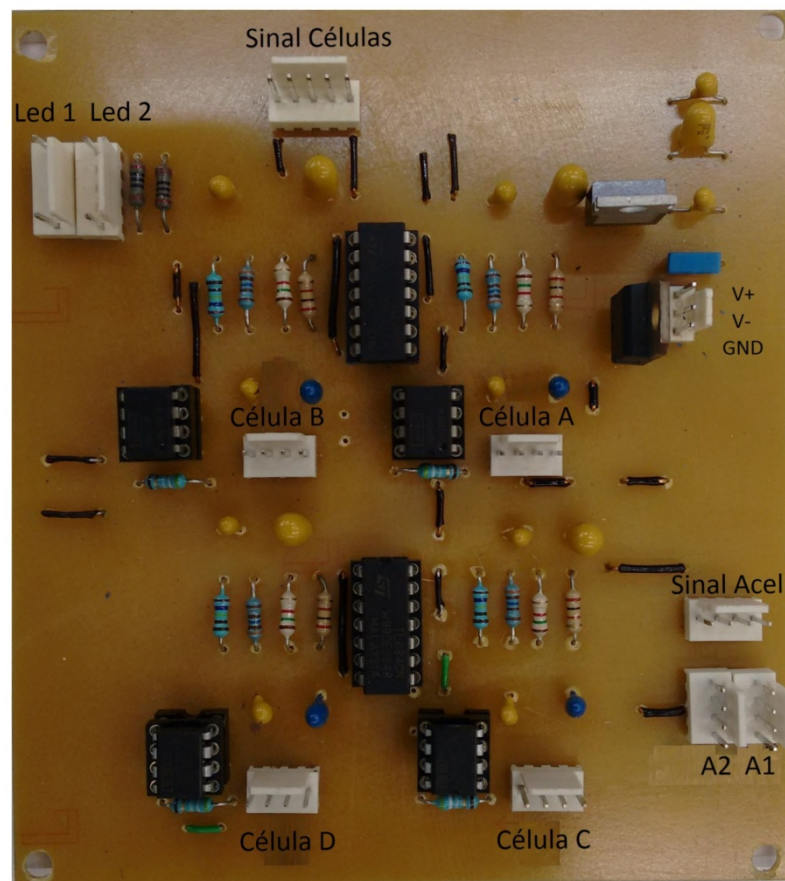


Fonte: Multilógica Shop (2015).

3.6 SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS

Foi implementado um sistema de condicionamento de sinais de seis canais, sendo quatro para as células de carga e dois para os acelerômetros. Na Figura 10 ilustra-se a placa elaborada referente ao circuito de condicionamento de sinais. O diagrama do circuito eletrônico é apresentado na Figura 61 do APÊNDICE A.

Figura 10 – Placa do circuito de condicionamento de sinais.



Fonte: Garcia Junior (2015).

O circuito de condicionamento de sinais para as células de carga foi implementado utilizando quatro amplificadores de instrumentação INA 129, da *Texas Instruments*, sendo um para cada canal. Na Figura 60 no ANEXO A, é apresentado o diagrama interno do amplificador INA 129.

De acordo com o fabricante, o INA129 é um amplificador de instrumentação de baixa potência e excelente exatidão, no qual por meio de um único resistor externo (R_G) pode-se variar o ganho de 1 a 10.000 V/V.

O ganho gerado pelo INA 129 é definido pela Equação (1):

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Optou-se por um ganho de modo diferencial de aproximadamente 990 V/V empregando um resistor de $49,9 \Omega$. Para a alimentação do circuito, foram utilizadas duas baterias de 12 volts e 6 Ah. Utilizou-se também reguladores de tensão 7805 e 7905 para construir uma fonte simétrica regulada em +5V, -5V. Esse arranjo fornece uma tensão de entrada constante para a alimentação do sistema. Para a eliminação de ruídos do circuito, filtros analógicos passa-baixas, com frequência de corte de 50 Hz foram adicionados ao circuito.

Os acelerômetros empregados já apresentam em sua arquitetura todo o circuito responsável pelo condicionamento interno de sinais. Dessa forma o circuito ficou restrito apenas à alimentação por meio de uma fonte/regulador de tensão de 5V e ao sistema de aquisição de dados.

3.7 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

A obtenção dos dados foi baseada na plataforma LabVIEW utilizando a placa de aquisição DAQ NI USB-6009. A placa possui 8 entradas e duas saídas analógicas, sendo sua fabricação comercialização realizada pelo seu fabricante *National Instruments* com uso exclusivo para pesquisa e experimentos de laboratórios acadêmicos. O dispositivo apresenta uma resolução de 14 bits. Na Figura 11 mostra-se uma foto do dispositivo.

Figura 11 - DAQ NI USB-6009 da *National Instruments*.



Fonte: Garcia Junior (2015).

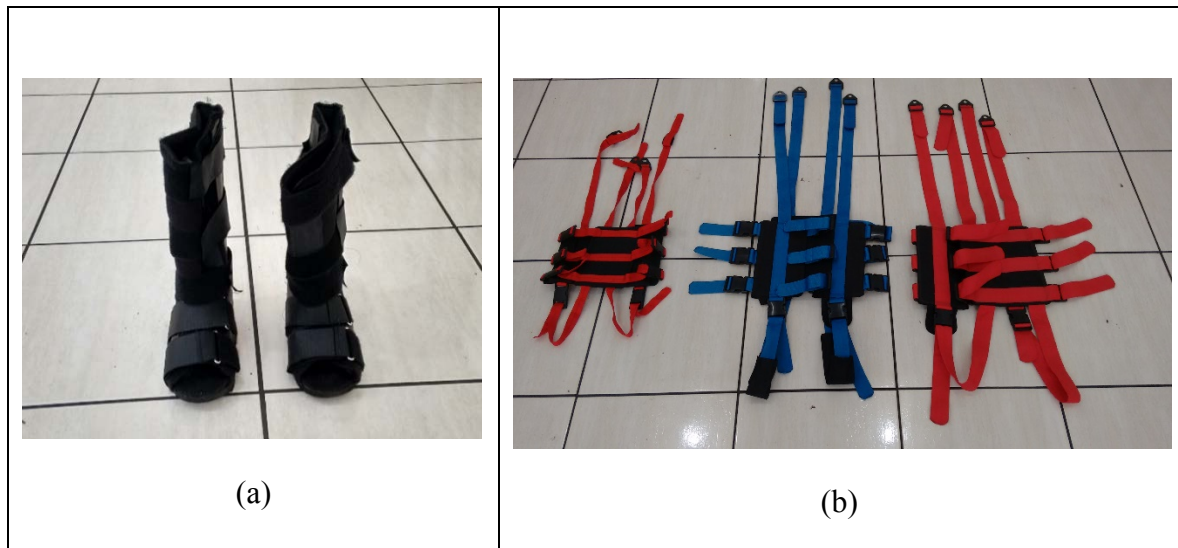
3.8 ACESSÓRIOS PERIFÉRICOS DO SPPC

Para a utilização do esqui ergométrico adaptado/instrumentado de forma segura em conjunto com o SPPC, alguns componentes devem ser empregados com o objetivo de garantir a integridade física do voluntário.

Para o apoio e fixação dos pés, duas botas ortopédicas, fixadas por velcro nas plataformas de força, facilitaram o processo de acomodação do voluntário sobre o equipamento (FIGURA 12 a).

Coletes de sustentação dos tamanhos grande, médio e pequeno estão disponíveis para melhor acomodar os voluntários de acordo com o perfil corporal. Os coletes apresentam ajustes de tronco e pernas (FIGURA 12 b).

Figura 12 - Botas ortopédicas (a) e coletes de sustentação nos tamanhos pequeno, médio e grande (b).



Fonte: Garcia Junior (2015).

Um suporte de sustentação com tubo de seção circular e com ajustes de 3 posições foi desenvolvido para interligar o colete ao gancho do SPPC onde a célula de carga com capacidade de 20 kN foi posicionada (FIGURA 13).

Figura 13 - Suporte de sustentação do SPPC.

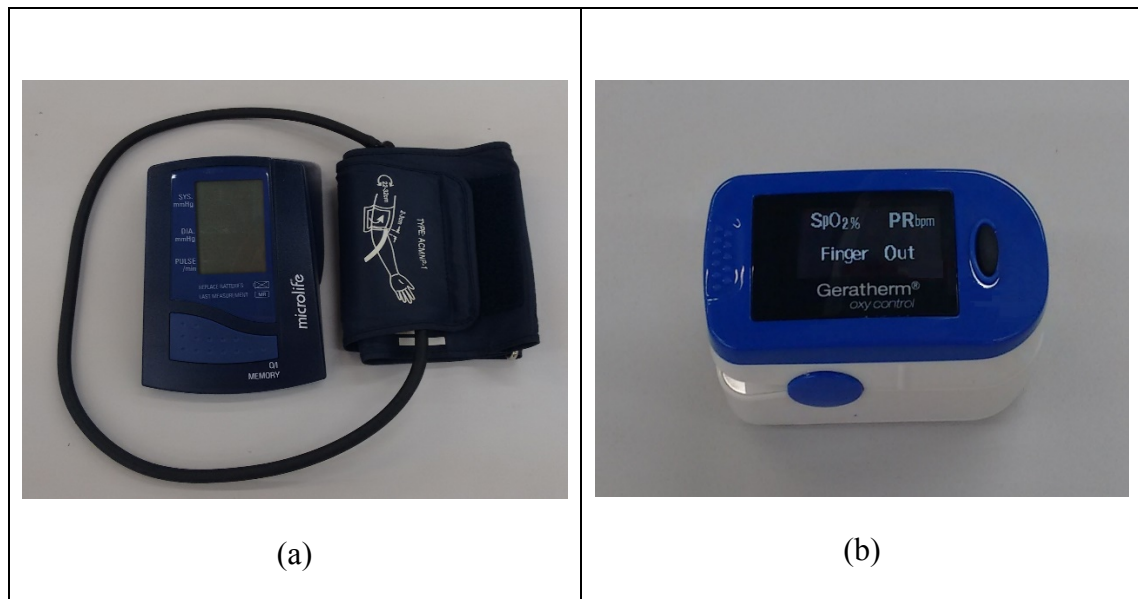


Fonte: Garcia Junior (2015).

3.9 MONITORAMENTO DOS SINAIS VITAIS

Para o monitoramento dos sinais vitais dos voluntários, durante a realização do experimento, foi utilizado um esfigmomanômetro (medidor de pressão arterial) da marca *Microlife* modelo BP3BT0-A com medidor de frequência cardíaca e um oxímetro de dedo portátil da marca *Geratherm* modelo *Oxi Control* 448. Na Figura 14 ilustra-se esses instrumentos.

Figura 14 - Instrumentos utilizados para o monitoramento dos sinais vitais do indivíduo: esfigmomanômetro (a) e oxímetro (b).



Fonte: Garcia Junior (2015).

3.10 CALIBRAÇÃO DINÂMICA DOS ACELERÔMETROS

Um sistema para análise dinâmica de movimento, desenvolvido na plataforma MATLAB, foi empregado para a validação do processo de calibração dos acelerômetros. Esse sistema foi composto por uma câmera digital Cassio EX-ZR200 de 16 MP com capacidade de filmagem de até 1 kHz e um algoritmo para a decomposição dos movimentos em MATLAB (SABINO, 2013).

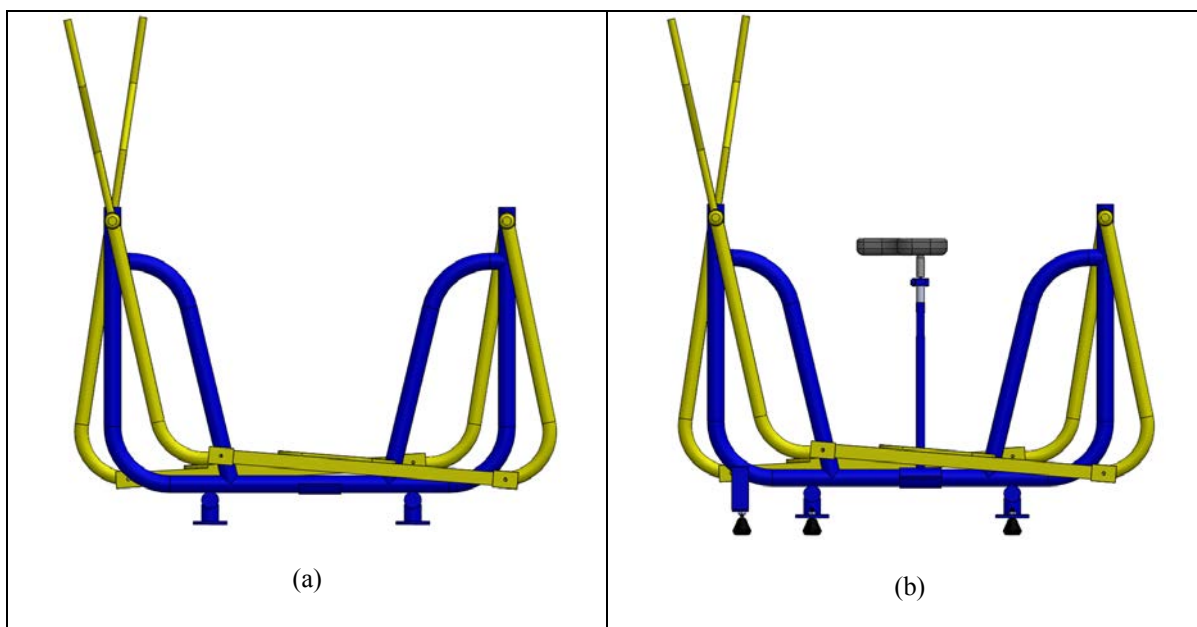
A seguir será descrito o processo de montagem dos dispositivos apresentados anteriormente. Será também apresentado o procedimento adotado para a calibração dos sensores (células de carga e acelerômetros), bem como o protocolo para a realização dos

ensaios, contemplando as rotinas experimentais e o critério de seleção dos voluntários e equipe envolvida (médicos e fisioterapeutas).

3.11 MONTAGEM DO ESQUI ERGOMÉTRICO

Após o recebimento do esqui ergométrico doado pela empresa PHYSICUS da cidade de Aurifluma-SP, iniciou-se a elaboração e o desenvolvimento de adaptações no instrumento para tornar possível a acomodação de pessoas com deficiência motora de forma segura. A modificação estrutural do equipamento baseou-se na fixação de um assento de bicicleta com ajuste de altura, inclinação e posicionamento horizontal. Cinco pontos de apoio do esqui com os pés de borracha ajustáveis foram acoplados para garantir o nivelamento e a estabilidade no piso. Na Figura 15 ilustra-se as modificações realizadas no equipamento ergométrico.

Figura 15 - (a) Esqui ergométrico sem modificação; (b) esqui ergométrico com assento e cinco pés niveladores de borracha.



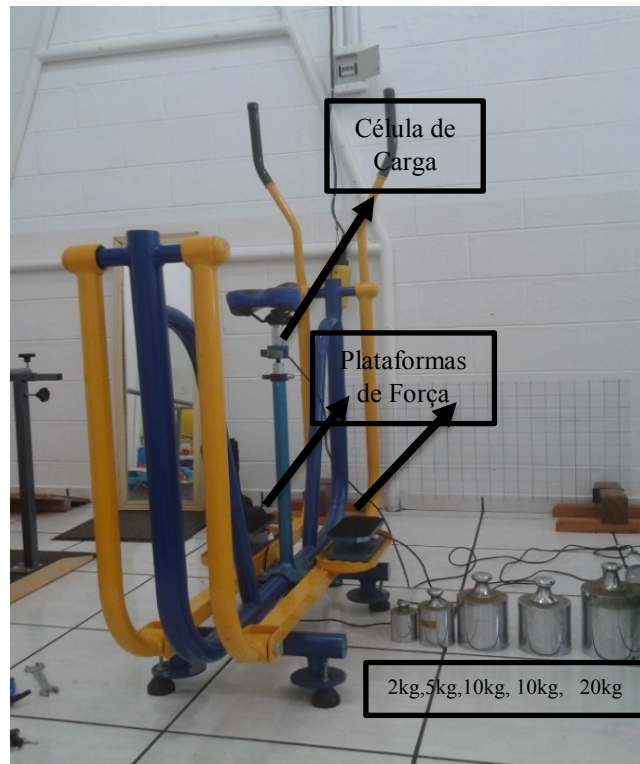
Fonte: Garcia Junior (2015).

As células de carga foram posicionadas no apoio de ambos os pés, no assento e entre o colete de sustentação e o SPPC.

As células de carga dos pés foram fixadas em duas placas de aço com dimensões de 220 mm x 100 mm x 12 mm, compondo assim, as plataformas de força. Para a calibração dos sensores de peso, foram combinados pesos padronizados com as seguintes massas: 2 kg, 5 kg,

10 kg e 20 kg. Na Figura 16 é apresentado uma foto na qual se mostra os pesos padronizados e as posições das células de carga fixadas na estrutura do esqui ergométrico.

Figura 16 - Pesos utilizados e posições das células.

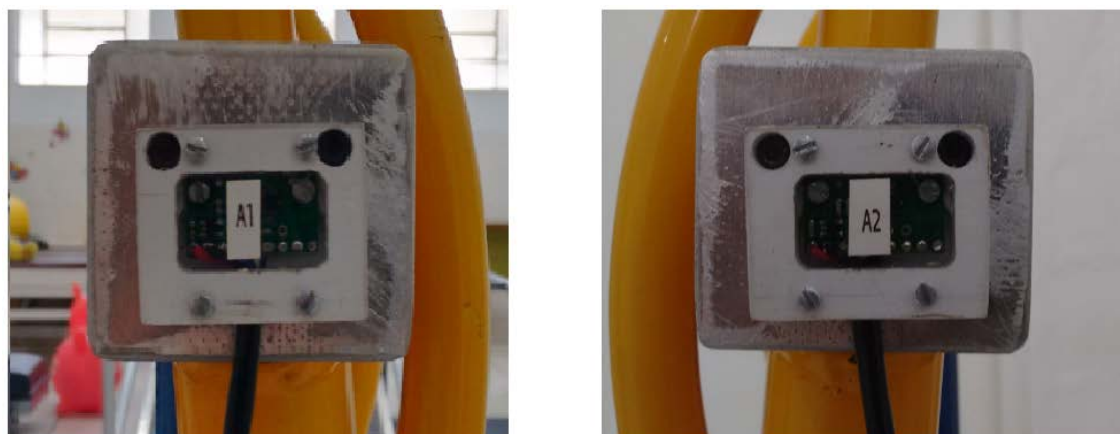


Fonte: Garcia Junior (2015).

As células de carga foram calibradas efetuando o processo de carregamento. Para cada peso adicionado, foi tomado o respectivo valor de tensão proveniente dos sensores.

Os acelerômetros foram fixados por meio de parafusos nos pontos de articulação das barras verticais dianteiras do equipamento ergométrico para determinar sua variação angular. Para a proteção dos acelerômetros, foi fabricada uma caixa com material de PVC (*polyvinyl chloride*) com dimensões de 39 mm x 21 mm x 17 mm), empregando uma fresa de topo de 3 mm no CNC (*Computer Numeric Comand*). Uma tampa de acrílico transparente possibilitou manter a caixa fechada e protegida de poeira e umidade. Na Figura 17 ilustra-se a montagem do dispositivo no esqui ergométrico.

Figura 17 - Montagem dos acelerômetros MMA7341L nas caixas de PVC.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Cada acelerômetro foi calibrado para converter a sua variação angular em relação ao deslocamento de um ponto localizado no centro da plataforma de força. Na montagem experimental, foi utilizado a configuração com sensibilidade de 440 mV/g e uma faixa de atuação entre +3 g e -3 g (g é a aceleração da gravidade).

Para a calibração estática dos sensores, foi utilizada uma régua com fundo de escala de 1.000 mm e resolução de 0,5 mm. A régua foi fixada na estrutura estática do aparato para realizar as medições do deslocamento horizontal de 5 em 5 cm. A origem dos eixos coordenados foi ajustada no apoio dos pés, na posição em repouso (altura mínima de deslocamento).

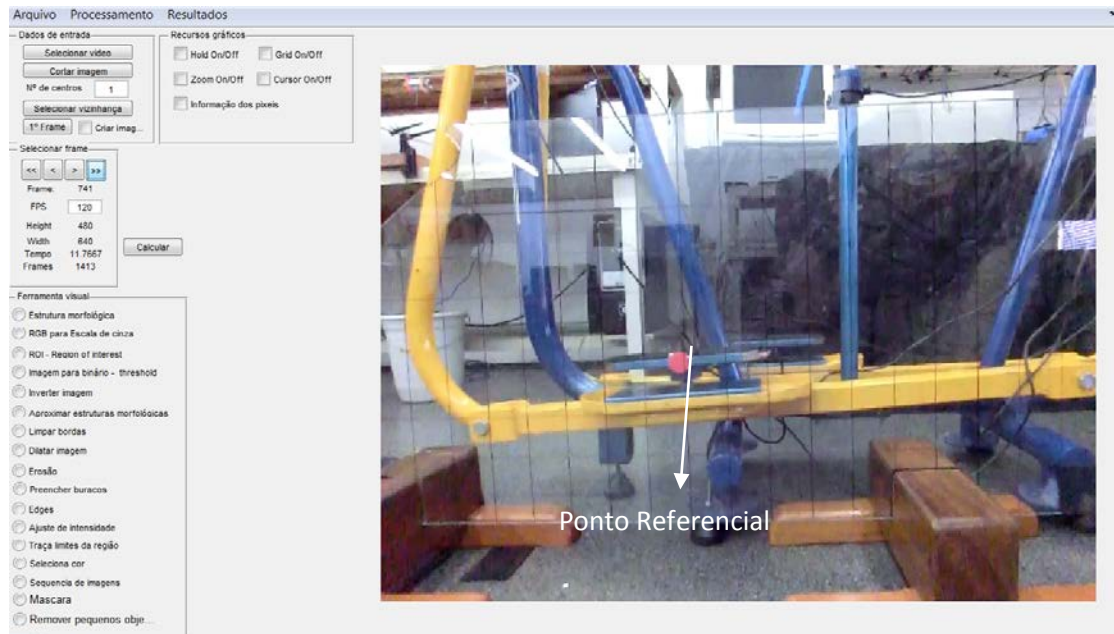
A validação dos dados gerados pelos acelerômetros calibrados de forma estática foi feita através de uma técnica de medidas de deslocamento com base em imagens digitais. Isto possibilitou a validação dos sensores sob o aspecto dinâmico.

Essa técnica é baseada em um processo de medida de deslocamento sem contato, definida com base na variação da posição dos pixels de um alvo de referência em imagens capturadas com uma câmera digital (SABINO, 2013). O rastreamento (*tracking*) da posição do alvo na sequência de imagens do movimento (vídeo) é realizado a partir da posição dos pixels na imagem e posteriormente é convertido em unidade de deslocamento definida em função do posicionamento e dos parâmetros da câmera.

Para a obtenção dos vídeos, foi utilizada uma câmera Cassio modelo EX-ZR200. Após a definição dos parâmetros, o vídeo capturado foi analisado quadro a quadro e a variação dos pixels do ponto de referência em cada quadro foi calculada e relacionada com a posição do objeto na imagem a partir de relações trigonométricas. O processamento dos quadros (*frames*)

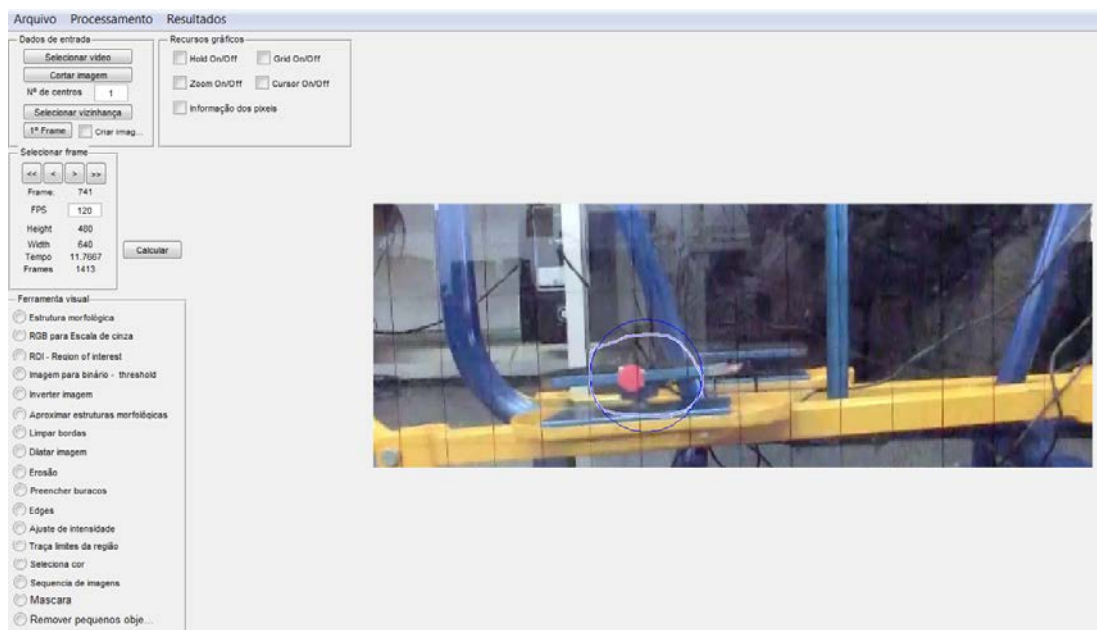
selecionado o objeto alvo na imagem (Figura 22) e, finalmente, na Figura 21, o ponto referencial em vermelho é destacado na sena para posterior análise em MATLAB.

Figura 19 - Acoplamento óptico do ponto de referência no vídeo.



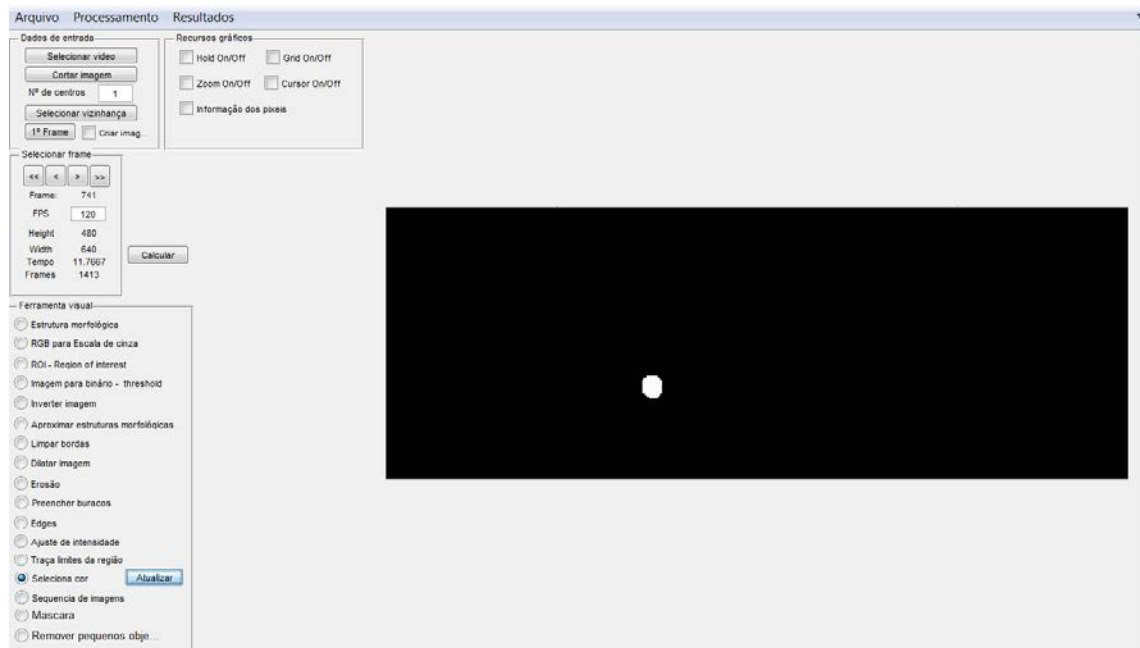
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 20 - Seleção da vizinhança do ponto referencial.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 21 - Separação do ponto alvo do restante da cena.



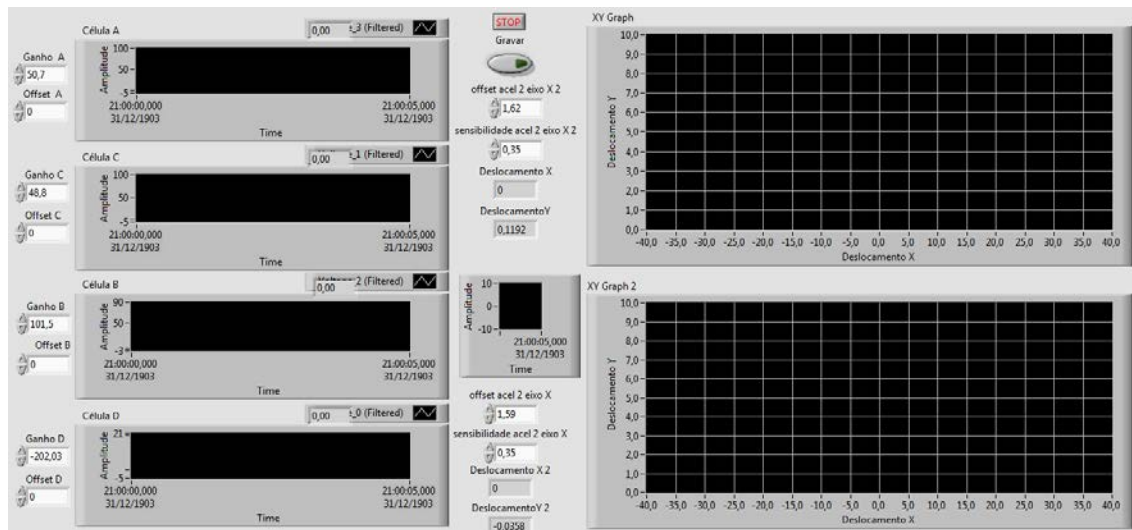
Fonte: Garcia Junior (2015).

3.12 SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAIS

A obtenção dos dados foi baseada na plataforma LabVIEW, versão 2012, empregando a placa NI USB-6009 da *National Instruments*. Foi utilizado o software LabVIEW para o desenvolvimento do programa responsável pela leitura e armazenamento dos dados no computador. Dessa forma, o sinal, após condicionado, é digitalizado e amostrado pelo módulo de aquisição de dados NI USB-6009. Um filtro digital passa-baixas *Butterworth* de quarta ordem, com frequência de corte de 30 Hz foi projetado e implementado no próprio programa. A taxa de amostragem foi realizada a uma frequência de 5 kHz e os dados foram disponibilizados para o usuário em forma gráfica em um *display* numérico, bem como armazenado em um arquivo do tipo “.txt” para posterior análise. Para o tratamento dos dados e a representação gráfica dos resultados referentes à distribuição de carga e o deslocamento dos membros inferiores, foi utilizado o programa *Excel*, versão 2013. Na Figura 22 ilustra-se o painel de comando do programa LabVIEW elaborado para a gravação e o monitoramento das informações.

Os sensores foram conectados ao circuito de condicionamento de sinais por meio de conectores tipo *Mike* de 4 vias para as células de carga e *Mike* de 5 vias para os acelerômetros.

Figura 22 - Painel de comando desenvolvido na plataforma LabVIEW.

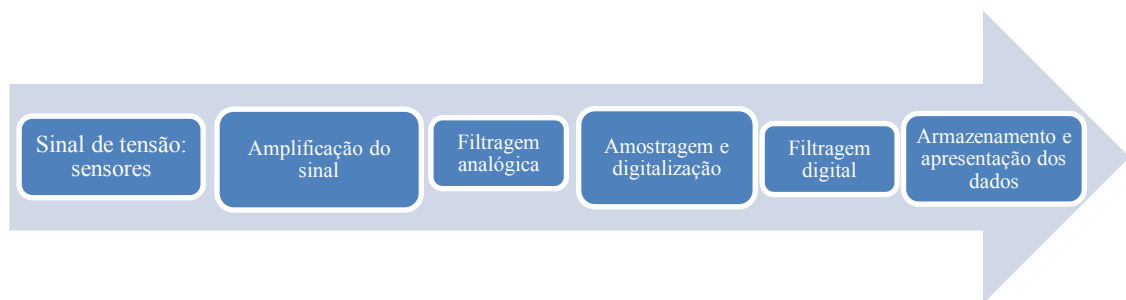


Fonte: Garcia Junior (2015).

Via cabo USB (*Universal Serial Bus*), as informações são transmitidas para o computador, onde passam pelo filtro digital elaborado no programa em LabVIEW para serem armazenadas em formato “.txt”.

O diagrama de blocos do circuito eletrônico é ilustrado na Figura 23.

Figura 23 - Diagrama de blocos do sistema de aquisição e condicionamento de sinais.



Fonte: Garcia Junior (2015).

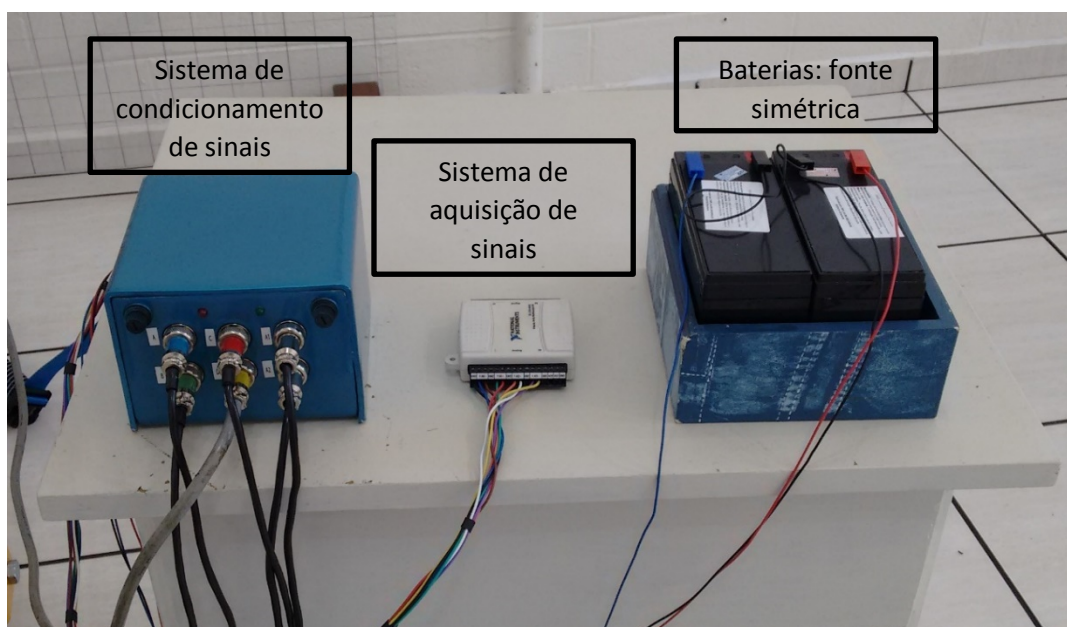
Foi utilizada uma identificação para associar os canais a seus respectivos sensores, evitando dessa forma a possibilidade da troca dos pares após a calibração de todo aparato.

Dois porta fusíveis foram instalados para a proteção da alimentação positiva e alimentação negativa fornecida por duas baterias de 12 V. Um interruptor tipo *Rocker* duplo foi utilizado para o chaveamento simultâneo de ambas as polaridades fornecidas pela fonte

simétrica elaborada para a alimentação do circuito. Um *LED (Light Emitting Diode)* vermelho e um verde foram empregados para sinalizar o funcionamento da alimentação positiva e negativa, respectivamente.

Uma caixa em alumínio foi elaborada para proteger o sistema de condicionamento de sinais. Na Figura 24 mostra-se uma foto do equipamento eletrônico implementado.

Figura 24. Montagem do sistema de aquisição e condicionamento de sinais com a alimentação por duas baterias de 12 Volts.



Fonte: Garcia Junior (2015).

3.13 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

O projeto de pesquisa intitulado “Equipamentos para promoção de melhor qualidade de vida de pessoas com deficiência motora” foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) e aprovado em 03 de setembro de 2014. Foi registrado pelo Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE), na unidade de Brasília-DF, com o número 15283613.0.0000.5402.

De acordo com as normas do CEP, foi adotado um critério de inclusão e exclusão para o recrutamento dos voluntários paraplégicos na pesquisa, descrito a seguir.

CrITÉRIOS de InclusÃO/ ExclusÃO:

CrITÉrio de inclusÃO:

"Pessoas com idade igual ou superior a 2 (dois) anos, do sexo masculino ou feminino."

CrITÉrio de ExclusÃO:

"Pessoas com idade inferior a 2 (dois) anos, gestantes, pessoas com problemas cardiovasculares ou qualquer outro indivíduo que seja considerado inapto pelo fisioterapeuta ou médico para participar dos testes."

Os voluntários foram esclarecidos sobre os riscos envolvidos durante a realização dos testes e informados da pessoa responsável no caso de quaisquer lesões sofridas. Este assunto foi pautado no CEP. Dessa forma, duas vias do documento intitulado Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE B) foram assinadas pelos voluntários e pelo responsável pela pesquisa, assegurando um registro oficial dos detalhes da pesquisa. É importante ressaltar que cabe ao voluntário aceitar ou recusar ou sua participação diante das normas estabelecidas pelo TCLE, como também interromper suas atividades em qualquer momento da pesquisa.

3.14 TRANSFERÊNCIA/ACOMODAÇÃO DO VOLUNTÁRIO NO ESQUI ERGOMÉTRICO

Uma simulação de transferência e acomodação de uma pessoa hígida sobre o esqui ergométrico adaptado foi feita. O ensaio consistiu no transporte do sujeito da posição sentada para a posição ortostática e a sua acomodação no esqui ergométrico utilizando o SPPC. Para isso, o colete de sustentação foi ajustado e as botas ortopédicas foram calçadas na pessoa, antes da elevação.

Assim, o voluntário foi suspenso e cuidadosamente transferido até o equipamento pelo carro de translação manual da talha elétrica. Quando adequadamente posicionado sobre o equipamento, o voluntário foi abaixado, acomodando-o no assento do esqui ergométrico. O mesmo procedimento foi efetuado simulando o processo inverso, ou seja, a transferência do voluntário do esqui ergométrico para a cadeira de rodas. Os dados referentes aos movimentos e a distribuição de carga dos membros inferiores foram coletados pelo sistema de aquisição de sinais desenvolvido neste trabalho.

O procedimento experimental foi dividido em duas etapas. Na primeira, os ensaios foram realizados por dois voluntários paraplégicos com PC. Na segunda, os testes foram realizados por duas pessoas hígdas. Isto foi feito para comparar os dados gerados. A forma de realização dos testes é descrita a seguir.

3.14.1 Etapa 1-voluntários com PC

A Etapa 1 do trabalho foi realizada com dois voluntários com PC como descrito anteriormente. Para isso, foi definido um protocolo experimental contemplando de forma sequencial, todas as atividades desenvolvidas em cada ensaio com os voluntários paraplégicos.

Todos os testes foram acompanhados por um médico e um fisioterapeuta com o objetivo de assegurar a integridade física dos voluntários como descrito no CEP. De acordo com a disponibilidade da equipe, uma frequência de três dias por semana foi estabelecida. Sete testes foram realizados durante um período de vinte e um dias.

Protocolo experimental

Na cadeira de rodas

- a. Aferir a pressão arterial, a frequência cardíaca e a taxa de oxigênio no sangue;
- b. Calçar as botas ortopédicas;
- c. Vestir e ajustar o colete de sustentação; e
- d. Fixar as alças do colete no suporte do SPPC.

Na transferência do voluntário

- a. Erguer o voluntário da cadeira de rodas e posicioná-lo sobre o esqui ergométrico;
- b. Abaixar e acomodar o voluntário sobre o assento do esqui ergométrico; e
- c. Fixar os pés sobre as plataformas de força.

Duas sessões de exercício, num tempo de quatro minutos cada, com intervalo de descanso com duração de três minutos, aproximadamente, foram realizadas para cada voluntário de acordo com a orientação da equipe médica.

Os dados provenientes dos sensores foram coletados no início de cada sessão dos exercícios num tempo de dez segundos, aproximadamente. Os dados que compuseram os gráficos de distribuição de carga e deslocamento em função do tempo foram manipulados num intervalo de cinco segundos, pois a fadiga dos voluntários alterava as características dos movimentos observadas pela equipe durante os ensaios. A frequência de amostragem de 5 kHz foi adequada para a aquisição de dados. Algumas características dos voluntários são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2 - Identificação dos voluntários com PC selecionados para a realização dos testes.

Identificação	Idade [anos]	Massa [kg]	Altura [m]	Pratica atividades físicas	Modalidade
A	35	93	1,70	Sim	Academia
B	35	86	1,68	Sim	Academia

Fonte: Garcia Junior (2015).

De acordo com o médico, a PC dos voluntários foi em decorrência de uma anóxia neonatal com comprometimento da região do córtex e piramidal do cérebro. Os indivíduos apresentam uma espasticidade acentuada nos membros inferiores com presença de dores e rigidez nas articulações. Os voluntários são gêmeos.

3.14.2 Etapa 2-voluntários hígidos

Duas pessoas hígidas foram voluntárias para realizar os testes no aparato instrumentado. A obtenção dos dados foi realizada de maneira análoga ao procedimento adotado na Etapa 1. As características dos voluntários são apresentadas na Tabela 3.

Tabela 3 - Características dos voluntários hígidos selecionados para a realização dos testes.

Identificação	Idade [anos]	Massa [kg]	Altura [m]	Pratica atividades físicas	Modalidade
C	33	89	1,72	Sim	Bicicleta
D	33	79	1,64	Sim	Bicicleta

Fonte: Garcia Junior (2015).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

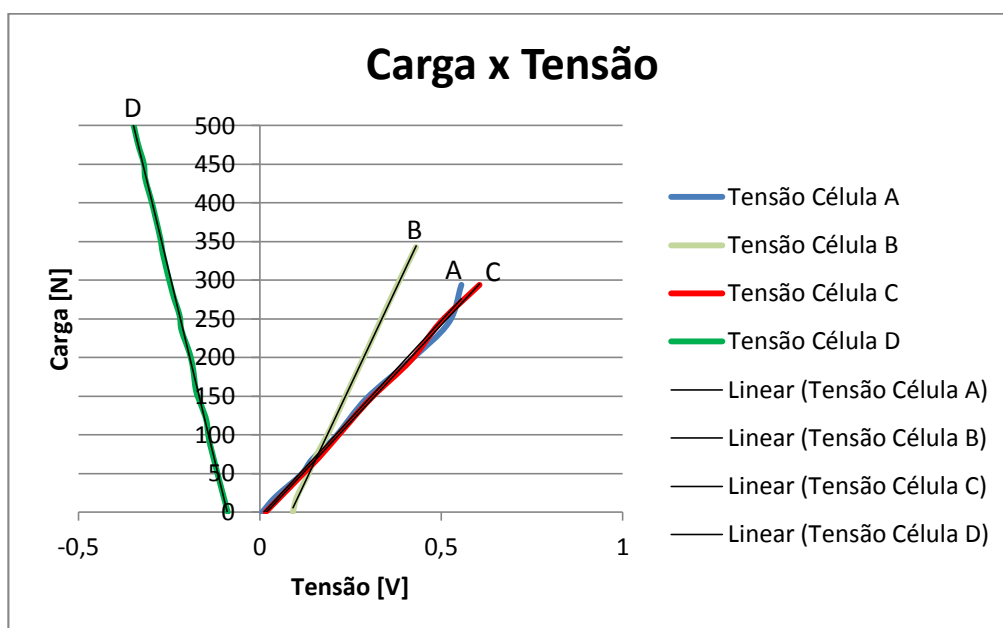
Dados referentes à calibração dos sensores (acelerômetros e células de carga), bem como a dinâmica dos movimentos e distribuição de carga durante as atividades físicas realizadas no esqui ergométrico adaptado e instrumentado serão apresentados nesse capítulo, inicialmente os referentes ao processo de calibração dos sensores e, depois, os provenientes dos ensaios realizados com os voluntários.

4.1 CALIBRAÇÃO DOS SENSORES

4.1.1 Células de Carga

As curvas de calibração das células de carga foram obtidas pelo carregamento progressivo com os pesos padrões, como descritas no Capítulo anterior. As curvas de calibração são apresentadas na Figura 25. Os coeficientes de correlação lineares, bem como os coeficientes lineares e angulares são apresentados na Tabela 4.

Figura 25 - Curvas de calibração para as células de carga.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Tabela 4 - Coeficientes das curvas de calibração para as células de carga.

Identificação	Posição de Fixação	Coeficiente Angular	Coeficiente Linear	Coeficiente de Correlação
Célula A	Pé Direito	506,96	-5,3945	0,9928
Célula B	Assento	998,42	-85,005	0,9995
Célula C	Pé Esquerdo	503,94	-9,4091	0,9993
Célula D	SPPC	-1935,4	-175,45	0,9989

Fonte: Garcia Junior (2015).

Os dados referentes à calibração das células de carga revelaram linearidade entre a carga aplicada e a tensão elétrica, para todos os 4 transdutores de força. O menor fator de correlação foi de 0,9928 para a célula de carga A. Ressalta-se que a célula de carga D, ao contrário das outras células utilizadas no aparato, foi calibrada para esforços de tração e por isso, sua reta de calibração apresentou coeficiente angular negativo.

Em um processo de aferição dos sensores repetidas 10 vezes, com o mesmo peso, os valores medidos pelas células de carga se aproximaram do valor real. Na Tabela 5 indica-se o desvio padrão das células de carga em um ensaio realizado com uma carga de 100 N.

Tabela 5 - Desvio padrão das células de carga.

Identificação	Célula A	Célula B	Célula C	Célula D
Desvio Padrão	0,3328	0,2382	0,1544	0,0552
Carga [N]*	101,66±0,29	99,34±0,21	100,57±0,13	101,05±0,05

*(P<0,05)

Fonte: Garcia Junior (2015).

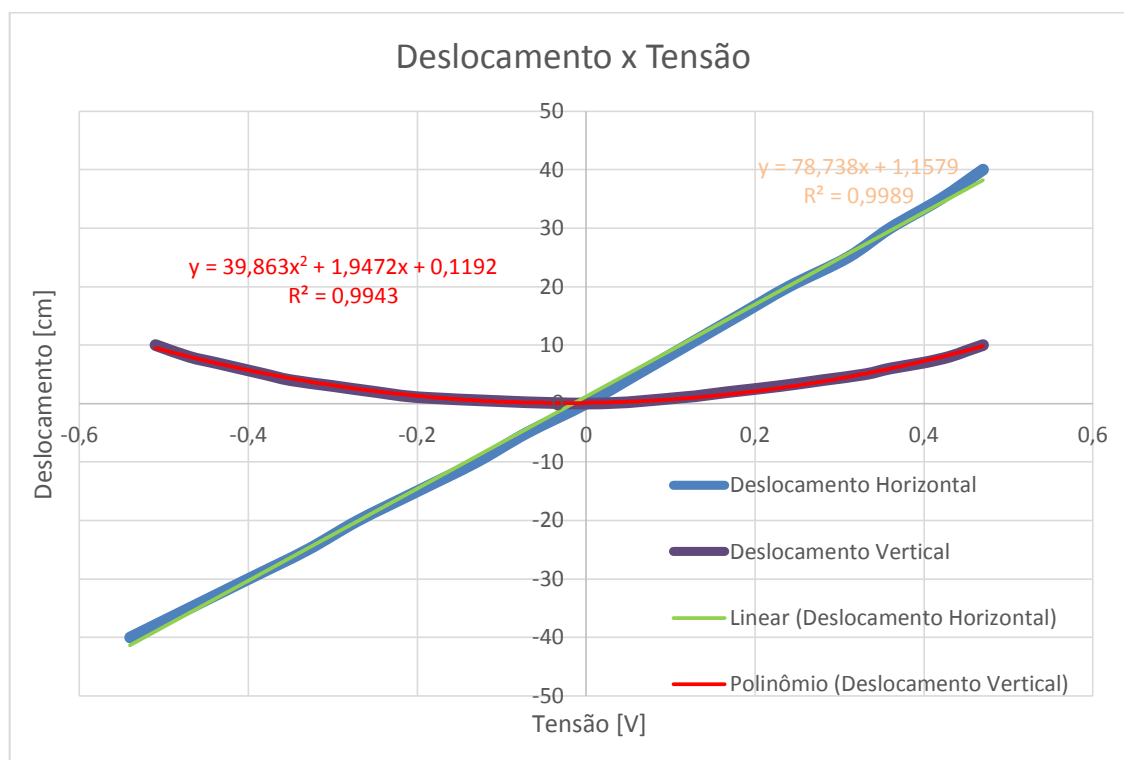
A célula de carga D, posicionada no suporte de sustentação de peso corporal, apresentou o menor desvio padrão. Isso pode ser justificado em razão da concentração da carga localizada exclusivamente na direção vertical. Por outro lado, as células de carga A, B e C apresentaram uma variação de leitura de acordo com o posicionamento da carga aplicada sobre as plataformas de força e no assento. Isto sugere que um momento fletor ocorreu no elemento elástico das células de carga. Esse efeito foi o responsável pelo acréscimo do desvio padrão das células de carga calibradas.

4.1.2 Acelerômetros – Ensaio estático

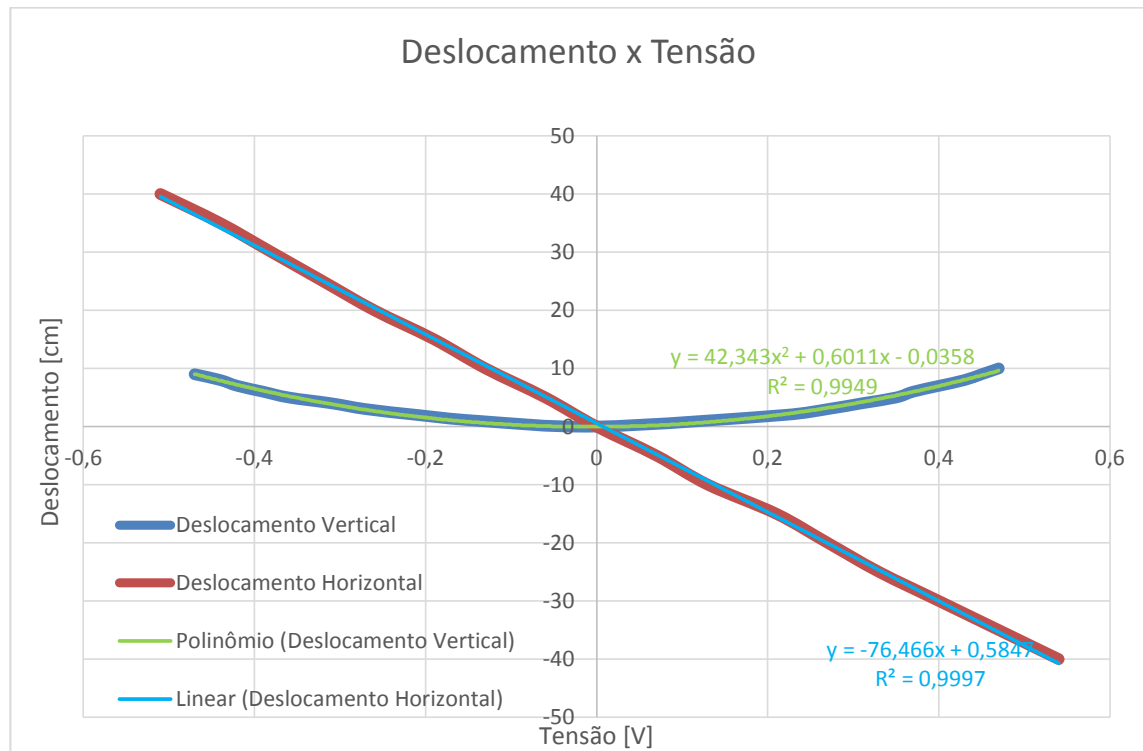
As curvas de calibração dos acelerômetros foram elaboradas a partir da variação de tensão produzidas pelos sensores em função da variação do posicionamento dos pés (plataforma de força). As curvas de calibração dos acelerômetros A (direito) e B (esquerdo) elaboradas por meio de ensaios estáticos são apresentadas nas Figuras 26 e 27, respectivamente.

A curva de calibração para o deslocamento na direção horizontal de ambos os acelerômetros é uma equação do primeiro grau. Isso pode ser explicado em razão da linearidade existente entre o sinal provocado pela variação angular do acelerômetro em função da variação de posição das plataformas de força na direção horizontal. Por outro lado, para o deslocamento vertical, a curva foi definida por uma equação do segundo grau, evidenciando uma não linearidade entre os sinais gerados pelos acelerômetros e o deslocamento vertical das plataformas de força.

Figura 26 - Curvas de calibração referentes ao acelerômetro A.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 27 - Curvas de calibração referentes ao acelerômetro B.

Fonte: Garcia Junior (2015).

Os resultados representados pelas curvas de calibração de ambos os acelerômetros nos ensaios estáticos indicaram uma semelhança comportamental entre os sensores (direito e esquerdo). As características das curvas de calibração dos acelerômetros são apresentadas na Tabela 6.

Tabela 6 - Coeficientes das curvas de calibração dos acelerômetros A e B.

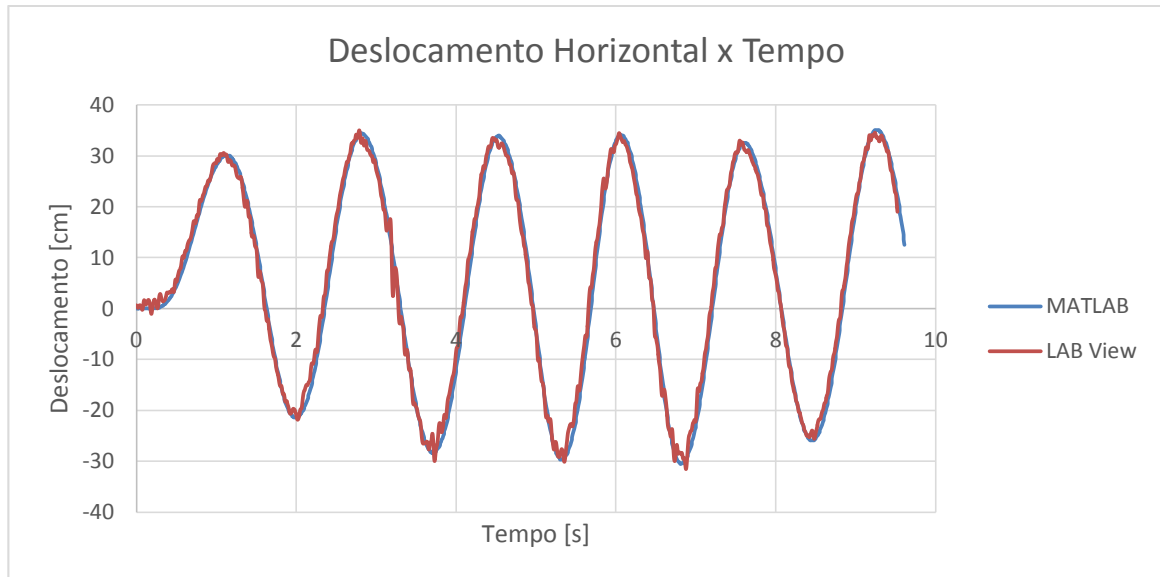
Identificação Acelerômetros	Posição de Fixação	Coeficiente de Ordem 2	Coeficiente de Ordem 1	Coeficiente de Ordem 0	Coeficiente de Correlação
A-Vertical	Direito	39,863	1,9472	0,1192	0,9943
A-Horizontal	Direito	0	78,738	1,1579	0,9989
B-Vertical	Esquerdo	42,343	0,6011	-0,0358	0,9949
B-Horizontal	Esquerdo	0	-76,466	0,5847	0,9997

Fonte: Garcia Junior (2015).

4.1.3 Acelerômetros – Ensaio dinâmico

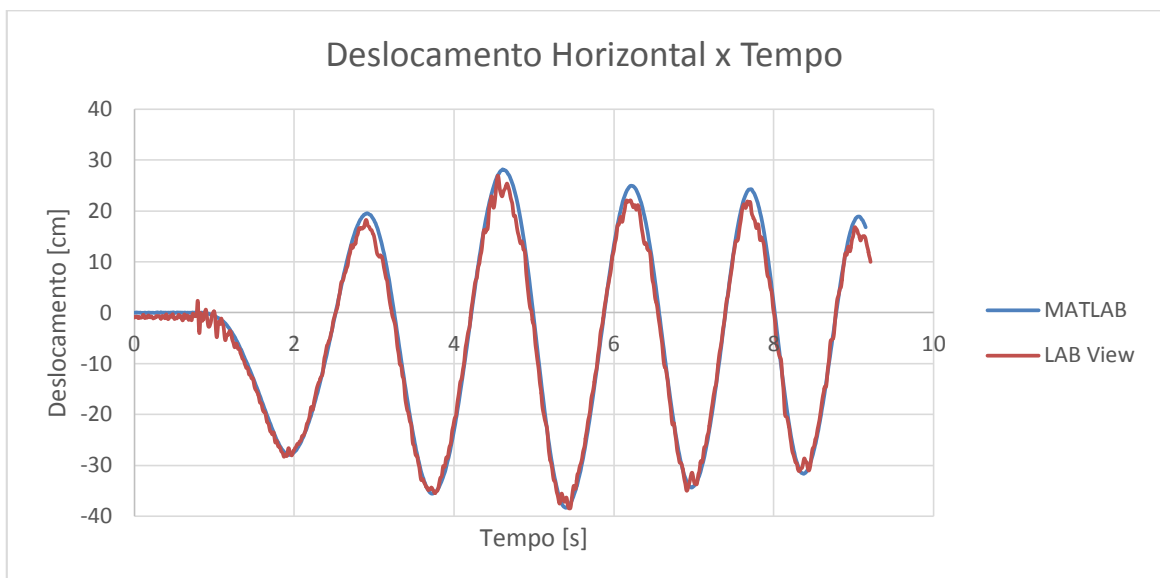
As Figuras 28 a 31 apresentam os dados obtidos em um ensaio dinâmico utilizando o sistema de filmagem juntamente com os dados obtidos pelos acelerômetros.

Figura 28 - Deslocamento horizontal da plataforma de força direita em função do tempo.



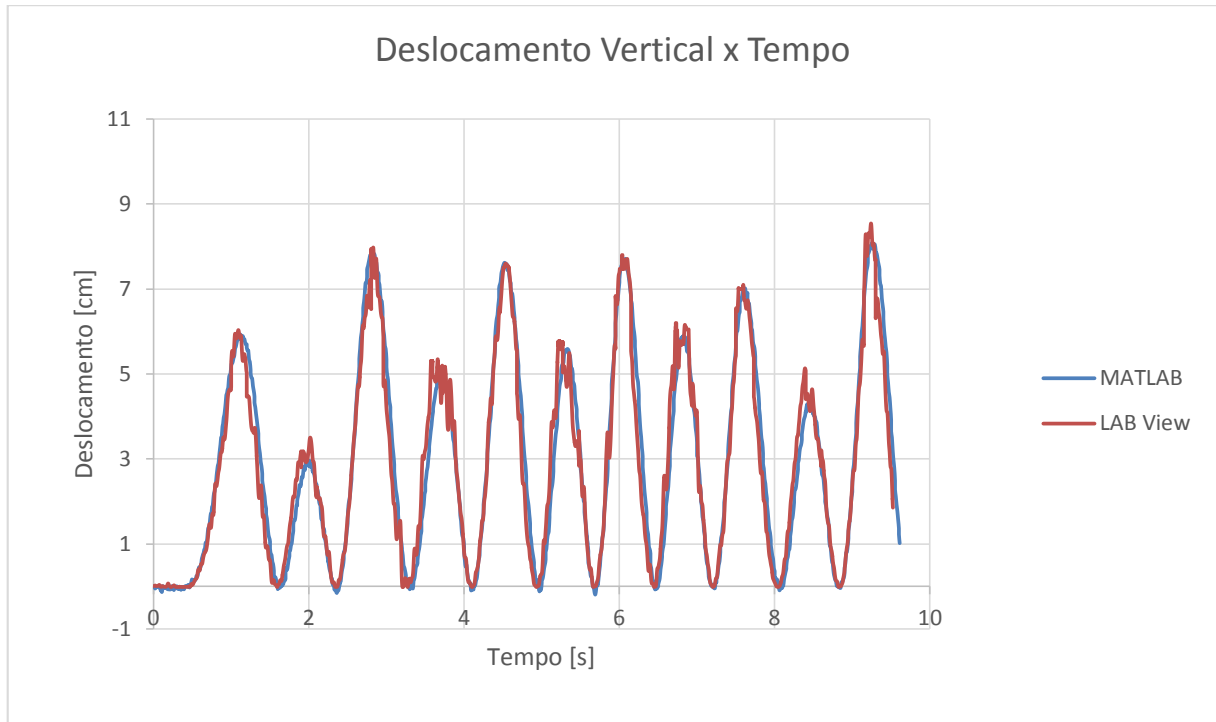
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 29 - Deslocamento horizontal da plataforma de força esquerda em função do tempo.



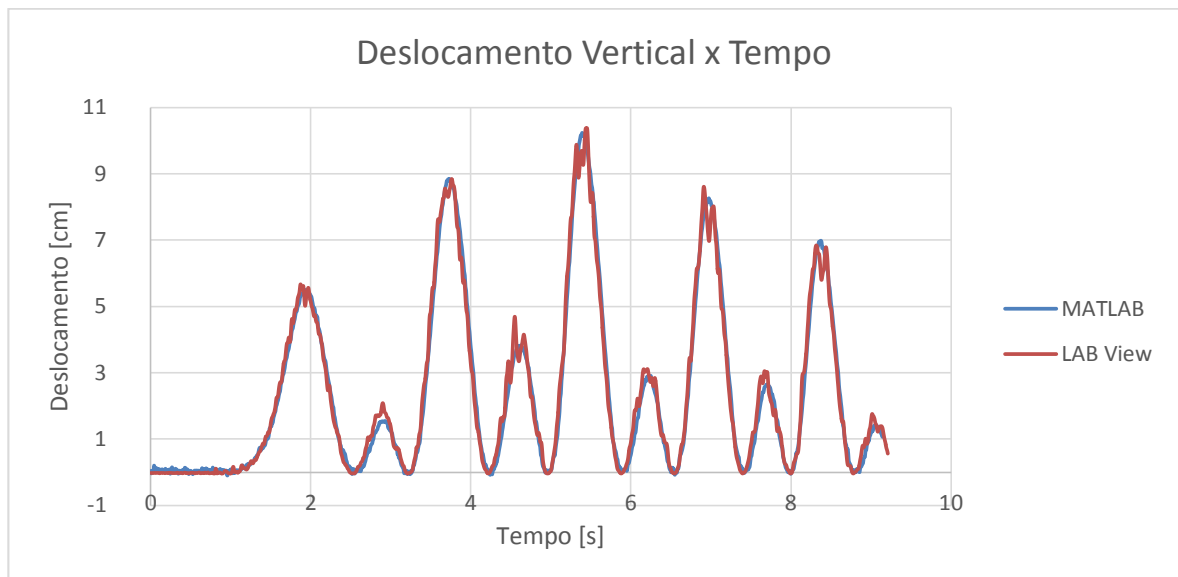
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 30 - Deslocamento Vertical da plataforma direita em função do tempo.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 31 - Deslocamento Vertical da plataforma de força esquerda em função do tempo.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Os valores RMS referentes à amplitude de movimento das plataformas de força direita e esquerda são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 - Valores RMS referentes a amplitude de movimento das plataformas de força posicionada no lado direito e esquerdo.

Posição	Horizontal Direito	Vertical Direito	Horizontal Esquerdo	Vertical Esquerdo
LabVIEW	20,27	2,23	17,69	2,61
MATLAB	21,02	2,35	18,61	2,65

Fonte: Garcia Junior (2015).

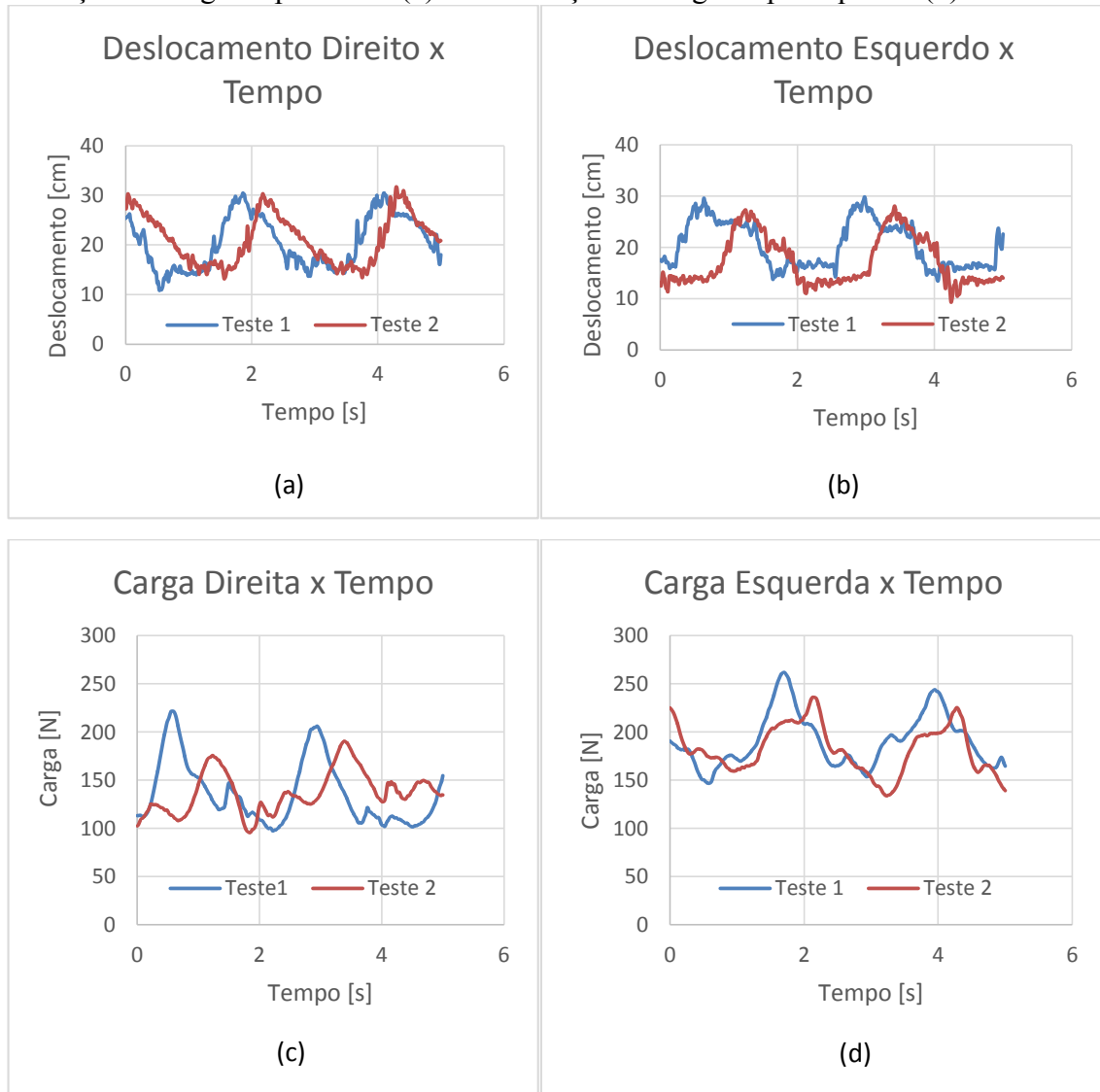
Os valores RMS referentes à amplitude de movimento das plataformas de força indicam que os sinais provenientes dos ensaios dinâmicos obtidos pelo LabVIEW após a calibração dos acelerômetros são similares aos sinais obtidos pelo MATLAB. Isso possibilita afirmar que a aferição do movimento dos pés quando em atividades físicas no esqui ergométrico está garantida, pois as características dinâmicas dos sinais gerados pelos acelerômetros não afetaram o comportamento das respostas obtidas. Portanto, os dados obtidos pelo LabVIEW durante a Etapa 1 e a Etapa 2 do experimento reproduzem com fidelidade a dinâmica dos movimentos dos pés dos voluntários fixados sobre as plataformas de força.

4.2 ETAPA 1 - VOLUNTÁRIOS COM PC

Os dados referentes à distribuição de carga proveniente das células de carga, como também a dinâmica de movimento dos pés obtida pelos acelerômetros são apresentados a seguir.

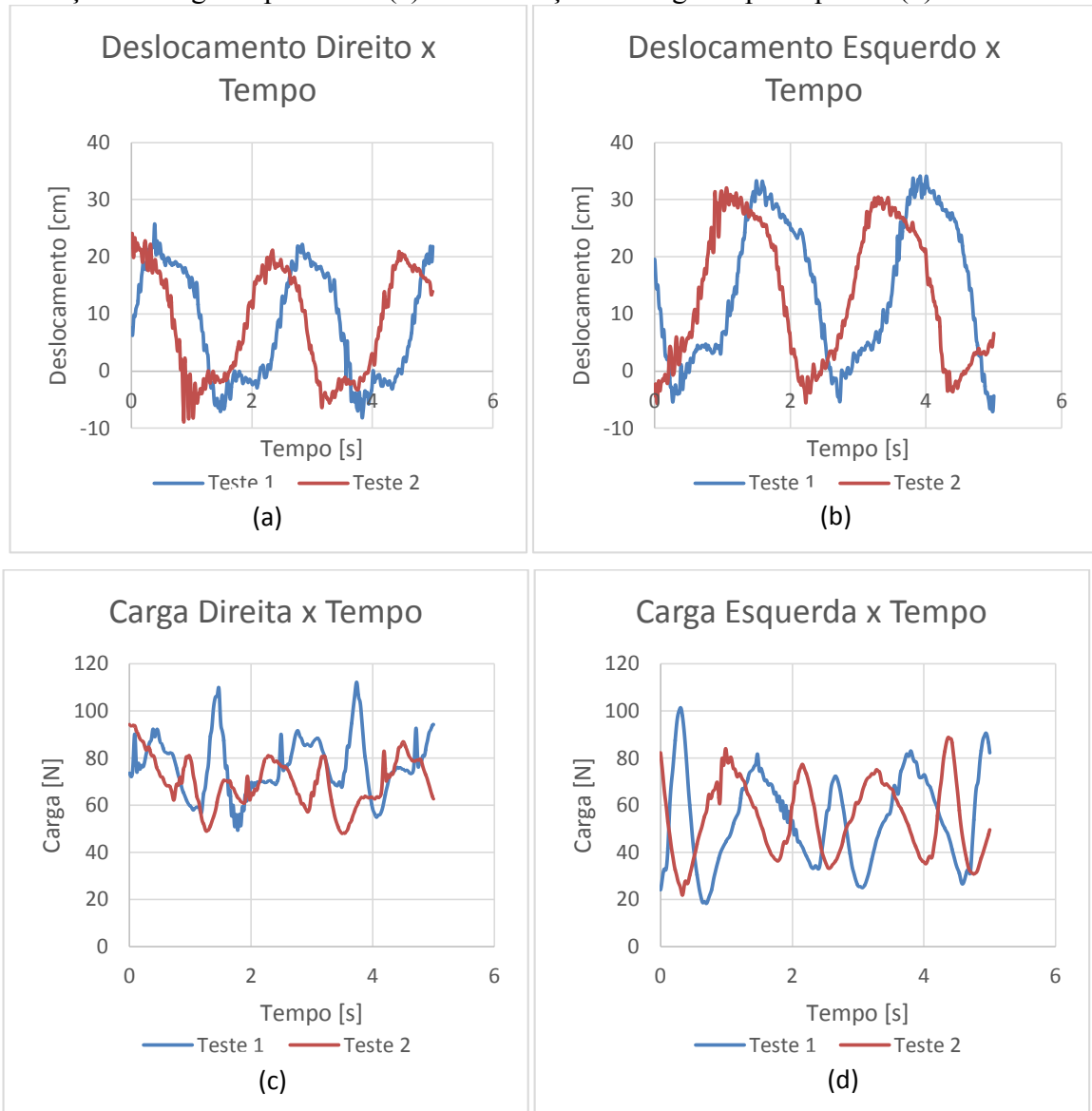
Embora os dados provenientes da célula de carga do assento tivessem sido registrados, essas informações não foram apresentadas por revelarem uma aleatoriedade na distribuição de carga ao longo dos movimentos. Em relação à célula de carga localizada no SPPC, durante a realização dos exercícios, a carga corporal foi completamente descarregada sobre o esqui ergométrico, anulando dessa forma a componente da força nesse ponto. As Figuras 32 a 37 ilustram os dados obtidos do voluntário A. As Figuras 38 a 43 ilustram os dados obtidos do voluntário B.

Figura 32 - Primeiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário A.



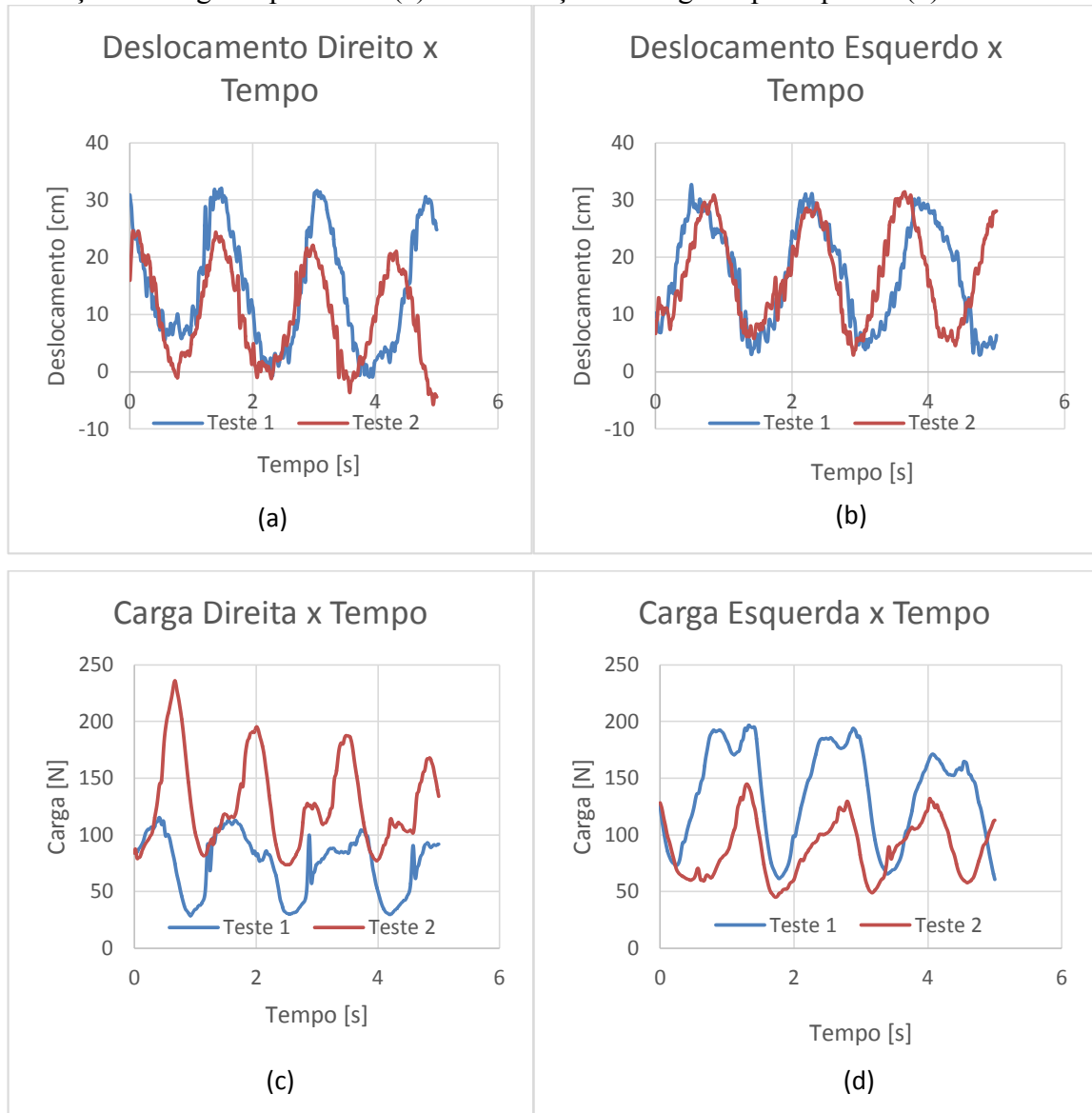
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 33 - Segundo dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário A.



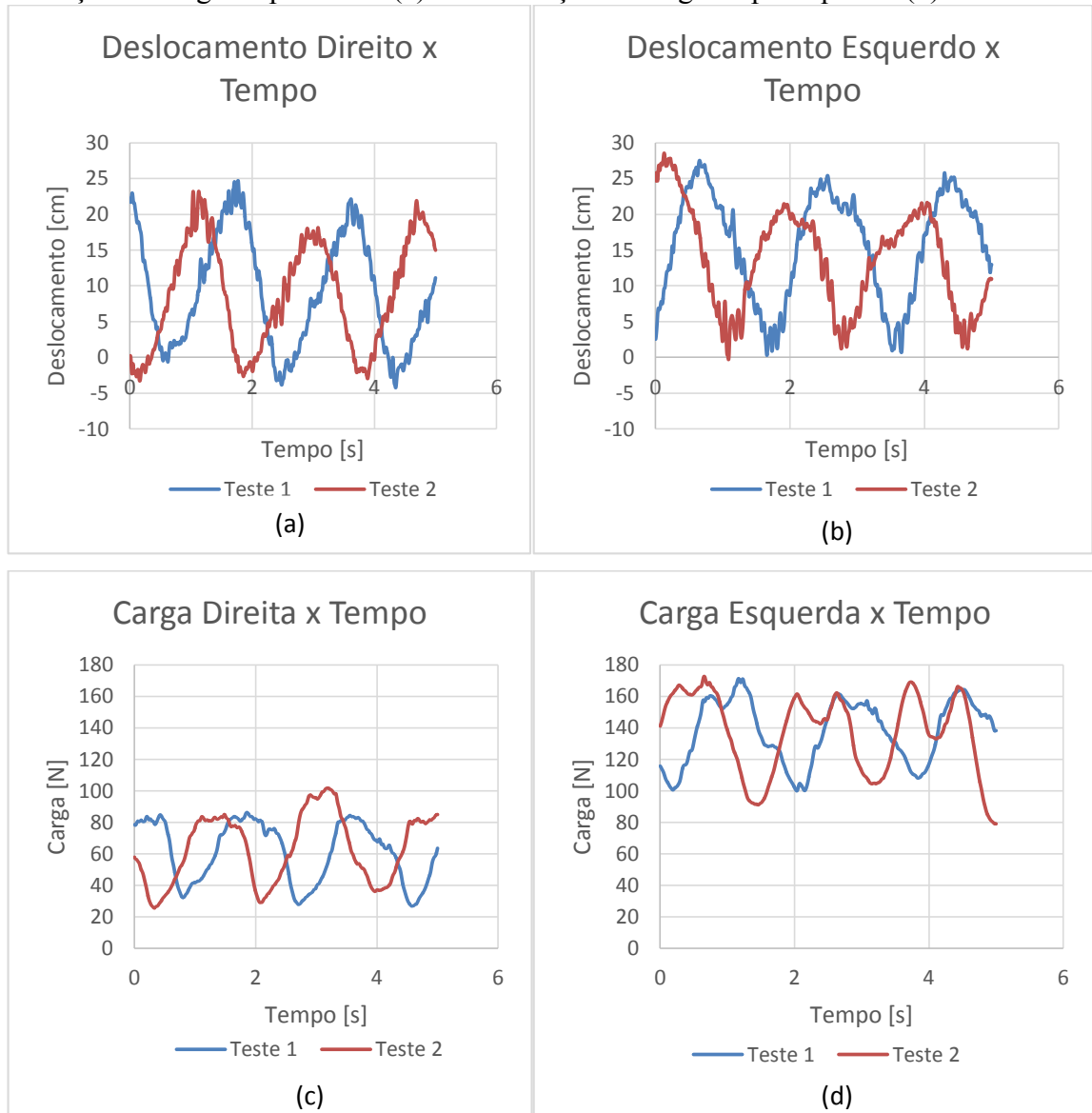
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 34 - Terceiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário A.



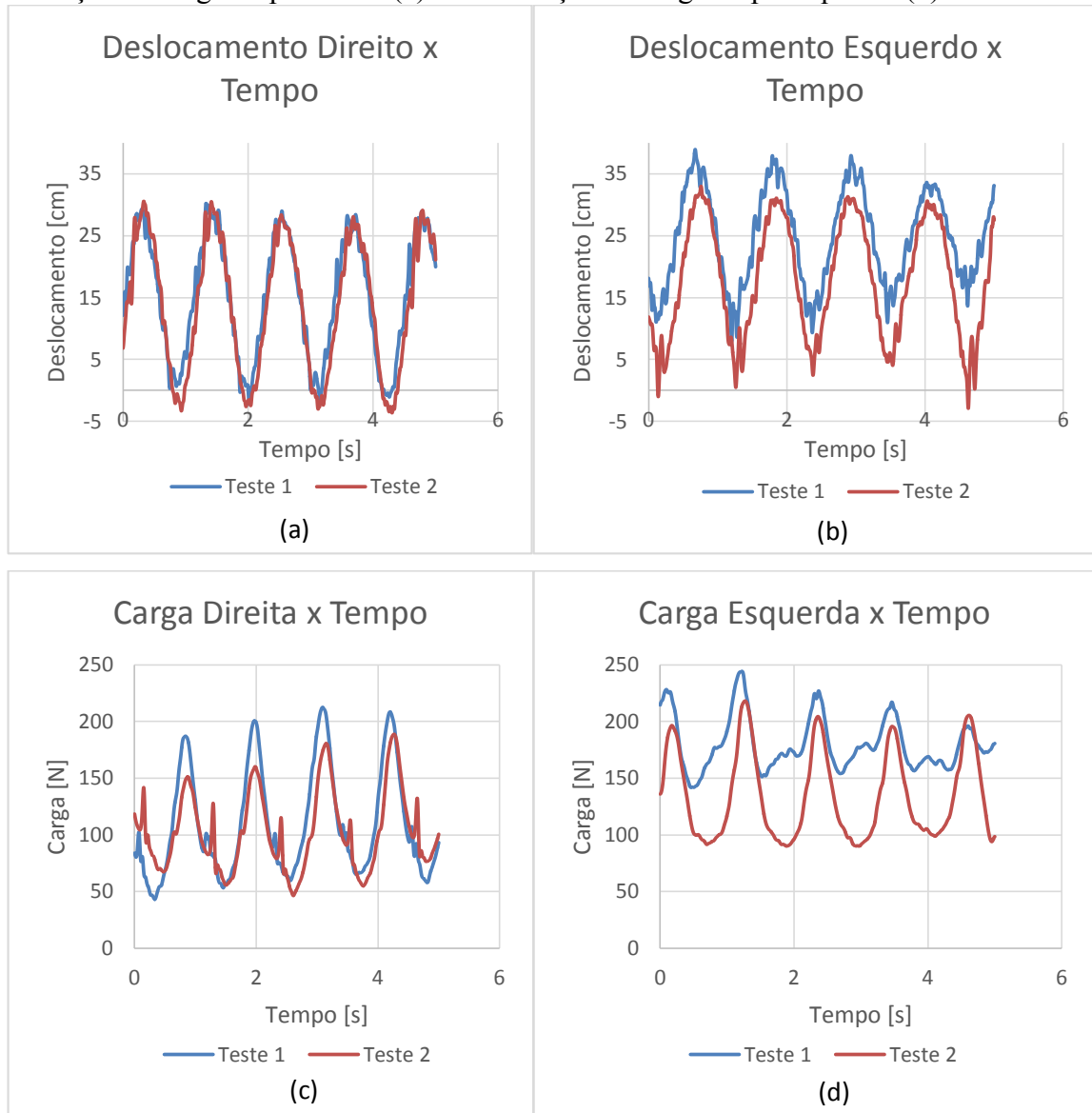
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 35 - Quarto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário A.



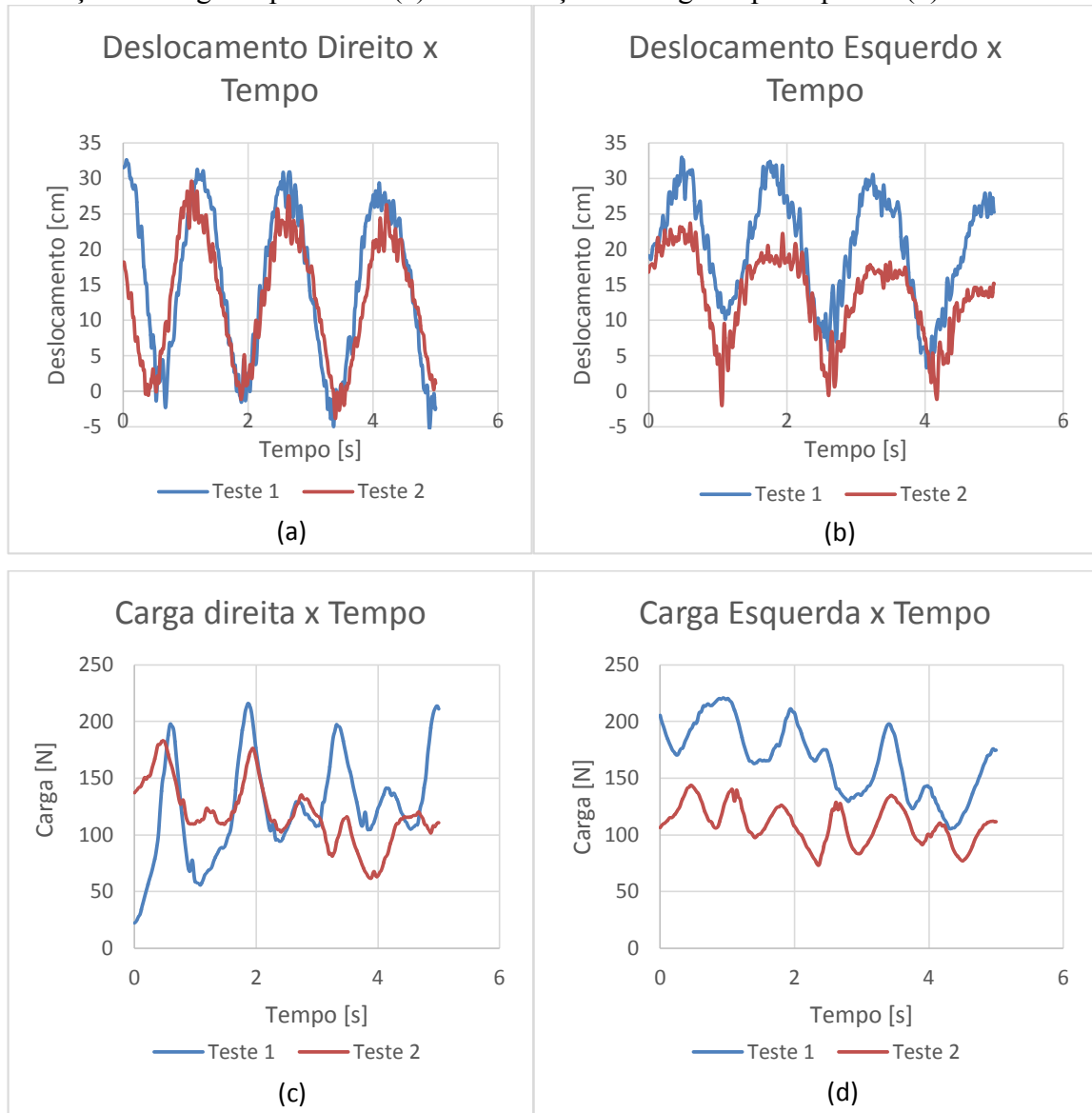
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 36 - Quinto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário A.



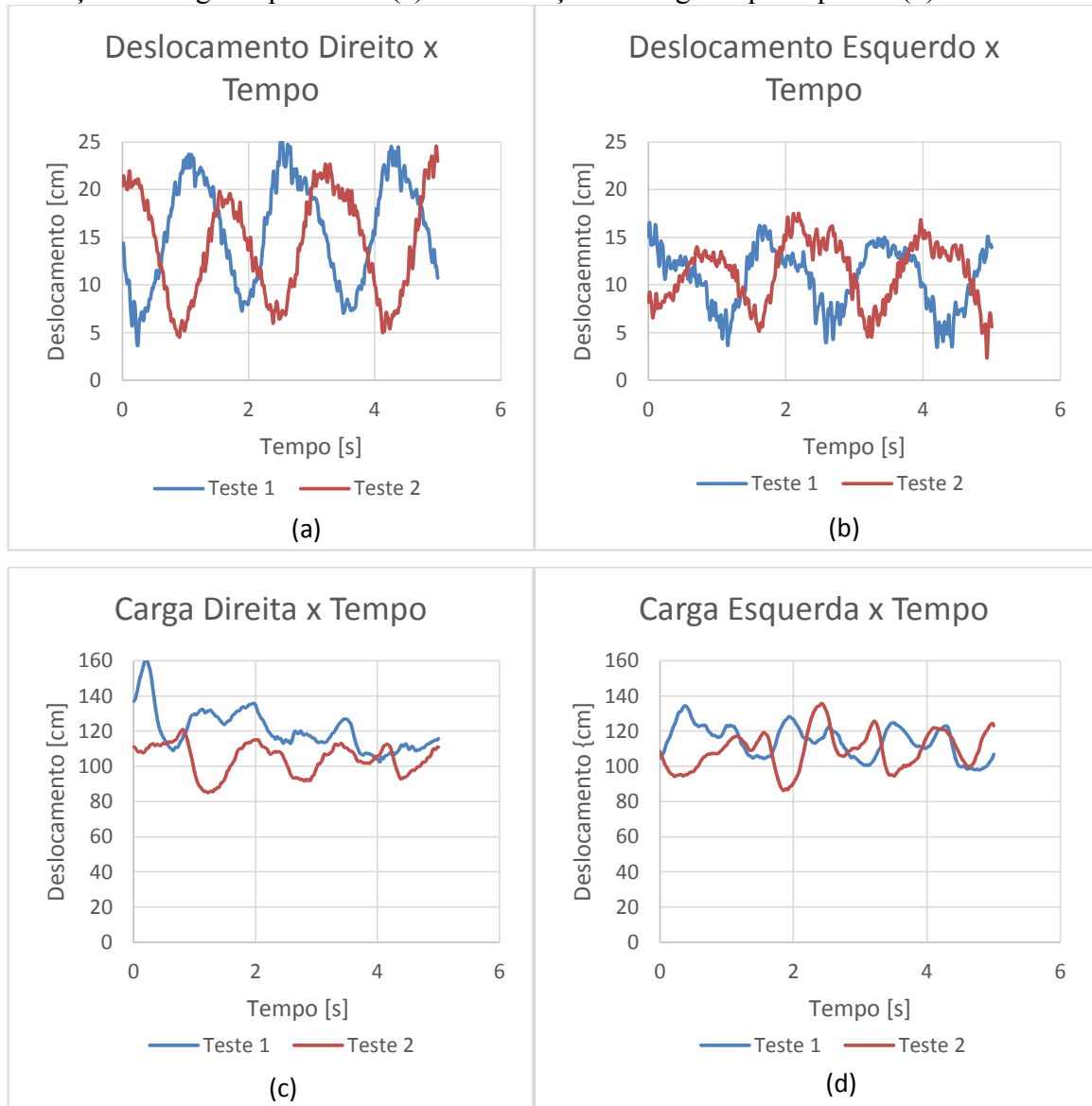
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 37 - Sexto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário A.



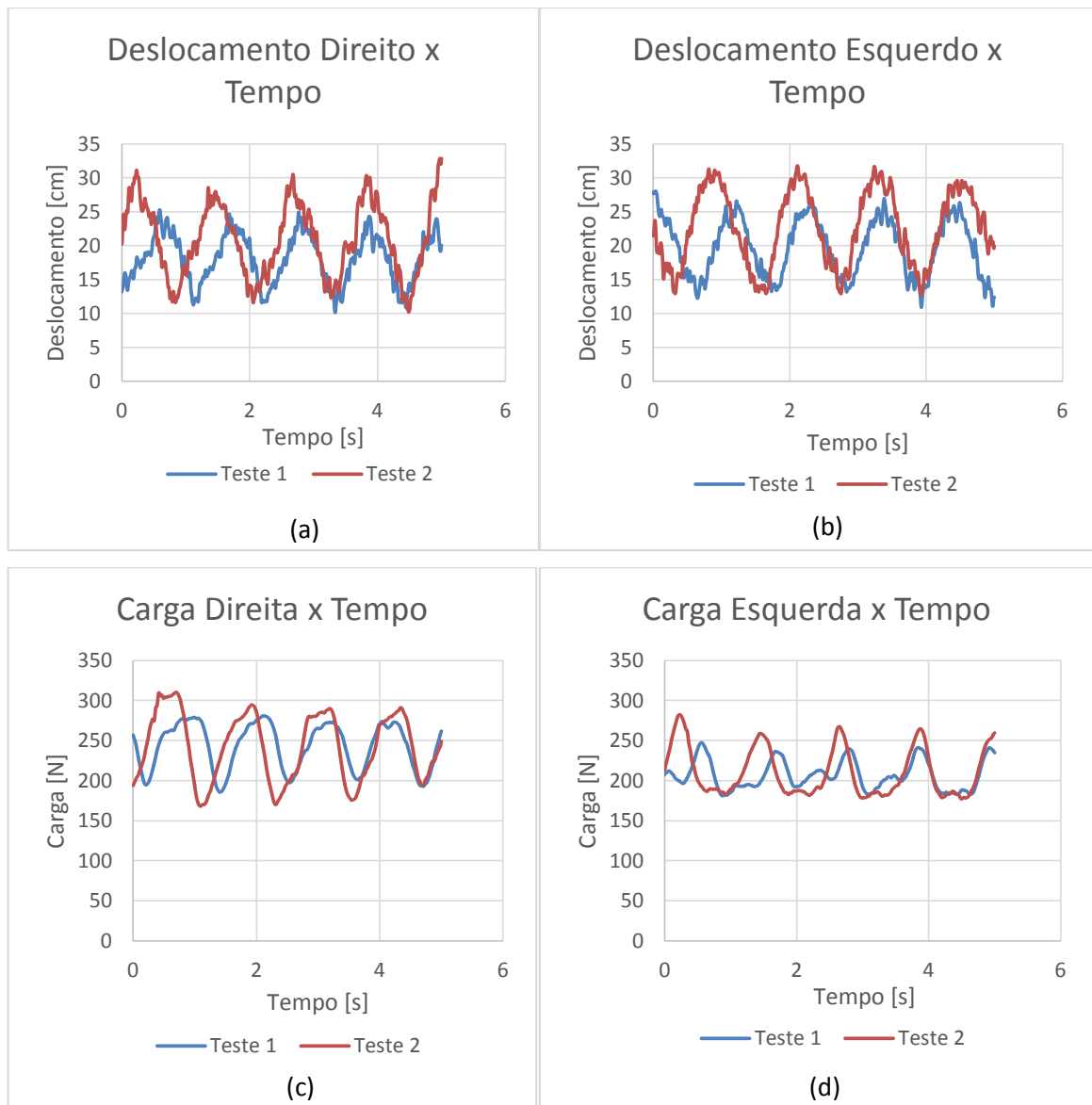
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 38 - Primeiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário B.



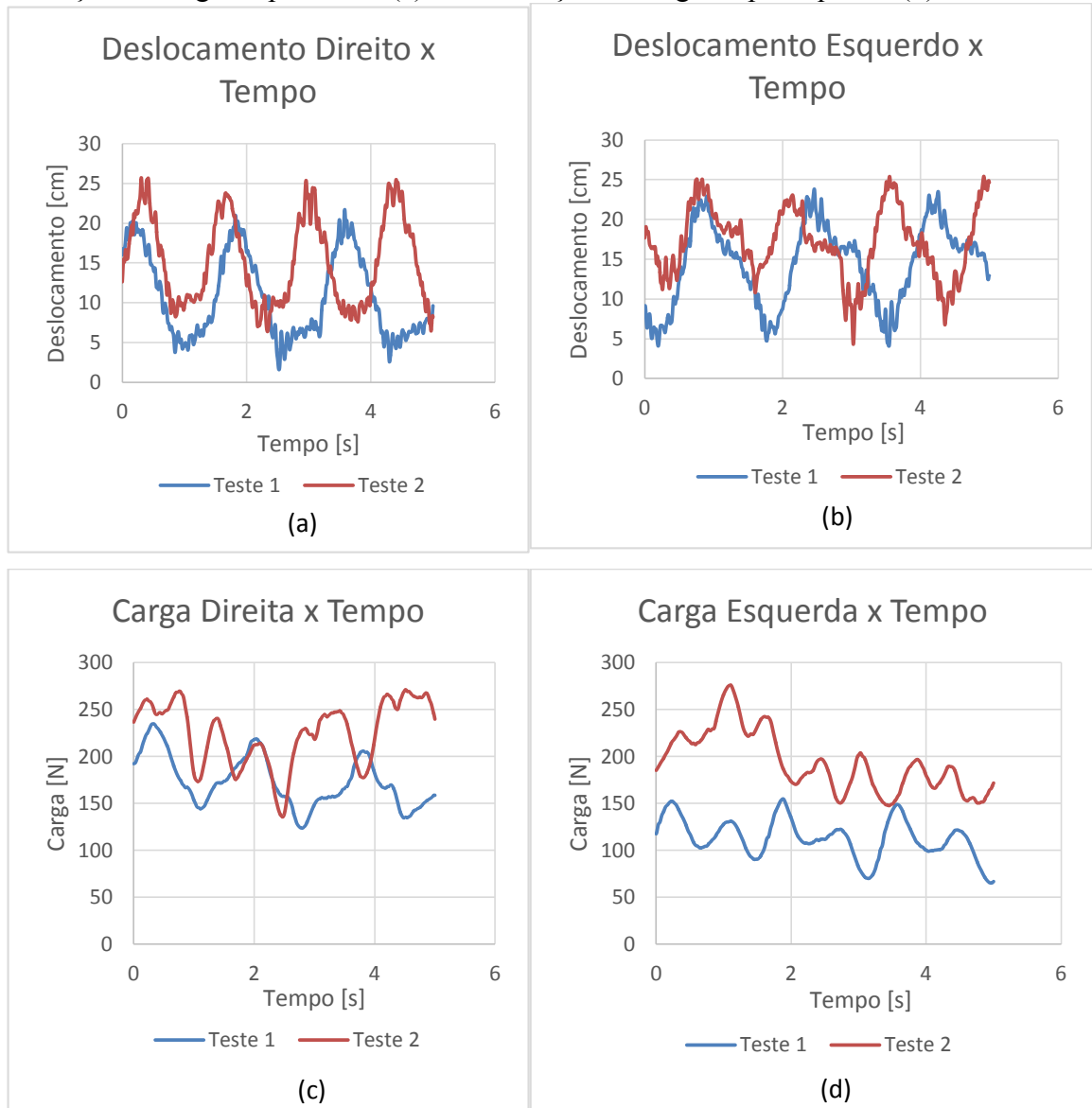
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 39 - Segundo dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário B.



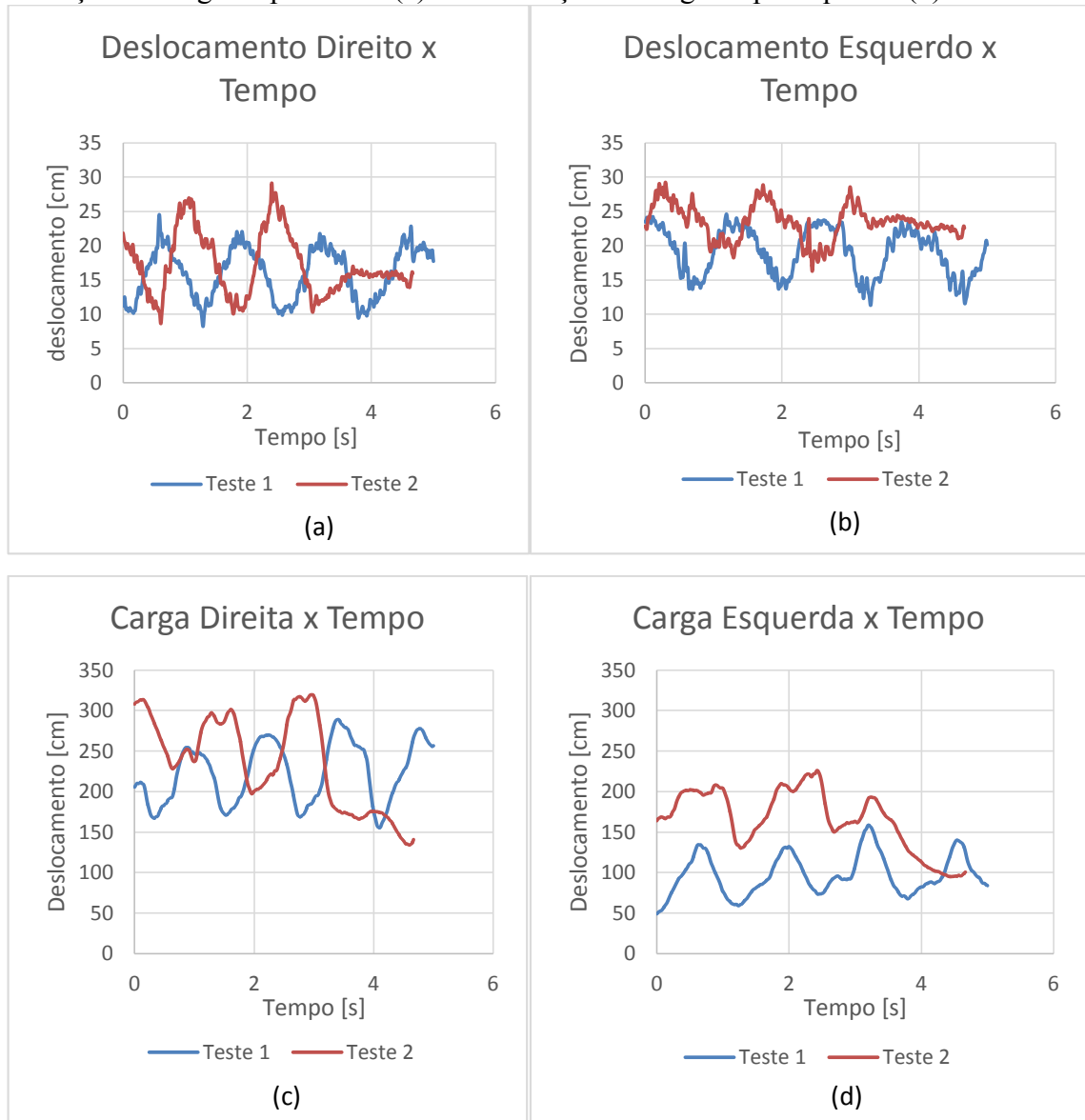
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 40 - Terceiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário B.



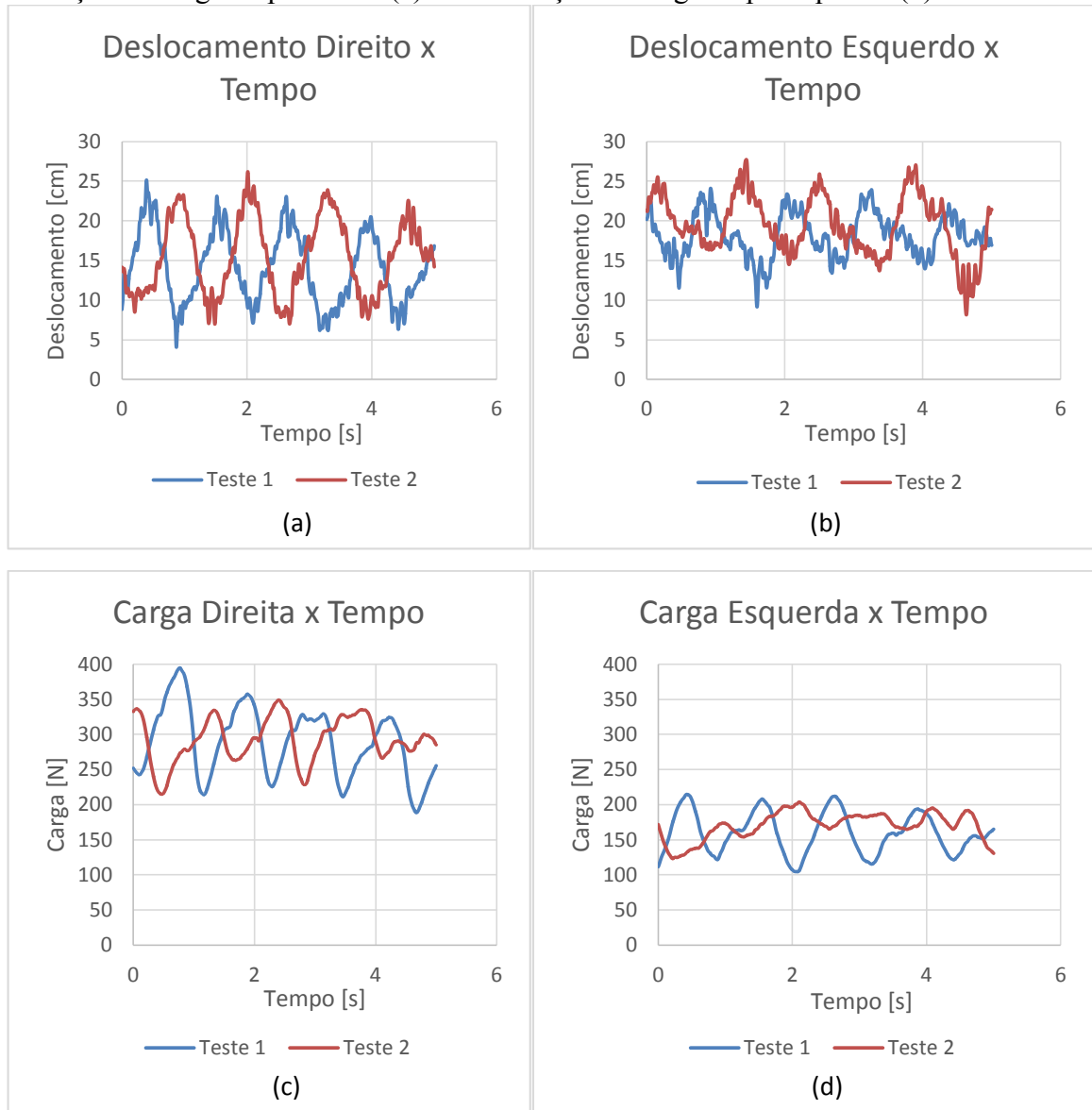
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 41 - Quarto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário B.



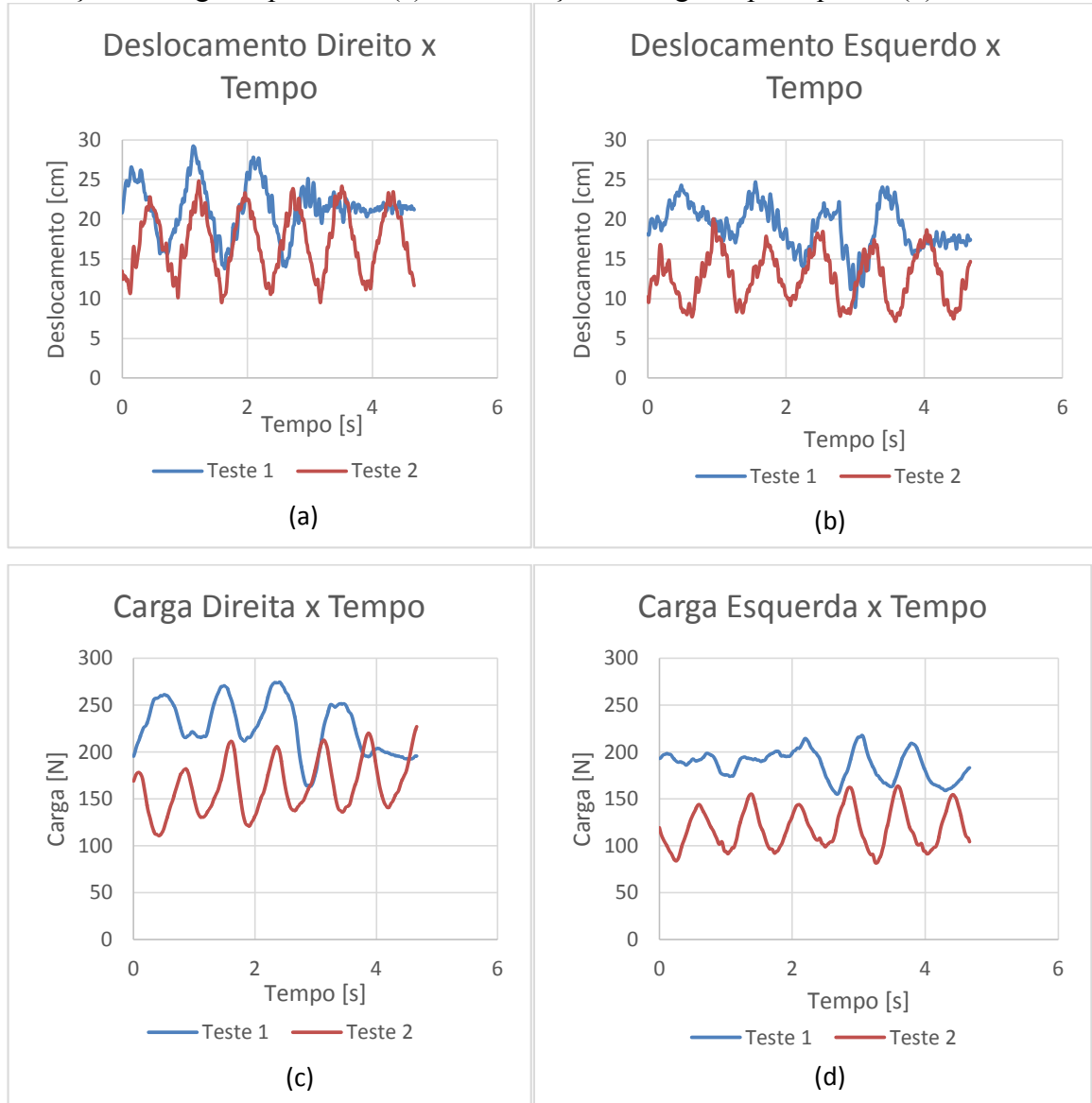
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 42 - Quinto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário B.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 43 - Sexto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário B.



Fonte: Garcia Junior (2015).

As Tabelas 8 e 9 indicam os valores RMS (*Root Mean Square*) referentes à amplitude de movimento obtida respectivamente pelos voluntários A e B utilizando a planilha Excel.

Tabela 8 - Valores RMS da amplitude dos movimentos dos pés sobre o esqui ergométrico referentes ao voluntário A.

RMS [cm]	1º Dia	2º Dia	3º Dia	4º Dia	5º Dia	6º Dia
Teste 1-Direito	5,23	9,61	10,13	7,91	9,81	10,92
Teste 2-Direito	4,93	9,30	8,24	7,55	10,77	8,62
Teste 1-Esquerdo	4,47	12,33	8,92	7,40	7,74	7,47
Teste 2-Esquerdo	4,81	11,95	8,25	7,05	9,43	5,78

Fonte: Garcia Junior (2015).

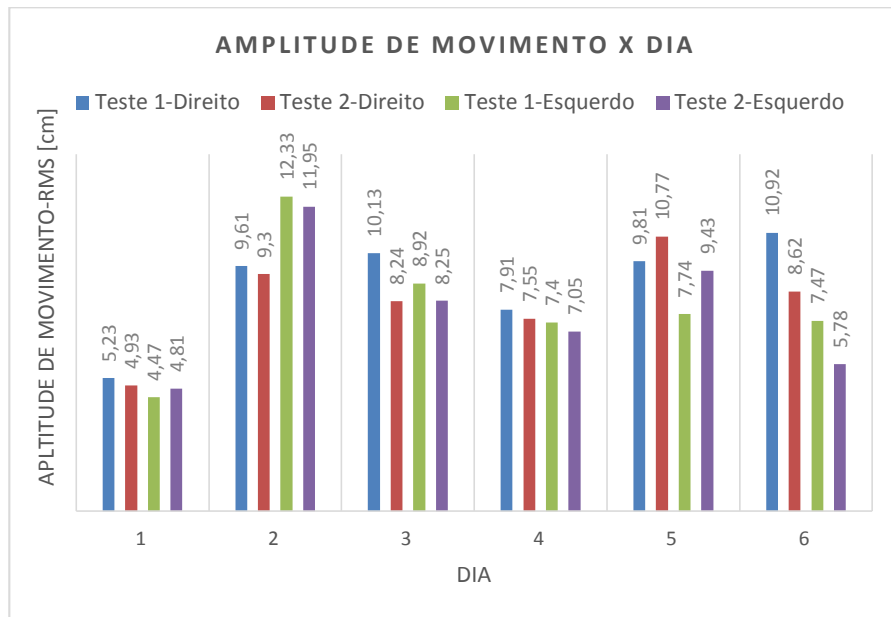
Tabela 9 - Valores RMS da amplitude dos movimentos dos pés sobre o esqui ergométrico referentes ao voluntário B.

RMS [cm]	1º Dia	2º Dia	3º Dia	4º Dia	5º Dia	6º Dia
Teste 1-Direito	5,52	3,63	5,32	3,70	4,48	3,22
Teste 2-Direito	5,42	5,45	5,48	6,21	4,78	3,97
Teste 1-Esquerdo	3,14	4,30	5,08	3,44	2,74	2,86
Teste 2-Esquerdo	3,21	5,54	4,37	6,52	3,72	3,04

Fonte: Garcia Junior (2015).

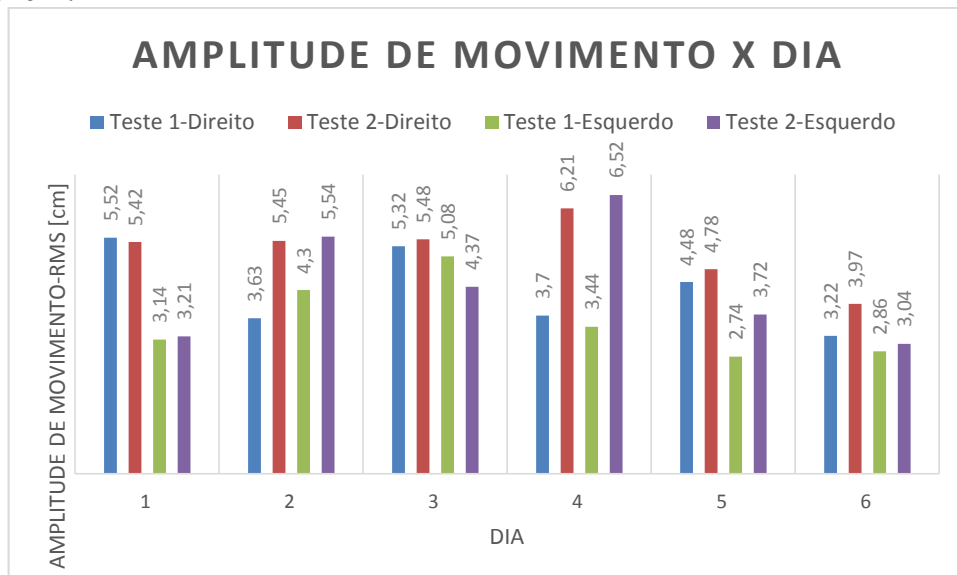
Em relação aos movimentos gerados pelos pés sobre o esqui ergométrico, os gráficos de Deslocamento x Tempo sugerem um período de adaptação por parte dos voluntários (A e B) sobre o equipamento. Isto pode ser justificado pela suavização da curva ao longo dos treinamentos. Além disso, é possível notar uma evolução do formato de onda com tendência a se aproximar de uma senoide. Os valores RMS referentes a oscilação exibem pouca alteração de amplitude de movimento ao longo do tempo. As Figuras 45 e 46 ilustram os dados das Tabelas 10 e 11 referentes aos valores RMS da amplitude de movimento dos voluntários A e B, respectivamente.

Figura 44 - Valores RMS referentes a amplitude de movimento dos pés ao longo de seis dias do voluntário A.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 45 - Valores RMS referentes a amplitude de movimento dos pés ao longo de seis dias do voluntário B.



Fonte: Garcia Junior (2015).

O período de adaptação pode também ser observado analisando os gráficos de Distribuição de Carga x Tempo. Nos primeiros dias, foi possível notar uma aleatoriedade na distribuição de força sobre os sensores de carga. Restringindo a análise em períodos (tempo decorrido para uma oscilação), foi possível notar um sincronismo entre a distribuição de carga sobre as plataformas de força e a sua posição. Os gráficos indicaram uma elevação de carga quando os pés estavam na posição mais recuada em relação ao assento do esqui ergométrico.

As Tabelas 10 e 11 indicam dos dados referentes a taxa de oxigênio no sangue, a frequência cardíaca e a pressão arterial dos voluntários A e B, respectivamente durante a realização dos exercícios.

Tabela 10 - Taxa de oxigênio no sangue, frequência cardíaca e pressão arterial do voluntário A referente aos seis dias de treinamento no esqui ergométrico adaptado.

Dia/Teste	Taxa de oxigênio no sangue [%]	Frequência cardíaca [BPM]	Pressão arterial [cmHg]
1/1	98	90	11,2x9,4
1/2	97	104	12,3x9,6
2/1	98	89	10,8x8,5
2/2	97	100	11,3x9,6
3/1	96	78	11,8x8,5
3/2	97	86	13,2x9,2
4/1	96	88	11,9x8,4
4/2	98	93	12,9x8,2
5/1	97	78	12,8x7,8
5/2	98	84	12,5x7,9
6/1	97	70	12,5x10,4
6/2	98	88	13,0x8,0

Fonte: Garcia Junior (2015).

Tabela 11 - Taxa de oxigênio no sangue, frequência cardíaca e pressão arterial do voluntário B referente aos seis dias de treinamento no esqui ergométrico adaptado.

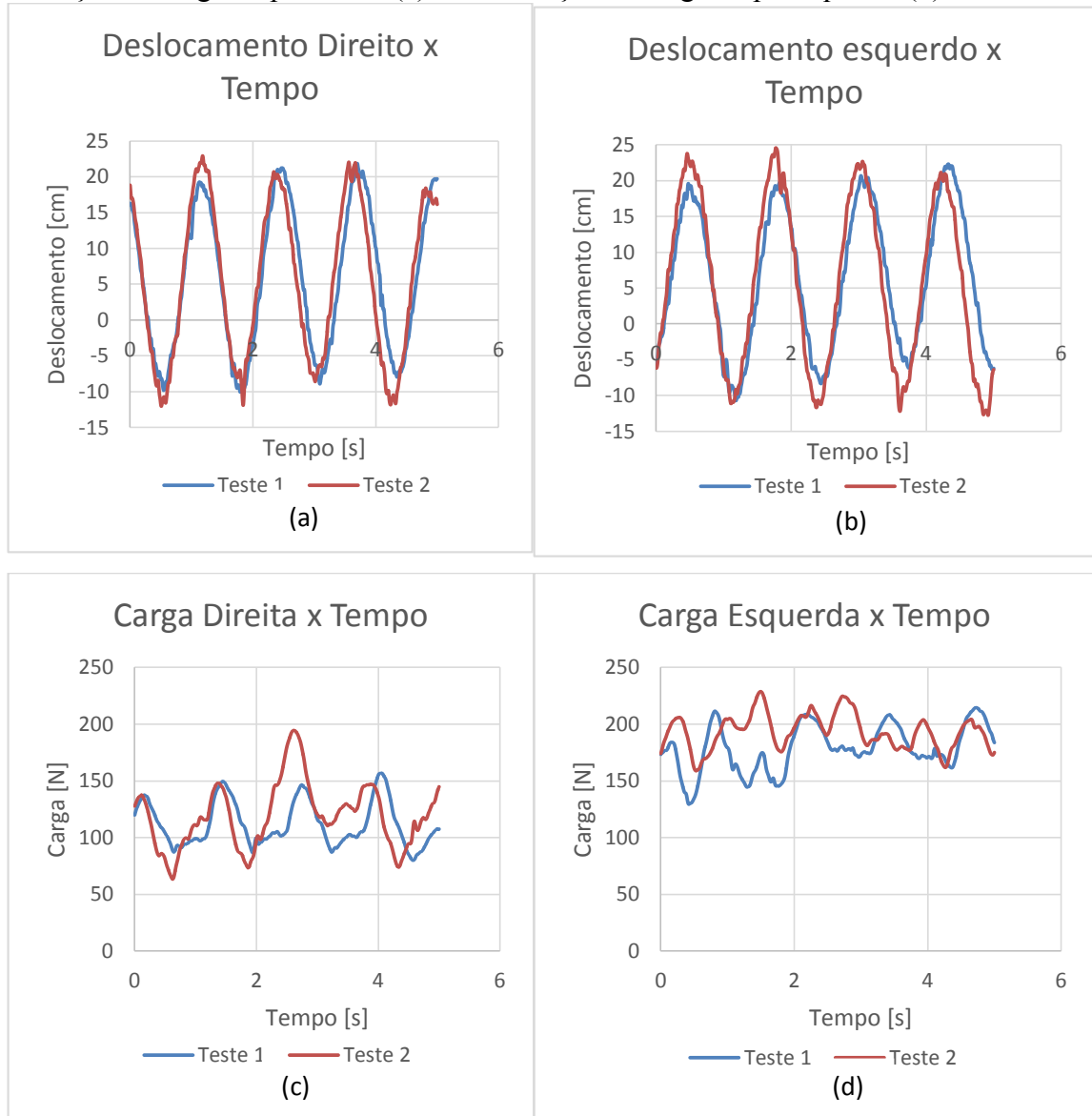
Dia/Teste	Taxa de oxigênio no sangue [%]	Frequência cardíaca [BPM]	Pressão arterial [cmHg]
1/1	96	103	10,0x8,0
1/2	98	115	14,2x10,2
2/1	98	101	11,6x9,2
2/2	98	105	16,7x9,7
3/1	98	92	13,8x9,3
3/2	98	98	14,0x10,0
4/1	96	94	11,0x8,3
4/2	97	118	14,3x9,8
5/1	98	89	12,7x8,3
5/2	97	114	14,4x8,8
6/1	96	90	12,0x7,0
6/2	97	98	13,0x10,0

Fonte: Garcia Junior (2015).

4.3 ETAPA 2 - VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS

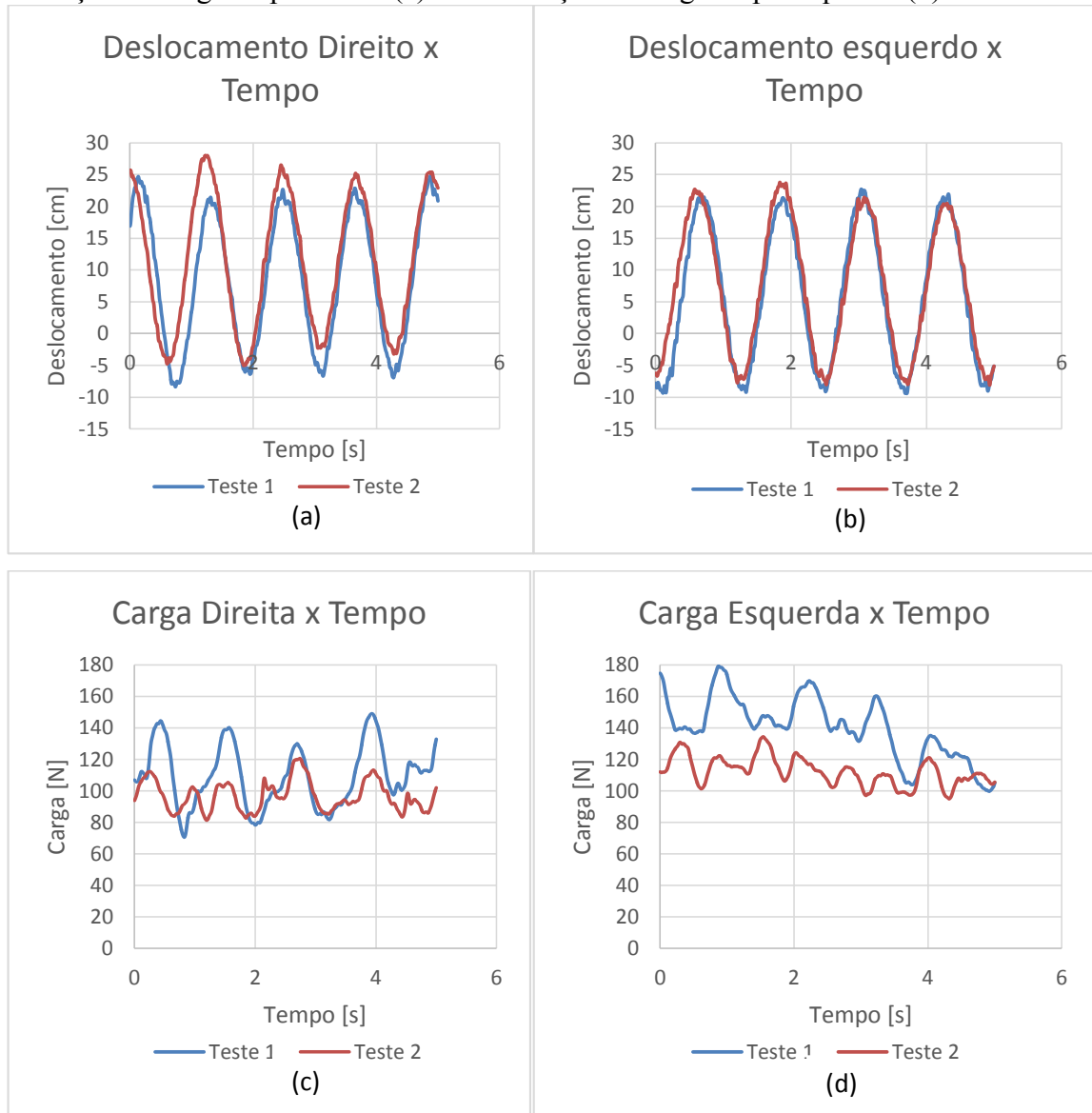
Os dados referentes a distribuição de carga proveniente das células de carga, como também a dinâmica de movimento dos pés obtidos pelos acelerômetros dos voluntários hígidos são apresentados a seguir. As Figuras 47 a 52 ilustram os dados obtidos do voluntário C. As Figuras 53 a 58 ilustram os dados obtidos do voluntário D.

Figura 46 - Primeiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário C.



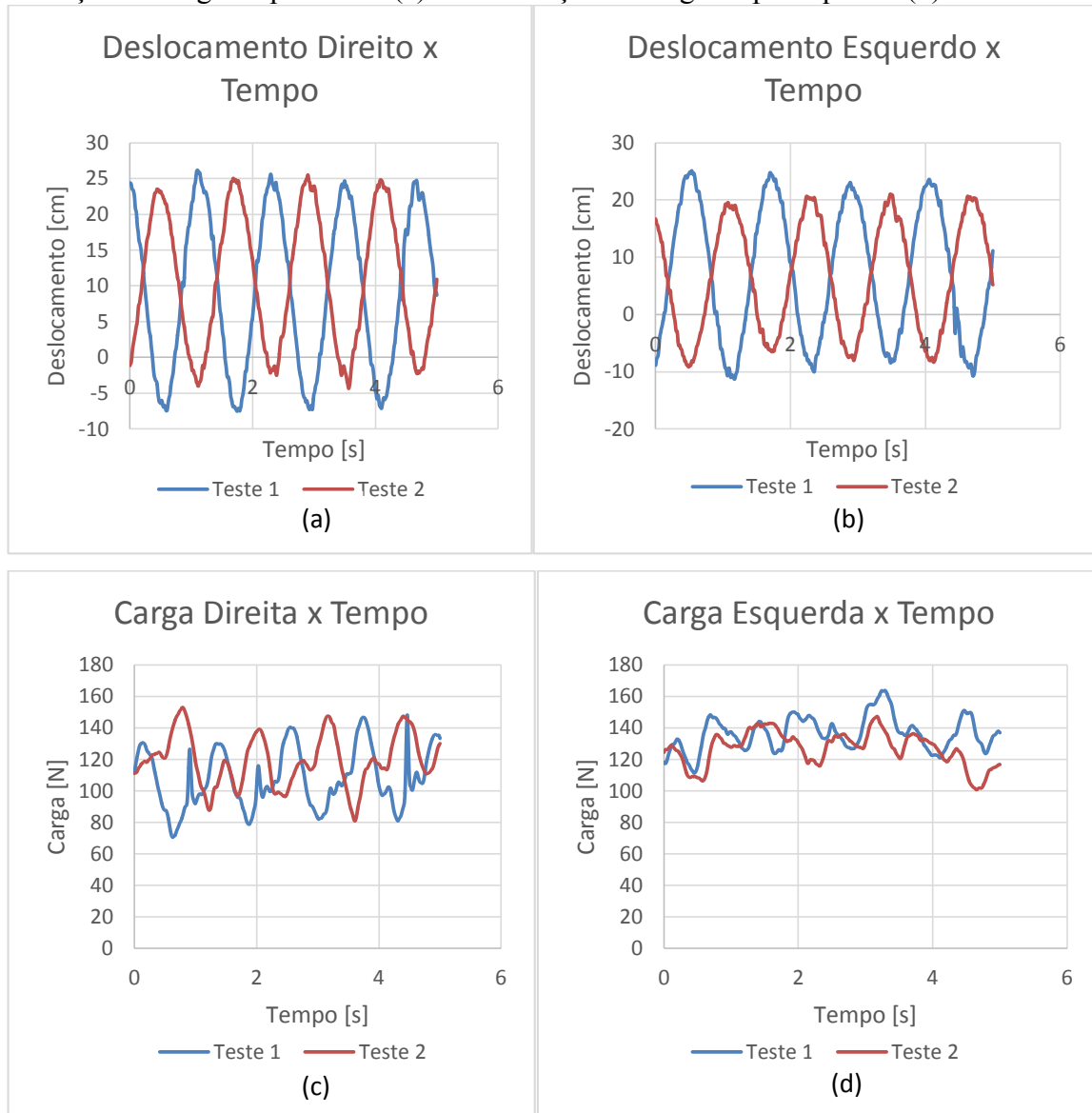
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 47 - Segundo dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário C.



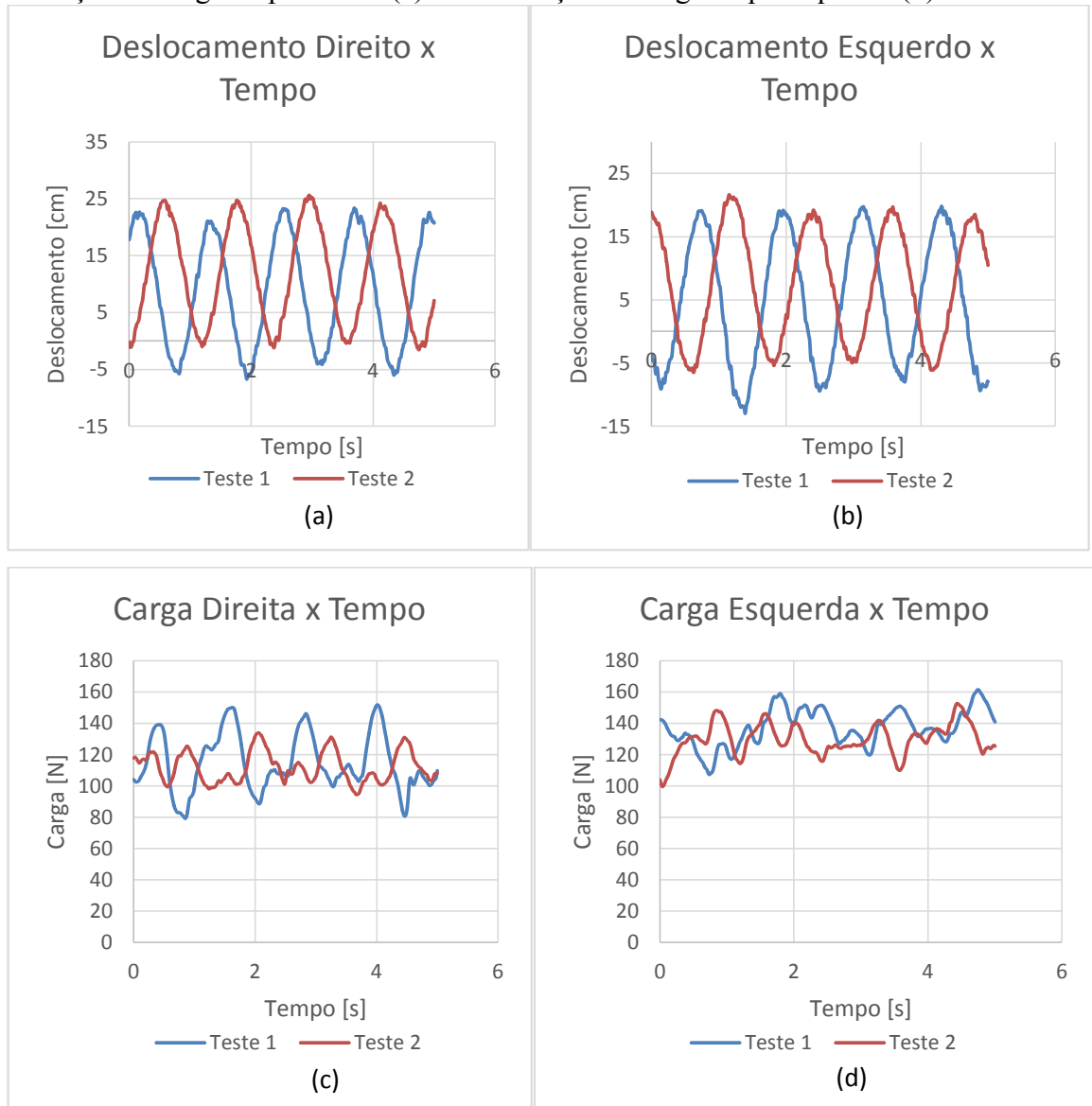
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 48 - Terceiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário C.



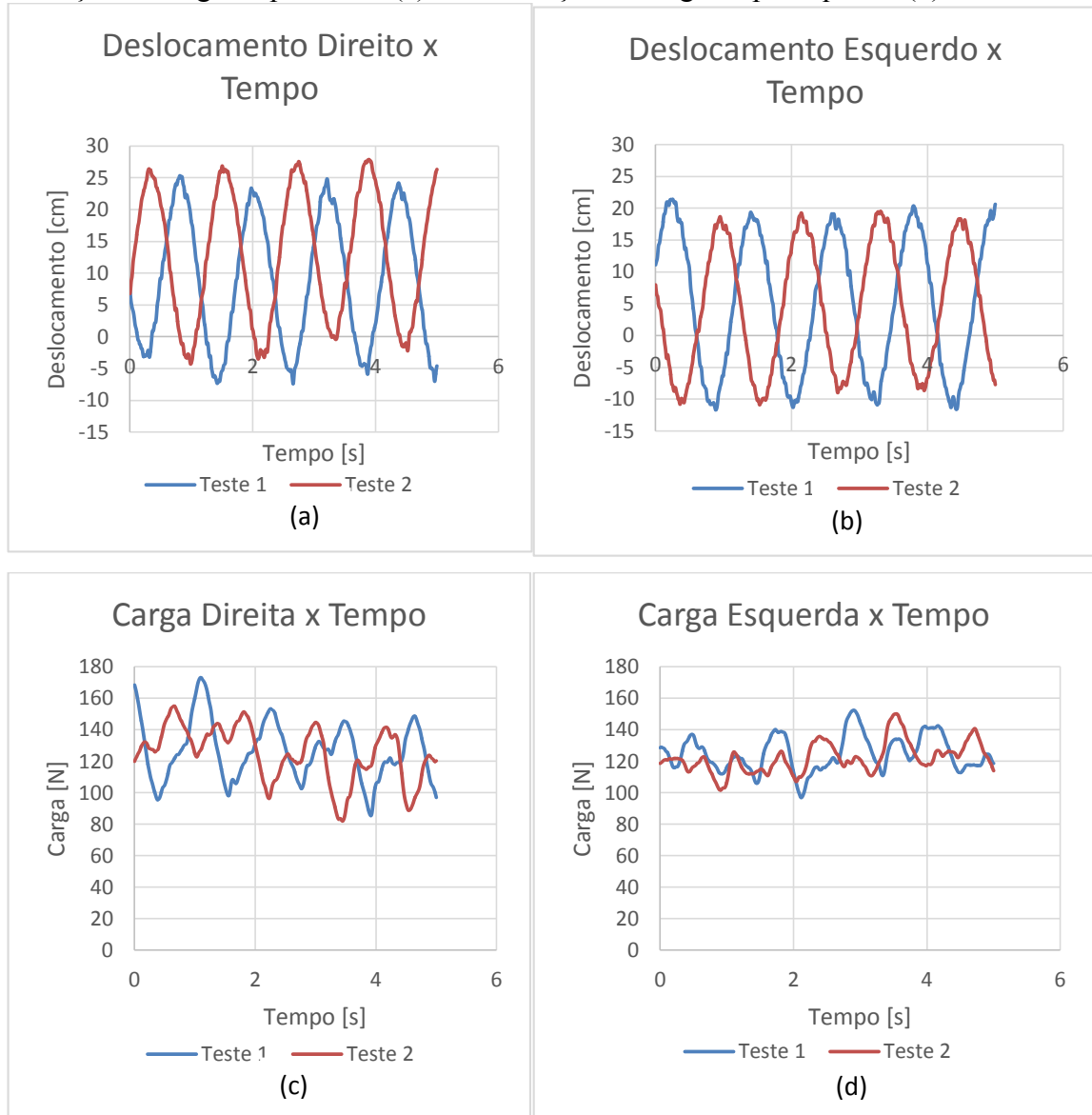
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 49 - Quarto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário C.



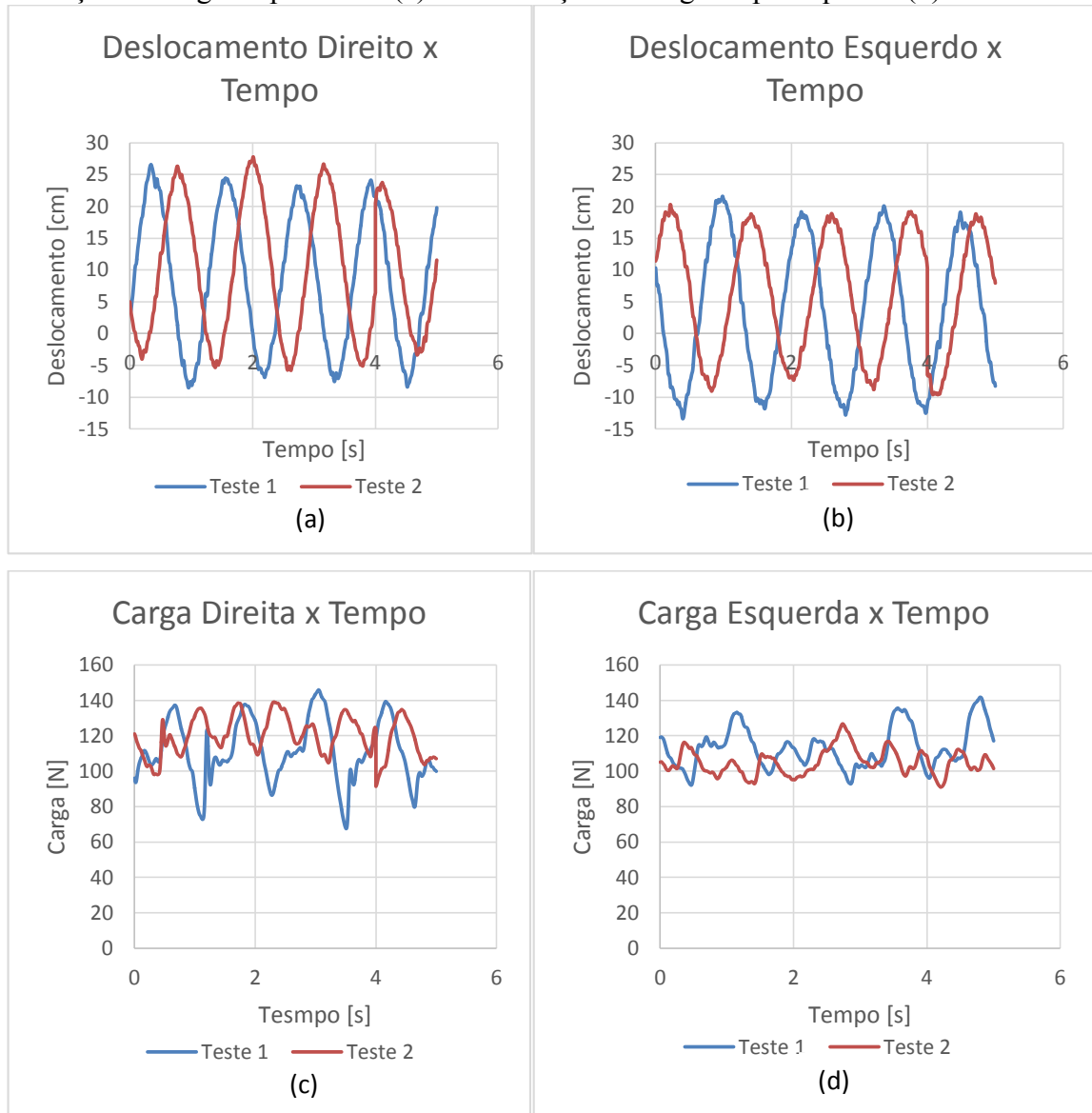
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 50 - Quinto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário C.



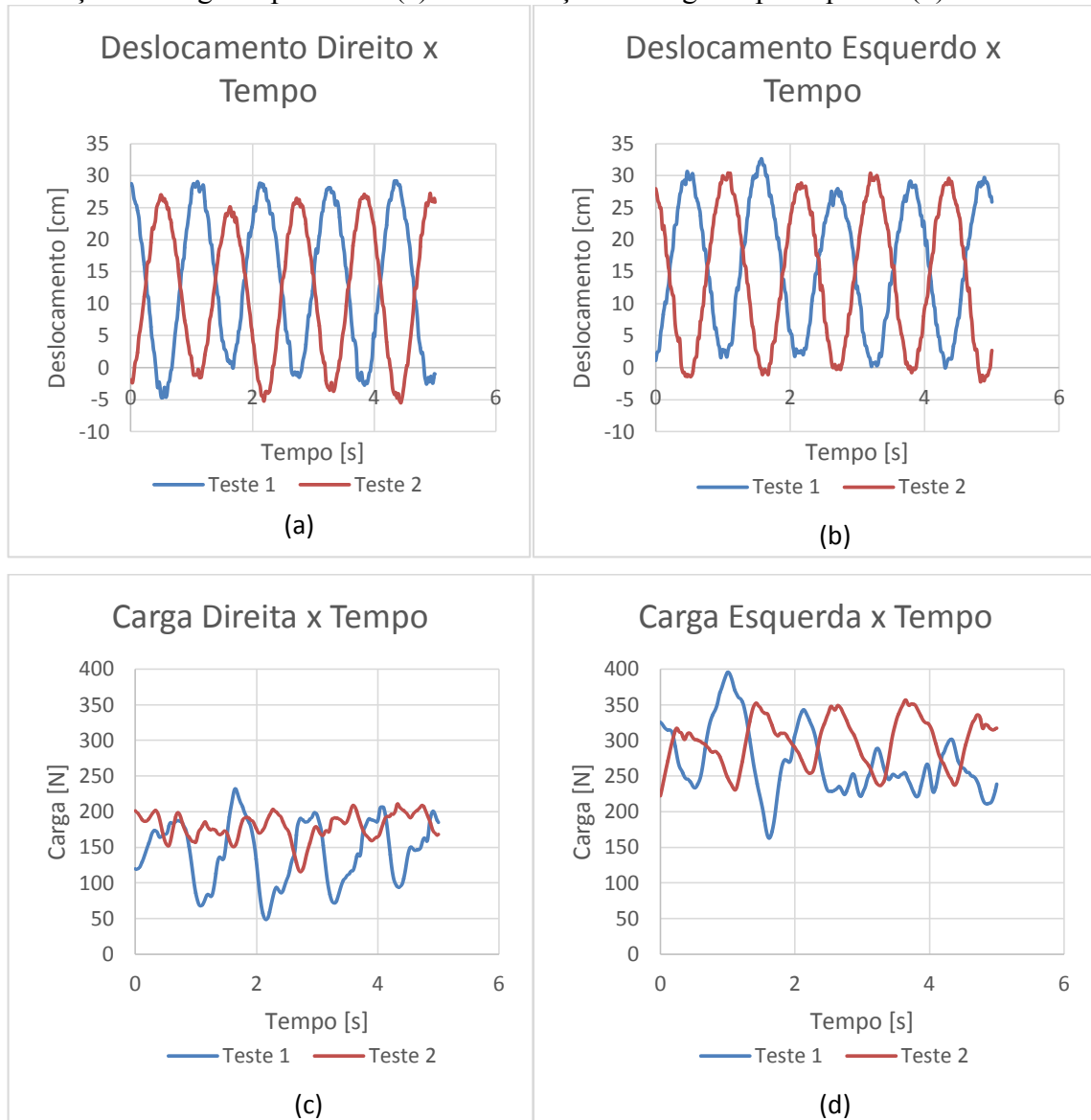
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 51 - Sexto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário C.



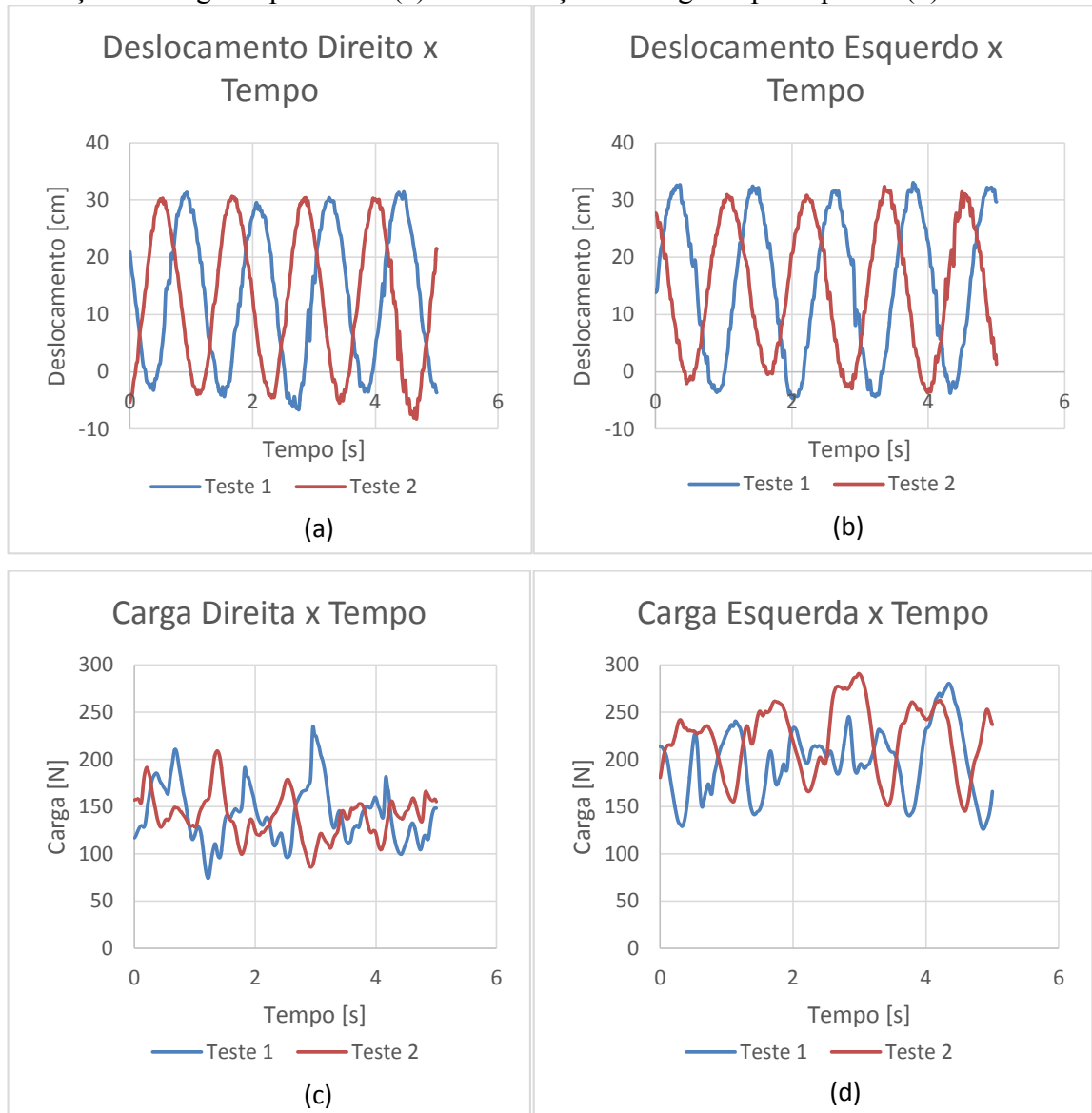
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 52 - Primeiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário D.



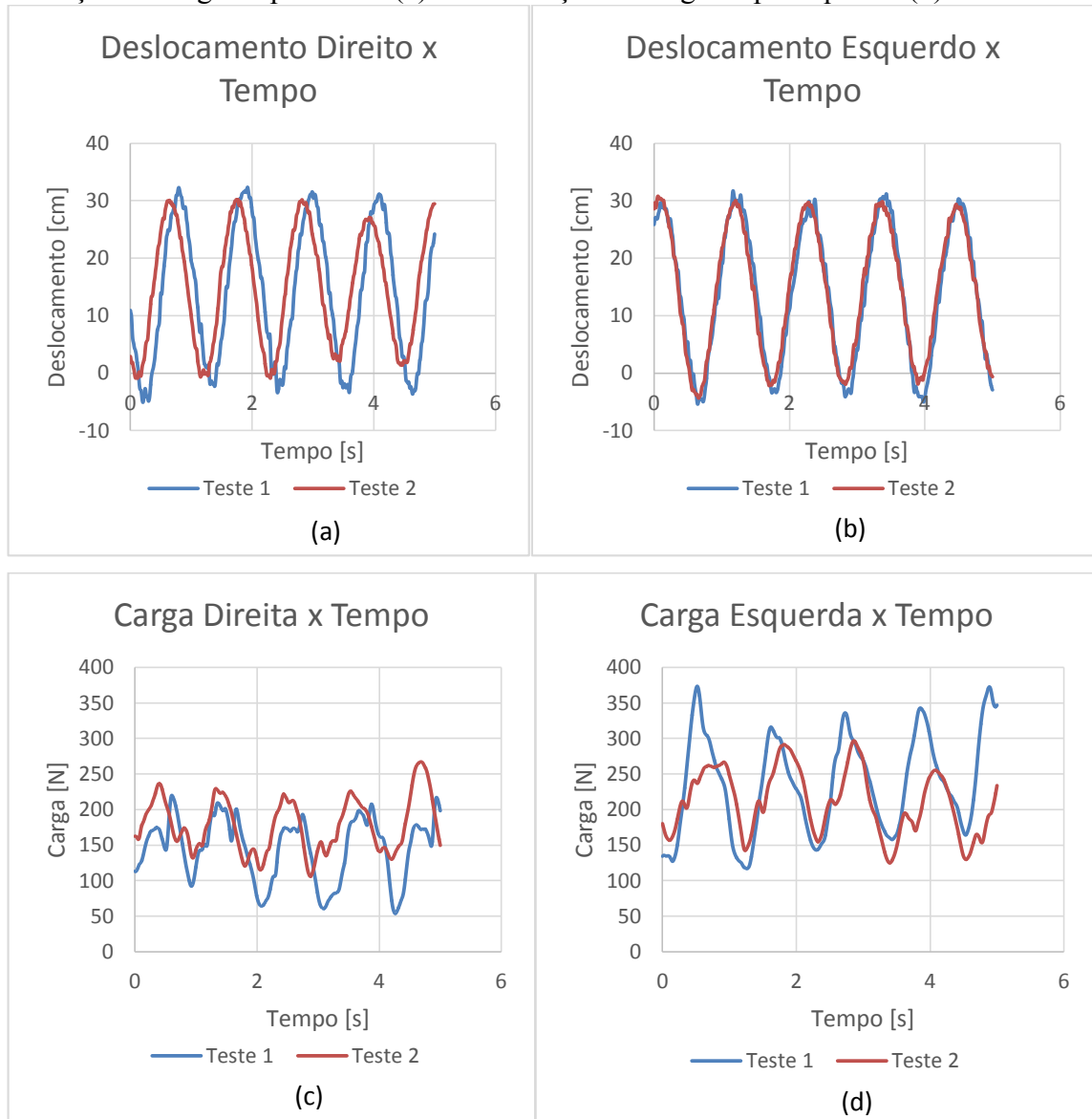
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 53 - Segundo dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário D.



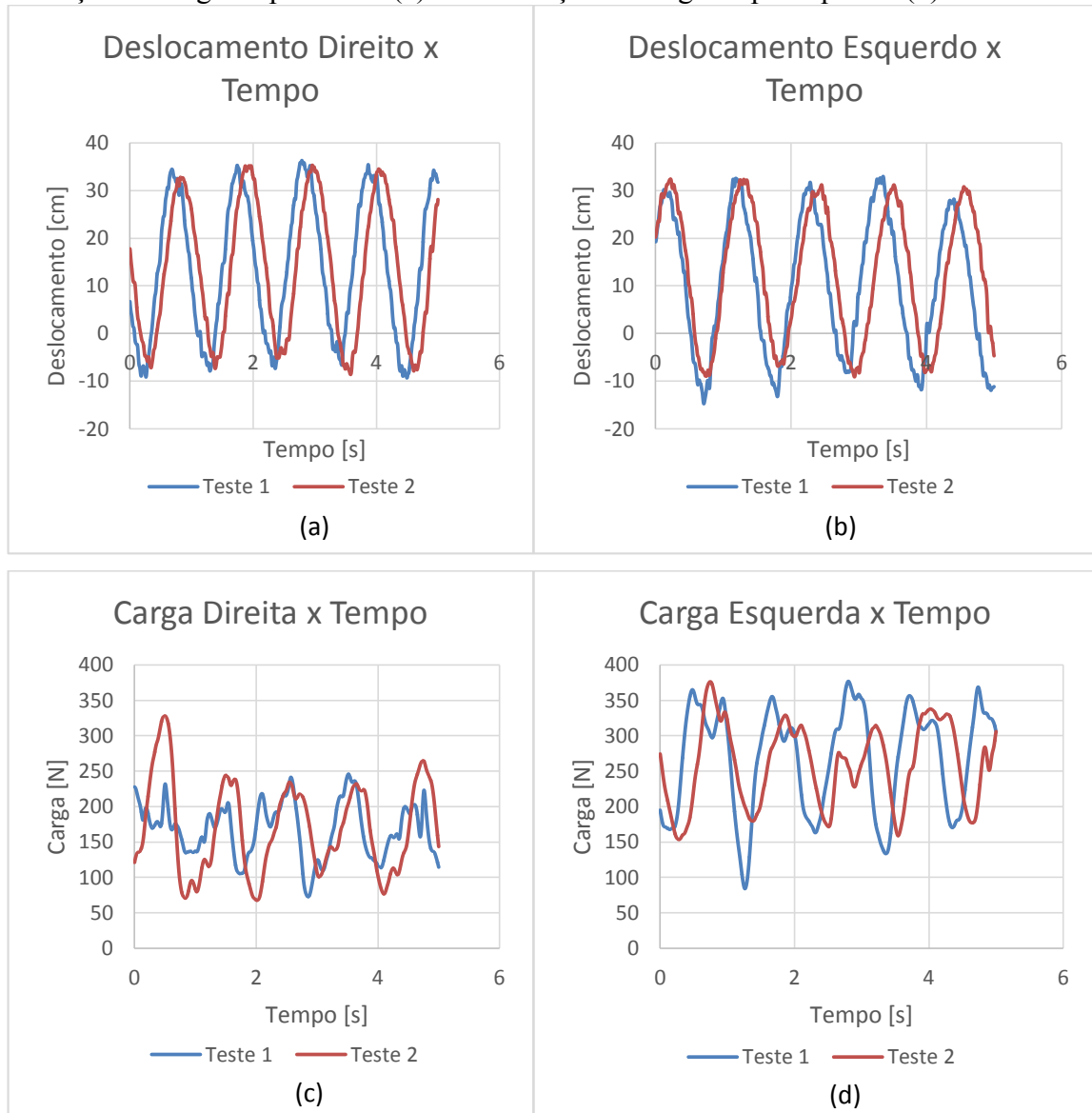
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 54 - Terceiro dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário D.



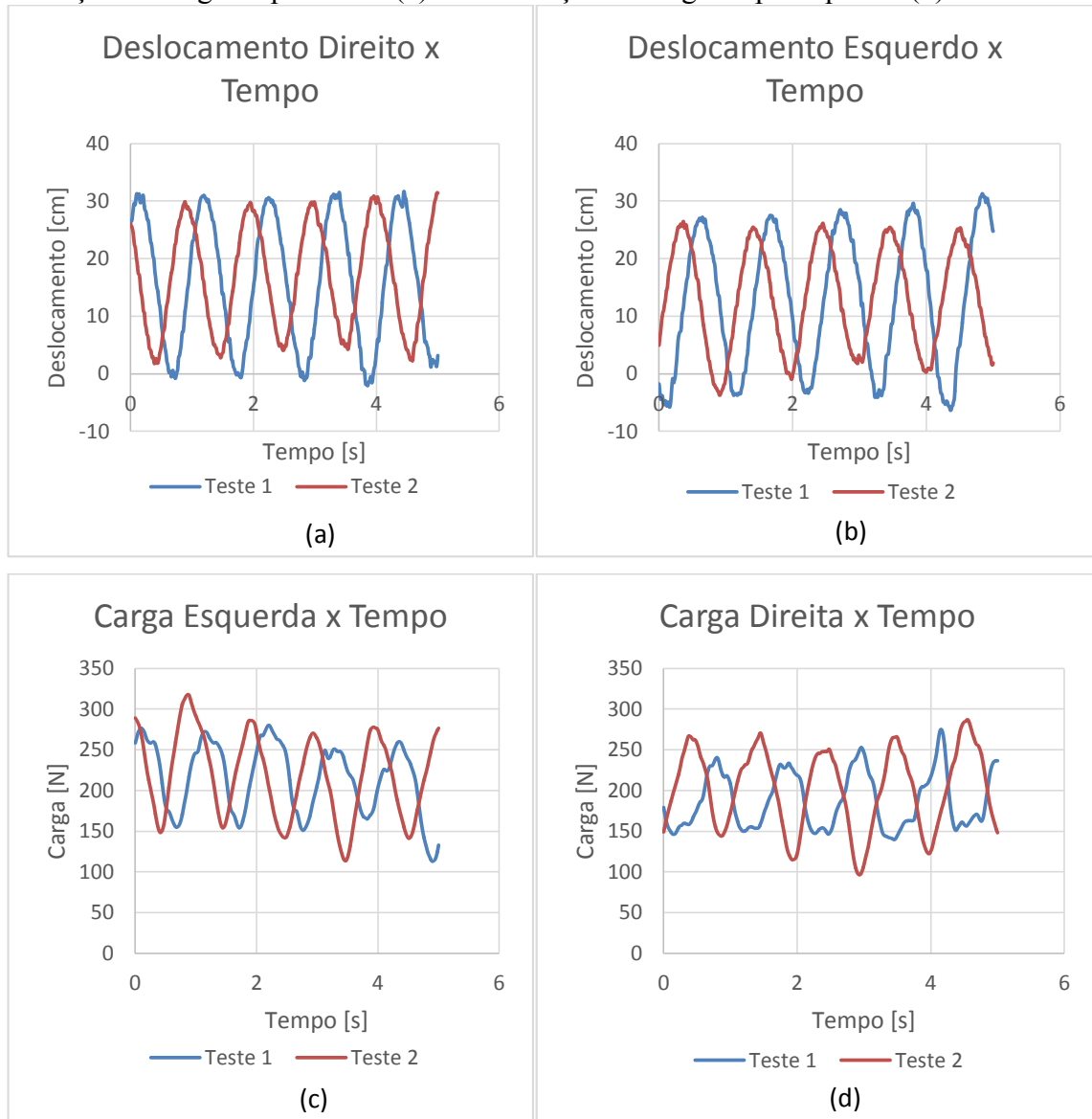
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 55 - Quarto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário D.



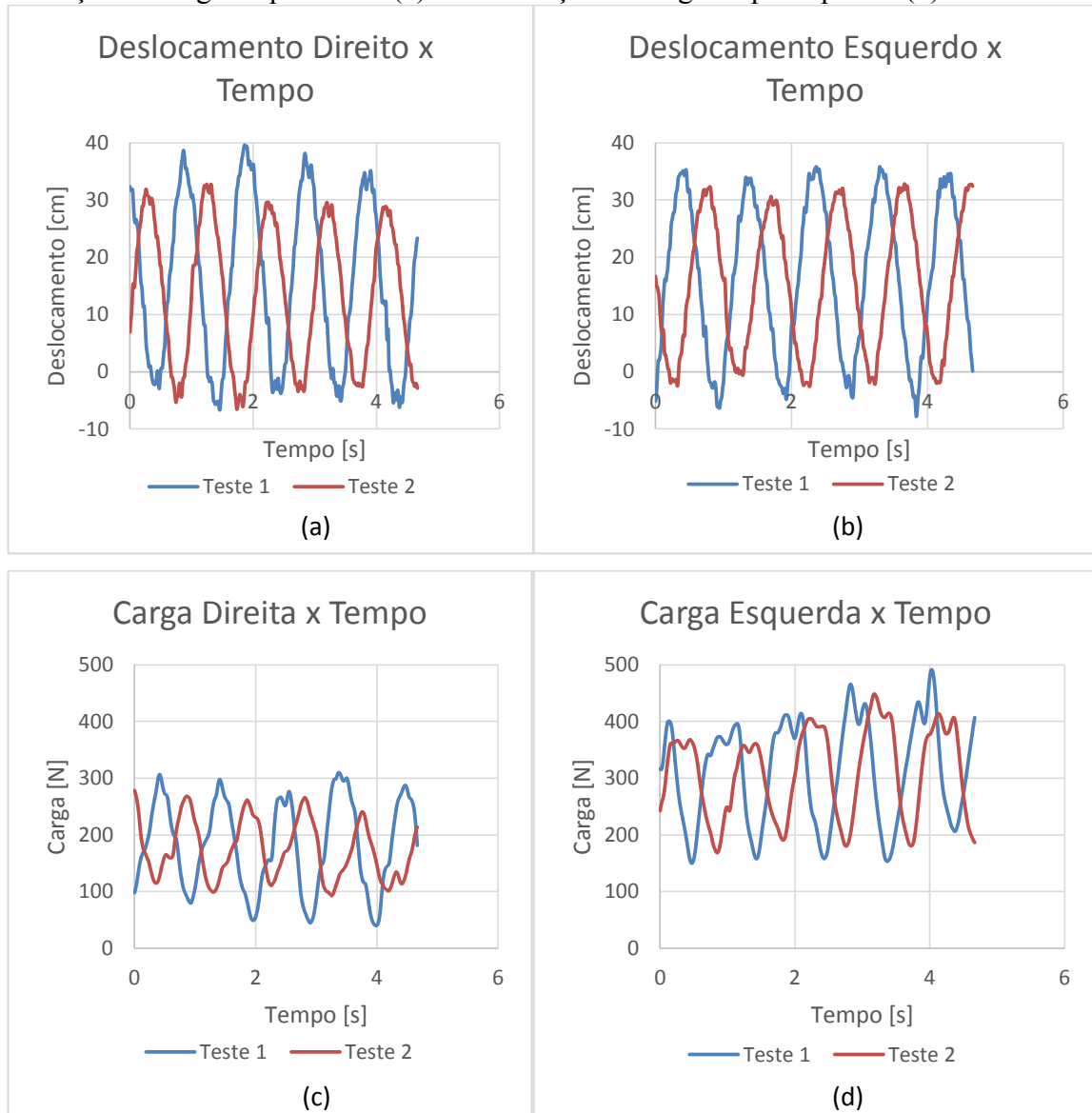
Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 56 - Quinto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário D.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 57 - Sexto dia: deslocamento do pé direito (a), deslocamento do pé esquerdo (b), distribuição de carga do pé direito (c) e distribuição de carga do pé esquerdo (d). Voluntário D.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Os valores RMS (*Root Mean Square*) referentes à amplitude de movimento obtidos, respectivamente, pelos voluntários C e D utilizando a planilha Excel são apresentados nas Tabelas 12 e 13.

Tabela 12 - Valores RMS da amplitude dos movimentos dos pés sobre o esqui ergométrico referentes ao voluntário C.

RMS [cm]	1º Dia	2º Dia	3º Dia	4º Dia	5º Dia	6º Dia
Teste 1-Direito	10,01	10,42	11,06	9,77	10,18	10,76
Teste 2-Direito	10,79	10,44	9,4	9,81	10,06	10,62
Teste 1-Esquerdo	9,75	10,84	11,62	10,17	10,82	10,82
Teste 2-Esquerdo	11,67	10,37	9,70	9,77	9,71	9,69

Fonte: Garcia Junior (2015).

Tabela 13 - Valores RMS da amplitude dos movimentos dos pés sobre o esqui ergométrico referentes ao voluntário D.

RMS [cm]	1º Dia	2º Dia	3º Dia	4º Dia	5º Dia	6º Dia
Teste 1-Direito	10,95	12,16	11,96	14,76	11,23	12,95
Teste 2-Direito	10,53	12,32	10,30	14,22	9,16	11,66
Teste 1-Esquerdo	10,06	12,67	11,80	14,53	11,82	12,89
Teste 2-Esquerdo	10,77	11,29	11,20	13,66	8,98	11,36

Fonte: Garcia Junior (2015).

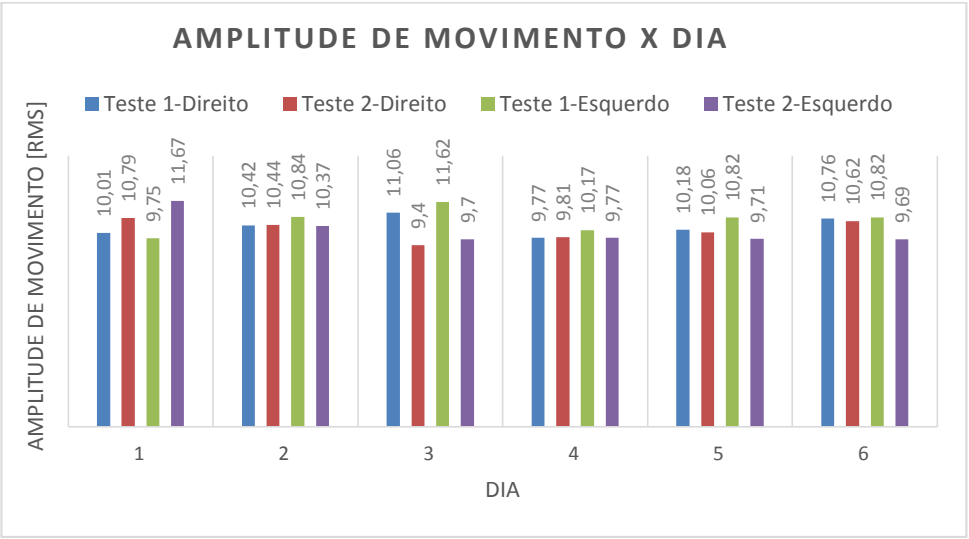
Ao contrário dos dados obtidos pelos voluntários com PC, o formato de onda caracterizando o movimento oscilatório dos pés sobre o esqui ergométrico sugere que pessoas híidas não passam por um período de adaptação. Isso pode ser visualizado em razão da suavidade nos movimentos ilustrado pela forma senoidal dos sinais provenientes dos acelerômetros. Além disso, pessoas híidas apresentam uma tendência de manter uniforme a amplitude de movimento ao longo dos dias. Os dados das Tabelas 12 e 13 referentes aos valores RMS da amplitude de movimento dos voluntários C e D são apresentados, respectivamente, nas Figuras 59 e 60.

Analisando os gráficos de Distribuição de Carga x Tempo, é possível notar um sincronismo entre a distribuição de carga sobre as plataformas de força e a sua respectiva posição. Para pessoas híidas, assim como em pessoas com PC, os gráficos indicam uma elevação de carga quando os pés se encontram na posição mais recuada em relação ao assento do esqui ergométrico. Isto sugere que com a perna flexionada, um armazenamento de energia ocorre para ser liberada no sistema na sequência dos movimentos.

A média geral dos valores RMS [cm] referente à amplitude de movimento dos voluntários com PC e pessoas híidas foi de 6,33 e 11,07, respectivamente. Esses dados

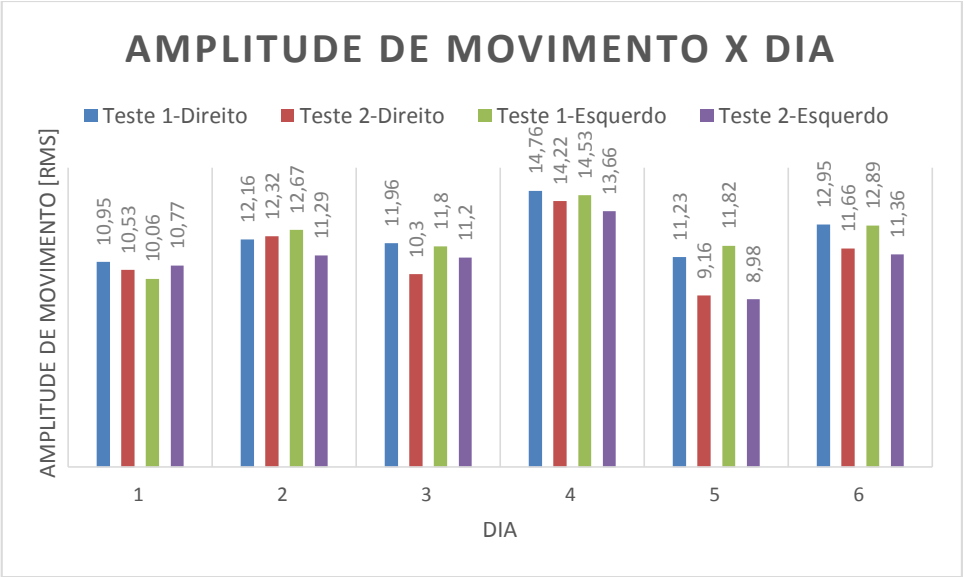
sugerem que pessoas com PC apresentam uma menor amplitude de movimento provavelmente em razão da limitação de movimento imposta pela rigidez nas articulações.

Figura 58 - Valores RMS referentes a amplitude de movimento dos pés ao longo de seis dias do voluntário C.



Fonte: Garcia Junior (2015).

Figura 59 - Valores RMS referentes a amplitude de movimento dos pés ao longo de seis dias do voluntário D.



Fonte: Garcia Junior (2015).

5 CONCLUSÃO

A adaptação do assento anatômico possibilitou a acomodação dos sujeitos paraplégicos sobre o esqui ergométrico de forma segura, sem comprometer a liberdade para a execução dos movimentos nos membros inferiores estimuladas pelos braços.

Nos testes realizados com dois voluntários com PC observou-se que a modificação estrutural no equipamento foi bem sucedida, não se observando desconforto dos voluntários na utilização do assento.

As respostas das quatro células de carga são lineares, com um coeficiente de correlação superior a 0,9928 (célula de carga A). O desvio padrão inferior a 0,33 N (célula de carga A) assegura confiabilidade ao sistema de medição de carga implementado. As células de carga possibilitaram monitoramento confiável da distribuição de força nos pontos de apoio dos voluntários no esqui ergométrico.

Em relação aos acelerômetros, o processo estático de calibração em ambiente LabVIEW foi eficiente na conversão de variações angulares em deslocamento do ponto referencial fixado no centro das plataformas de força. Isso pode ser confirmado pelo processo de decomposição de imagem baseado na análise de vídeos em ambiente MATLAB. Os dados revelaram uma similaridade entre ambos os sistemas de medição, comprovada pelos valores RMS referentes à amplitude de movimento em ensaios dinâmicos com uma variação de 3,6% e 4,9%, na direção horizontal, para os acelerômetros direito e esquerdo, respectivamente.

As adaptações realizadas no esqui ergométrico (sensores de carga, acelerômetros e assento) podem também ser realizadas em outros equipamentos ergométricos com estrutura semelhante ao esqui como, por exemplo, o elíptico ergométrico.

Os dados obtidos evidenciam que pessoas com PC apresentam menor amplitude de movimento que pessoas hígdas, provavelmente em razão da limitação de movimento imposta pela rigidez nas articulações. Além disso, a distribuição de carga ao longo de um ciclo mostrou-se aleatória, nos primeiros dias, para os voluntários com PC.

A utilização do SPPC facilitou a transferência do voluntário da cadeira de rodas para o equipamento ergométrico, além de eliminar os riscos de queda durante os exercícios físicos.

REFERÊNCIAS

- BÉLANGER, M.; STEIN, R. B.; WHELLER, G. D.; GONDON, T.; LEDUC, B. Electrical stimulation: can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 81, n. 8, p. 1090-1098, 2000.
- BURR-BROWN CORPORATION. **Precision, lower power instrumentation amplifiers**. Dallas: Texas Instruments, 2005. All Datasheet. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/56692/BURR-BROWN/INA129.html>>. Acesso em: 12 maio 2014.
- CÂNDIDO, A. M. D. M.; VEIGA, S. H. C. **Paralisia cerebral**: abordagem para o pediatra geral e manejo multidisciplinar. 2004. 51 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Medicina) - Curso de Residência Médica em Pediatria-Hospital Regional da Asa Sul, Brasília, 2004.
- CHEN, K.; CHEN, S. C.; TSAI, K. H.; CHEN, J. J. J.; YU, N. Y.; HUANG, M. H. An improved design of home cycling system via functional electrical stimulation for paraplegics. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Berlin, v. 34, n. 3, p. 223-235, 2004.
- DE PAULA, I. A. **Dimensionamento e construção de uma viga bi apoiada e uma treliça espacial para atender marcha ereta de pessoas paraplégicas**. 2012. 45 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista-UNESP, Ilha Solteira, 2012.
- DIAS, A. C. B.; FREITAS, J. C.; FORMIGA, C. K. M. R.; VIANA, F. P. Desempenho funcional de crianças com paralisia cerebral participantes de tratamento multidisciplinar. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 17, n. 3, p. 225-234, 2010.
- GAMA, M. C. S.; FERNANDES, L. F. R. M.; BENITES, E. G.; RODRIGUES, S.; TEODORI, R. M. Avaliação de um treinamento de marcha com carga parcial de peso. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 16, n. 5, p. 301-304, 2008.
- GARCEZ, C. C.; GRUITER, A. C.; FRUGOLI, E. C. D.; CARVALHO, F. V.; SOUZA, R. A. A. Treinamento locomotor ativo e musculação para pessoas com lesão medular. In: CONGRESSO BRASILEIRO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA - CBEB, 23., Porto de Galinhas, 2012. **Anais...** Porto de Galinhas: CBEB, 2012. p.642-646.
- GARCIA JUNIOR, A. F.; DE PAULA, I. A.; LIMA FILHO, A. P.; CARVALHO, A. A. Elevador ortostático para treinamento da marcha e integração sensorial para pessoas com deficiência motora. **Revista Ciência em Extensão**, São Paulo, v. 9, n. 3, p. 199, 2013.
- HAMZAID, N. A.; PITHON, K. R.; SMITH, R. M.; DAVIS, G. M. Functional electrical stimulation elliptical stepping versus cycling in spinal cord-injured individuals. **Clinical Biomechanics**, Huddersfield, v. 27, n. 3, p. 731-737, 2012.

HASNAN, N.; EKTAS, N.; TANHOFFER, A. I. P.; TANHOFFER, R.; FORNUSEK, C.; MIDDLETON, J. W.; HUSAIN, R.; DAVIS, G. M. Exercise responses during functional electrical stimulation cycling in individuals with spinal cord injury. **Medicine & Science in Sports**, Philadelphia, v. 45, n. 6, p. 1131-1138, 2013.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE. **Censo demográfico**: características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. Rio de Janeiro, 2010. 215 p. Disponível em: <ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religiao_Deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia.pdf>. Acesso em: 20 maio 2014.

IKEUCHI, H.; OHNISI, K.; IMADO, K.; MIYAGAWA, H.; KAMIFUKUMOTO, F.; ARAKANE, S.; SAITO, Y. The assessments by trainees and an examination about walking posture on Gait Training System. **IEEE Intelligent Robots and Systems**, Tokio, v. 4, p. 4001-4006, 2004.

JUNQUEIRA, M. N. J.; SANCHES, M. A. A.; KOZAN, R. F.; URBAN, M. F. R.; ALVES, C. A.; CARVALHO, A. A.; MACHADO, E. R. M. D.; TEIXEIRA, M. C. M. Desenvolvimento de um eletroestimulador funcional de oito canais para aplicação com malha de realimentação utilizando controlador digital. In: CONGRESO IBEROAMERICANO DE TECNOLOGIAS DE APOYO A LA DISCAPACIDAD – IBERDISCAP, 7., 2013, Santo Domingo. **Anais...** Santo Domingo: IBERDISCAP, 2013. p. 362-368.

LAI, C. H.; CHANG, H. S.; CHAN, W. P.; PENG, C. W.; SHEN, L. K.; CHEN, J. J.; CHING, S. C. Effects of functional electrical stimulation cycling exercise on bone mineral density loss in the early stages of spinal cord injury. **Journal of Rehabilitation Medicine**, Uppsala, v. 42, n. 2, p.150-154, 2010.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 301 p.

LOSS, J. F.; CERVIERI, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; ZARO, M. A.; BOGERT, A. J. V. D. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Rev. Bras. Cienc. Esporte**, Campinas, v. 23, n. 3, p.93-104, 2002.

MANCINI, M. C.; ALVES, A. C. M.; SCHAPER, C.; FIGUEIREDO, E. M.; SAMPAIO, R. F.; COELHO, Z. A. C.; TIRADO, M. G. A. Gravidade da paralisia cerebral e desempenho funcional. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 8, n. 3, p. 253-260, 2004.

MULTILÓGICA Shop Open Source Hardware. Santo André, 2014. Disponível em <<https://multilogica-shop.com/aceler%C3%B4metro-triaxial-mma73411-%C2%B1311g-com-regulador-de-voltagem>>. Acesso em: 15 jan. 2015.

NETTER, F. H.; MACHADO, C. A. G. **Atlas interativo de anatomia humana**. 3. ed. New York: Icon Learning Systems, 2004. Versão 3.0 [CDROM].

PEREIRA, E.; MANFFRA, E. F.; SETTI, J. A. P.; DUTRA, C. M. R.; AGUIAR, L. R. Desenvolvimento de instrumentação para aplicação e avaliação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v. 25, n. 3, p. 185-197, 2009.

PEREIRA, M. E. M. S. M.; ARAUJO, T. C. C. F. Enfrentamento e reabilitação de portadores de lesão medular e seus cuidadores. **Psico**, Porto Alegre, v. 37, n. 1, p. 37-45, 2006.

SANCHES, M. A. A. **Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimento em paraplégicos**. 2013. 186 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista-UNESP, Ilha Solteira, 2013.

SABINO, D. D. **Medidas de deslocamento usando imagens de câmera digital**. 2012. 110 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista-UNESP, Ilha Solteira, 2013.

SARRAJ, A. R.; MASSARELLI, R. Design history and advantages of a new lever-propelled wheelchair prototype. **Special Issue Assistive Robotics**, Paris, v. 8, n. 3, p. 12-21, 2011.

SILVA, D. B. R.; PFEIFER, L. I. **Classificação da função motora grossa e habilidade manual de crianças com paralisia cerebral: diferentes perspectivas entre pais e terapeutas**. 164 f. Tese (Doutorado em Ciências) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

SLAMAN, J.; ROEBROECK, M.; SLOT, W.; TWISK, J.; WENSINK, A.; STAM, H.; BERG-EMONS, R.; Can a lifestyle intervention improve physical fitness in adolescents and Young adults with spastic cerebral palsy? A randomized controlled trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 95, n. 9, p. 1646-1655, 2014.

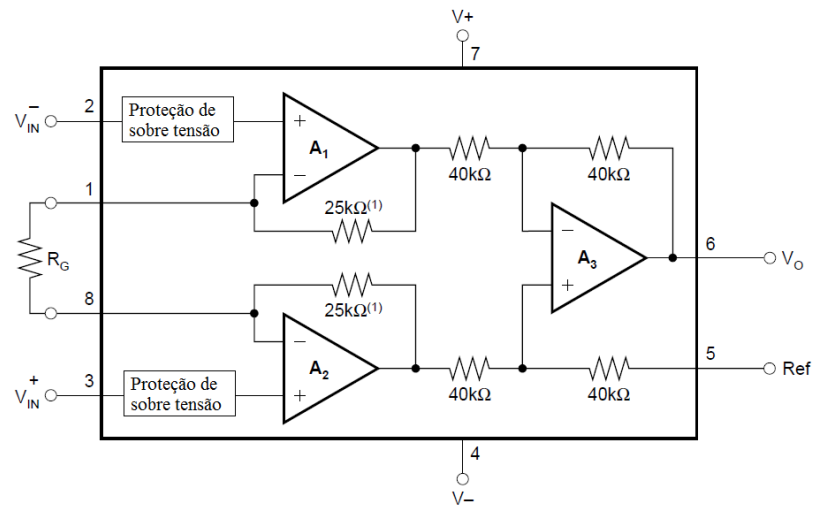
TANCREDO, R. T.; MARIA, R. M.; AZEVEDO, E. R. F. B. M.; ALONSO, K. C.; VAROTO, R.; CLIQUET JUNIOR, A. Análise clínica da espasticidade em indivíduos com lesão medular. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 21, n. 6, p. 310-313, 2013.

VESTERGAARD, P.; KROGH, K. Fracture rates and risk factors for fractures in patients with spinal cord injury. **International Medical Society of Paraplegia**, Inglaterra, v. 36, n. 5, p.790-796, 1998.

ZUKOWSKI, L. A.; ROPER, J. A.; SHECHTMAN, O.; OTZEL, D. M.; BOUWKAMP, J.; TILLMAN, M. D. Comparison of metabolic cost, performance, and efficiency of propulsion using an ergonomic hand drive mechanism and a conventional manual wheelchair. In: AMERICAN CONGRESS OF REHABILITATION MEDICINE, 95., Indianápolis, 2014. **Anais...** Indiana: ACRM, 2014. p. 546-551.

ANEXO A – DIAGRAMA INTERNO DO INA 129

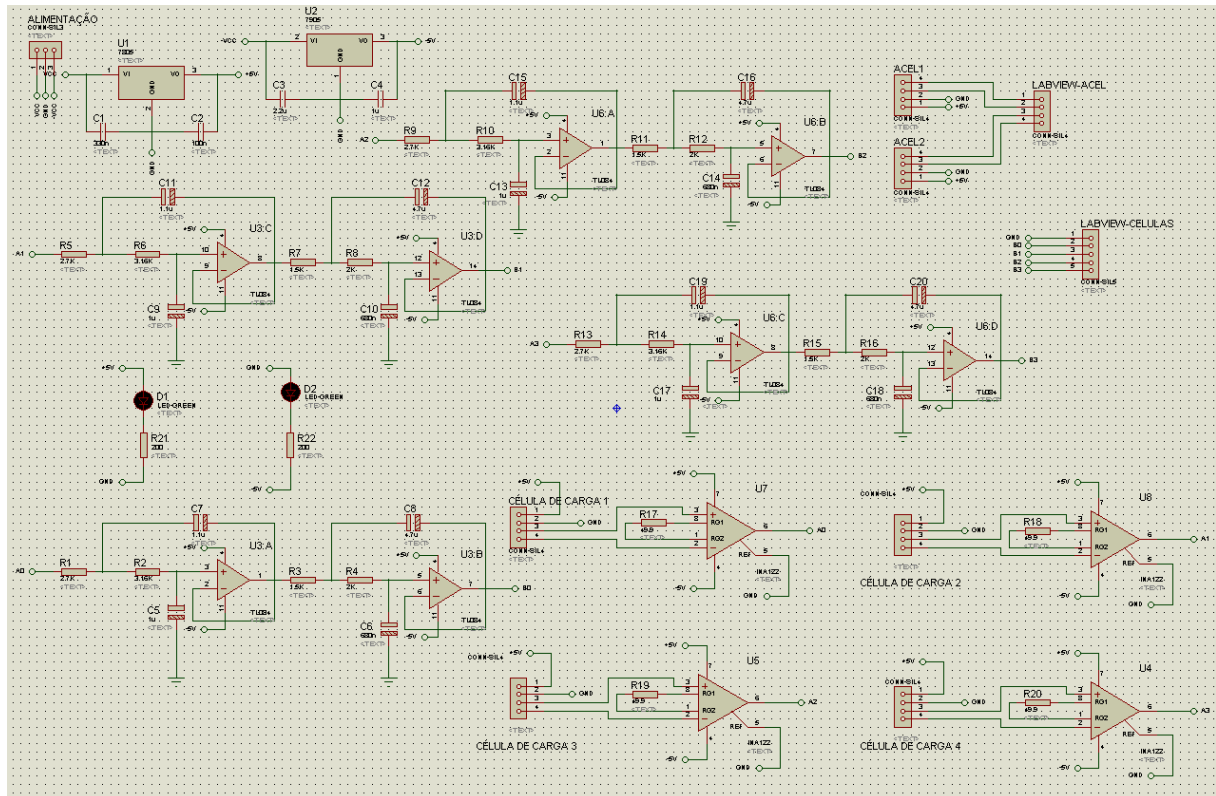
Figura 60 - Diagrama do circuito elétrico do INA 129.



Fonte: Adaptado de Burr-Brown Corporation (2005)

APÊNDICE A-CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS

Figura 61 - Esquema eletrônico do circuito de condicionamento de sinais.



Fonte: Garcia Junior (2015).

APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: **“Equipamento para promoção de melhor qualidade de vida de pessoas com deficiência motora”**

Nome do (a) Pesquisador (a): **Aurasil Ferreira Garcia Junior**

Nome do (a) Orientador (a): **Antonio de Pádua Lima Filho**

1. **Natureza da pesquisa:** *o sra (sr.) está sendo convidada (o) a participar desta pesquisa que tem como finalidade de melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência motora através de tecnologia assistiva.*

Participantes da pesquisa: *Um total de 140 (cento e quarenta) voluntários, sendo: sexo masculino: 10 (dez) com pernas amputadas 20 (vinte) paraplégicos, 20 (vinte) hemiplégicos e 20 (vinte) sem incidência de deficiência motora. Sexo feminino: 10 (dez) com pernas amputadas, 20 (vinte) paraplégicos, 20 (vinte) hemiplégicos e 20 (vinte) sem incidência com deficiência motora.*

2. **Envolvimento na pesquisa:** *ao participar deste estudo a sra (sr) permitirá que os pesquisadores utilizem equipamentos que promovam movimentos nos membros paralisados. A sra (sr.) tem liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a sra (sr.). Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do telefone do (a) pesquisador (a) do projeto e, se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa. Haverá contato direto tanto com a equipe de pesquisadores quanto aos médicos voluntários e fisioterapeutas. O primeiro procedimento a ser tomado em relação ao encaminhamento dos pacientes para a pesquisa será feito pelos médicos voluntários os quais encaminham o paciente para o setor de fisioterapia, e depois o fisioterapeuta direciona o tratamento específico para o caso do paciente. O resultado retorna ao médico a cada dez sessões para acompanhar a evolução do sujeito e informar a equipe de pesquisa a qual irá acompanhar o trabalho junto o fisioterapeuta sobre a evolução do quadro clínico. Os treinamentos em equipamentos ergométricos serão elaborados pelos médicos e/ou fisioterapeutas de forma personalizada (intensidade e duração) para cada paciente, porém com uma frequência diária de atividades com intervalo de 24 horas para cada sessão, não ultrapassando 3 meses de duração. No caso dos triciclos, carteiras ajustáveis e colheres adaptadas, apenas será realizado o acompanhamento por profissionais da área da saúde em relação a adaptação postural (ergonomia) e alterações fisiológicas no caso em que envolver esforços físicos com o objetivo de garantir a integridade física do voluntário.*

3. **Sobre as entrevistas:** serão coletados dados de identificação da pessoa e explicado a finalidade, além do modo como será realizada a pesquisa.

Riscos e desconforto: *a participação nesta pesquisa não traz complicações legais e nem oferece riscos aos pacientes. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade. No caso da eletroestimulação, a qualquer momento, caso haja desconforto, o sujeito poderá interromper os testes com a ajuda de um interruptor de segurança o qual é sempre mantido em suas mãos. Os médicos voluntários estarão presentes caso seja necessário eventual intervenção médica. Quaisquer danos que possam comprometer a integridade física do voluntário provocados pelas atividades anteriores descritas, o pesquisador responderá legalmente como principal responsável do ato. O pesquisador responsável, ao perceber qualquer risco ou dano significativos ao participante da pesquisa, previstos, ou não, no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, deve comunicar o fato, imediatamente, ao Sistema CEP/CONEP, e avaliar, em caráter emergencial, a necessidade de adequar ou suspender o estudo. O benefício da pesquisa é o fortalecimento dos membros comprometidos, a inclusão social, qualidade de vida e aumento da autoestima do sujeito. Os resultados dos testes serão importantes para o aprimoramento dos equipamentos em estudo nesta pesquisa.*

4. **Confidencialidade:** *todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente os pesquisadores e o orientador terão conhecimento dos dados. Caberá ao sujeito restringir ou não a divulgação na mídia das filmagens realizadas no estudo.*
5. **Benefícios:** *ao participar desta pesquisa a sra (sr.) não terá nenhum benefício financeiro. Entretanto, esperamos que este estudo obtenha informações importantes sobre o sistema desenvolvido, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa validar as medições, a metodologia de estudo e os equipamentos desenvolvidos os quais auxiliarão na saúde do voluntário. Por exemplo: redução da taxa de perda de minerais em algumas regiões ósseas nos membros paralisados, rápido incremento de força muscular, melhoramento do sistema cardiovascular, inclusão social e autoestima. O pesquisador se compromete a divulgar os resultados obtidos e caso seja necessário o sigilo da identificação do voluntário.*

6. **Pagamento:** a sra (sr.) não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação. Caso seja necessário tanto o transporte como a alimentação poderão ser requeridos pelo sujeito. A segurança do sujeito estará garantida na pesquisa, pois será realizada na APAE de Ilha Solteira e no Hospital de Base de Ilha Solteira com acompanhamento médico e de fisioterapeuta. O sujeito terá um seguro de acidentes pessoais garantindo eventuais indenizações.

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem:

Consentimento Livre e Esclarecido

Declaro estar recebendo uma via original deste documento assinada pelo Investigador Responsável e por mim, tendo todas as folhas por nós rubricadas.

Nome do Participante da Pesquisa

Assinatura do Participante ou Representante da Pesquisa

Assinatura do Pesquisador ou Membro da Equipe

Pesquisador: Aurasil Ferreira Garcia Junior - Tel.: (18) 981924484

Orientador: Antonio de Pádua Lima Filho – Tel.: (18) 3743-1038/R. 1045; (18) 981573479

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) é um colegiado que deve existir nas instituições que realizam pesquisas envolvendo seres humanos no Brasil, criado para defender os interesses dos sujeitos em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro dos padrões éticos.

Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Profa. Dra. Edna Maria do Carmo

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305

Bairro: Centro Educacional

CEP: 19.060-900

UF: SP

Município: Presidente Prudente

Tel. (18) 3229-5315

Fax: (18) 3229-5353

E-mail: cep@fct.unesp.br