

ERICSON PEREIRA

**SISTEMA PARA APLICAÇÃO E AVALIAÇÃO DO
TREINAMENTO LOCOMOTOR COM SUPORTE
PARCIAL DE PESO NA LESÃO MEDULAR**

CURITIBA

2009

ERICSON PEREIRA

**SISTEMA PARA APLICAÇÃO E AVALIAÇÃO DO
TREINAMENTO LOCOMOTOR COM SUPORTE
PARCIAL DE PESO NA LESÃO MEDULAR**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Tecnologia em Saúde.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Elisangela F. Manffra
Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar

**CURITIBA
2009**

Pereira, Ericson

P436s
2009 Sistema para aplicação e avaliação do treinamento locomotor com
suporte parcial de peso na lesão medular / Ericson Pereira ; orientadora,
Elisangela F. Manffra ; co-orientador, Luiz Roberto Aguiar. -- 2009.
xiv, 152 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Curitiba, 2009
Bibliografia: f. 126-134

1. Medula espinhal – Ferimentos e lesões. 2. Medula espinhal -
Tratamento. 3. Coluna vertebral. 4. Reabilitação. I. Manffra, Elisangela
Ferretti, 1973-. II. Aguiar, Luiz Roberto. III. Pontifícia Universidade Católica
do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. IV.
Título.

CDD 20. ed. – 617.482044



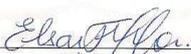
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Medicina

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 092

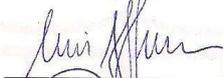
Aos 30 dias do mês de janeiro de 2009 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação “Sistema para Aplicação e Avaliação do Treinamento Locomotor com Suporte Parcial de Peso na Lesão Medular”, apresentada por Ericson Pereira como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde, – Área de Concentração – Bioengenharia perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Profª. Drª. Elisângela Ferretti Manffra,
PUCPR (Orientadora)


assinatura

APROVADO
parecer (aprov/ reprov.)

Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar,
(Co-orientador)



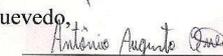
APROVADO

Prof. Dr. João Antonio Setti,
PUCPR



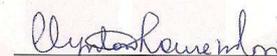
APROVADO

Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo,
UNICAMP



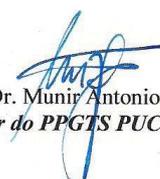
APROVADO

Prof. Dr. Clynton Lourenço Correa,
UFPR



APROVADO

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado A PROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa.


Prof. Dr. Munir Antonio Gariba,
Diretor do PPGTS PUCPR

*Aos meus pais Edmilson e Inês,
e a minha noiva Marianne,
aqueles que me amam
incondicionalmente.*

AGRADECIMENTO

À Deus pelo dom da vida e por ter proporcionado tudo o que tenho vivido, momentos bons pelos quais agradeço e os momentos difíceis nos quais amadureço.

Aos meus pais Edmilson Pereira e Maria Inês Dias Chaves Pereira por terem proporcionado toda a estrutura para minha formação intelectual e emocional. Vocês são a minha vida.

A minha noiva Marianne por toda a compreensão e apoio que sempre demonstrou, sempre me motivando nos momentos difíceis. Você é a outra metade que me completa.

A minha orientadora Professora Elisangela Ferretti Manffra pela paciência e dedicação que teve comigo, e por ter acreditado nesse trabalho desde o início.

Ao meu grande amigo Guilherme Nunes Nogueira que foi companheiro de muitas horas no LER e sempre me ajudou nos momentos de dificuldade.

Ao meu grande amigo Rui Menslin por ter me mostrado o quanto é gratificante trabalhar com essas pessoas que possuem alguma deficiência e por ter me incentivado a encarar um mestrado.

A meus padrinhos Cynthia Dutra e João Egdoberto Siqueira por todos os momentos que passamos juntos, eu cresci muito com vocês.

A Cristina Dutra por ter encarado essa empreitada de mover as pernas desse povo, você é mais forte que muito triatleta.

Ao José (Zé) pelas piadas que nos faziam rir nos momentos que queríamos chorar, você tem um coração enorme.

Ao meu primo Israel Pereira, a Bruna Dias, a Talita, a Ana Paula Siqueira e a Claudia Seiko por terem ajudado nos treinos, vocês foram ponta firme. A todos os acadêmicos que nos ajudaram durante essas semanas de treino.

Aos colegas Vinícius e Felipe por terem realizado as avaliações dos nossos voluntários.

Aos professores Mardson Freitas pelas consultorias do Labview e por ter participado de nossos testes iniciais, João Antônio Palma Setti por ter facilitado o contato com o pessoal da mecânica e pelas ideias simples e funcionais que nos deu e Luiz Roberto Aguiar por ter acreditado em nosso trabalho e sempre nos incentivado a continuar.

Aos funcionários Valdir por ter feito a montagem das peças mecânicas e Alisson por ter ajudado no projeto dessas peças.

Aos funcionários Sidnei e Jurair por todo apoio que deram ao nosso projeto, principalmente no acesso de nossos voluntários ao laboratório, e desembaraçando muitos trâmites burocráticos, e a secretária do PPGTS Erli por ter sido compreensiva durante esses anos de mestrado.

Ao prof. Luiz Bertassoni Neto por ter nos cedido o espaço na Clínica de Fisioterapia da PUCPR.

Aos voluntários desse estudo, vocês acreditaram em nós e esses meses de convivência nos mostraram como vocês são vencedores, e ao Mauro Nardini por ter nos recebido na ADFP.

Aos meus amigos que sempre estiveram em oração, quem tem amigos tem tudo.

A Capes pela bolsa de mestrado, a FINEP, a Fundação Araucária e a SETI pelo apoio financeiro prestado ao estudo.

*“Busquem o Reino de Deus e
Ele dará a vocês todas as coisas em acréscimo”
(Lc 12-31).*

RESUMO

O treino locomotor com suporte de peso (TLSP) é um método de reabilitação aplicado na lesão medular para estimular a recuperação da capacidade muscular, evitar a atrofia e restabelecer a capacidade de sustentar um percentual do peso corporal. O treino consiste em sustentar o indivíduo em um sistema de suporte de peso corporal (SPC), enquanto profissionais podem movimentar os membros inferiores reproduzindo os movimentos da marcha sobre uma esteira elétrica. Ao longo do tempo de treino, a parcela de peso corporal sustentada pelo indivíduo é aumentada à medida que ele ganha capacidade de sustentá-la. Desta forma, por alguns instantes o indivíduo tem a oportunidade de estar na posição ortostática. O desenvolvimento de um sistema de baixo custo que permita aplicar esse tipo de reabilitação pode viabilizar sua implantação em clínicas e hospitais. Esse estudo teve como objetivo desenvolver um sistema que permita aplicar e avaliar os efeitos do TLSP. O sistema de SPC desenvolvido possui células de carga para estimar a carga sustentada pelos membros inferiores e superiores. Também foram desenvolvidos sensores para medir os ângulos dos joelhos (eletrogoniômetros) e o contato do pé com o solo (*footswitches*). A medida da eletromiografia de superfície dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial, reto femoral e bíceps femoral, de ambos os membros, foi realizada para acompanhar a evolução dos treinos. Para a aquisição de todos esses sinais, foram desenvolvidos programas para medir a descarga de peso, armazenar e processar os sinais em ambiente LabView 6.0i e Matlab 7.5. O sistema de forças e ângulos foi calibrado e teve o erro relativo e entre medidas calculado. O sistema de aquisição foi testado com um indivíduo hígido. Foi realizado um período de treino de 12 semanas, com sessões de 15 minutos com a esteira a uma velocidade de 1,5 km/h. Participaram oito voluntários no grupo teste (5 ASIA A, 1 ASIA B e 2 ASIA D) com idade de $29 \pm 6,66$ anos, peso de $66,30 \pm 10,27$ kg, altura de $1,74 \pm 0,12$ m e tempo de lesão de $26,00 \pm 14,52$ meses, os quais realizaram os treinos três vezes por semana, e cinco voluntários no grupo controle (1 ASIA A e 4 ASIA B) com idade de $31,4 \pm 10,16$ anos, peso de $75,50 \pm 11,03$ kg, altura de $1,75 \pm 0,05$ e tempo de lesão de $99,40 \pm 92,12$ meses, os quais fizeram apenas um treino no início e outro após as 12 semanas. O sistema de medição das forças e ângulos teve um comportamento linear com um r^2 de 0,999 e os erros foram inferiores a 1,5 %. Um dos voluntários do grupo teste (ASIA D) foi capaz de realizar o treino de forma independente após a terceira semana, sem o auxílio dos treinadores. No entanto, todos os outros voluntários necessitaram dos treinadores para movimentar as pernas. Observou-se um aumento do tempo da fase de apoio e redução no tempo do passo com o tempo de treino, além de uma redução na variabilidade do passo. A presença de atividade eletromiográfica associada às fases do movimento foi observada desde as primeiras sessões. Também houve um ganho na capacidade de sustentação da carga em membros inferiores apesar de haver uma compensação com membros superiores. O sistema de SPC em conjunto com os sinais adquiridos permitiu identificar esses fenômenos durante o TLSP.

Palavras-chave: treino locomotor; traumatismos da medula espinal; reabilitação.

ABSTRACT

The body weight support training (BWST) is a method for rehabilitation of spinal cord injury which aims at stimulating muscle capacity recovery and preventing atrophy. Moreover, it might restore the capacity of supporting body weight partially. The method consists in hanging up subjects with the help of a body weight support system (BWS), as professionals move their legs reproducing gait movements over a treadmill. Over time of training the proportion of body weight sustained by the subject increases. Moreover, during training sessions the person has the opportunity to stay in the upright position. The development of a low cost BWS system would be a major factor for application of this kind of rehabilitation in clinics and hospitals. This study aimed at developing a system to apply and evaluate the effects of BWST. The BWS system was instrumented with load cells to estimate the load sustained by the upper and lower limbs. In order to measure knee angles and foot contact, electrogoniometers and footswitches were developed as well calibration. Surface electromyography of tibialis anterior, medial gastrocnemius, rectus femoris and biceps femoris of both members, was also measured. In order to acquire, store and process all these signals, softwares were developed in LabView 6.0ie and Matlab 7.5 environments. The forces and angles sensors exhibited a linear behavior with a r^2 of 0,999 with errors smaller than 1,5%. The acquisition system was tested with a healthy individual and observed the gait characteristics were similar to those described in the literature. The system was used for BWST of spinal cord injured individuals, during 12 weeks, with 15 minutes sessions at a treadmill speed of 1,5 km/h. Eight volunteers participated in the test group (5 ASIA A, 1 ASIA B and 2 ASIA D) aged $29 \pm 6,66$ years, weight of $66,30 \pm 10,27$ kg, height of $1,74 \pm 0,12$ m time of injury from $26,00 \pm 14,52$ months, which underwent the whole training program. Five volunteers composed the control group (1 ASIA A and 4 ASIA B) aged $31,4 \pm 10,16$ years, weight of $75,50 \pm 11,03$ kg, height of $1,75 \pm 0,05$ and time of injury from $99,40 \pm 92,12$ months, which had only one training session at the beginning and one after 12 weeks. One of the volunteers of the test group (ASIA D) was able to train independently after the third week, without the aid of coaches. There was an increase at the stance phase and reduction of the step time with along training, in addition to a reduction in step variability. Electromyographic activity was always associated with the gait phases in both groups. In the test group, there was a gain in capacity to sustain weight over lower limbs. However, the use of upper limbs to help in this task was also observed. Therefore, the BWS system developed together with the acquired signals allowed to identify these phenomena during BWST and might be used in further studies.

Key words: locomotor training; spinal cord injuries; rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Representação da medula espinhal com seu calibre não uniforme, destacando as intumescências cervical e lombar	5
Figura 2:	Ciclo da passada com suas fases e sub-fases	13
Figura 3:	Recrutamento dos músculos utilizados durante as fases da passada ...	14
Figura 4:	Principais músculos utilizados durante as fases de apoio de uma passada	15
Figura 5:	Sensores posicionados na palmilha do sapato para identificar as fases da passada	16
Figura 6:	Representação da trajetória angular da articulação do joelho	17
Figura 7:	Mapa espaço-temporal da modulação da coluna sobre a atividade muscular	22
Figura 8:	Modelo de locomoção em sujeitos hígidos, lesados medulares completos e incompletos	23
Figura 9:	Posicionamento dos treinadores para a movimentação das pernas e estabilização do quadril durante o TLSP	26
Figura 10:	Sinal EMG do músculo gastrocnêmio de um sujeito com paraplegia completa, para uma passada, com sua fase de apoio e balanço	30
Figura 11:	Valor RMS do sinal eletromiográfico do músculo gastrocnêmio durante a fase de apoio no ciclo da marcha em função do peso corporal sustentado	31
Figura 12:	Valor RMS do sinal EMG no músculo gastrocnêmio no ciclo da marcha de um paciente com lesão medular incompleta	32
Figura 13:	Sistema completo para o TLSP	39
Figura 14:	Sistema de SPC composto por uma estrutura de duralumínio	40
Figura 15:	Sistema de SPC da Robomédica	41
Figura 16:	Coletes específicos para reabilitação da marcha	43
Figura 17:	Colete utilizado para o TLSP	43
Figura 18:	Fluxograma do delineamento do estudo	44

Figura 19:	Sistema SPC desenvolvido para a realização do TLSP	46
Figura 20:	Apoio da mão com regulagem de altura e pinos de segurança	47
Figura 21:	Esquema de alimentação e aquisição do sinal referente à força	48
Figura 22:	Procedimento de calibração da célula de carga da mão direita	49
Figura 23:	Fita com graduações encaixada na haste SPC e o colete	51
Figura 24:	Faixa elástica (<i>thera band</i>) para o voluntário a manter a postura ortostática	52
Figura 25:	Tornozeleira posicionada no pé do voluntário	52
Figura 26:	Diagrama em blocos da aquisição dos sinais biomecânicos e de EMG	53
Figura 27:	Diagrama em blocos do eletrogoniômetro	55
Figura 28:	Posicionamento do eletrogoniômetro para o procedimento de calibração	55
Figura 29:	Eletrogoniômetro desenvolvido	56
Figura 30:	<i>Footswitch</i> desenvolvida	57
Figura 31:	Sinal obtido com a <i>footswitch</i> durante a marcha de um sujeito hígido ..	57
Figura 32:	Interface do software desenvolvido em ambiente LabView 6.0i para controle da descarga de peso corporal	58
Figura 33:	Fluxograma do software para calibrar a descarga de peso corporal	59
Figura 34:	Interface do software desenvolvido em ambiente LabView 6.0i para aquisição dos sinais biomecânicos e de EMG	61
Figura 35:	Sinal coletado sem a utilização de <i>buffer</i>	62
Figura 36:	Fluxograma do software para aquisição dos sinais	63
Figura 37:	Interface do software desenvolvido em ambiente LabView 6.0i para leitura e processamento dos sinais coletados	64
Figura 38:	Fluxograma do software para leitura e processamento dos sinais	65
Figura 39:	Filtro Butterworth	66
Figura 40:	Sinal da <i>footswitch</i> distorcido depois de ser aplicado um filtro passa baixa de 6 Hz	67
Figura 41:	Processamento dos sinais em ambiente LabView 6.0i com a aplicação de filtros digitais	67
Figura 42:	Fluxograma do processamento dos sinais coletados	69

Figura 43:	Representação dos pacotes de 45 segundos obtidos durante a coleta de dados em função do tempo e a figura que é gerada pelo software “analise_EMML” com esses pacotes	70
Figura 44:	Representação das janelas de 500 ms no gráfico para gerar as curvas RMS	71
Figura 45:	Sinais que foram excluídos devido a problemas	72
Figura 46:	Diagrama representando as malhas de medição do estudo	73
Figura 47:	Treinadores posicionados nas laterais da esteira	79
Figura 48:	Fase de apoio da marcha durante o TLSP	80
Figura 49:	Fase de balanço da marcha durante o TLSP	81
Figura 50:	Vista frontal e dorsal do posicionamento dos eletrodos	83
Figura 51:	Posicionamento do eletrodo de referência no terço médio da tíbia	84
Figura 52:	Cabos do eletromiógrafo fixados na joelheira	85
Figura 53:	Curvas da relação tensão x carga da célula de carga do colete	87
Figura 54:	Curvas da relação tensão x carga da célula de carga da mão direita ...	88
Figura 55:	Curvas da relação tensão x carga da célula de carga da mão esquerda	88
Figura 56:	Curvas das forças medidas pelas células de carga durante uma sessão de TLSP	89
Figura 57:	Teste do colete Altiseq modelo Amazonas com o sujeito hígido	91
Figura 58:	Colete desenvolvido posicionado em um dos voluntários do estudo	92
Figura 59:	Curva da relação tensão x ângulo do eletrogoniômetro direito	93
Figura 60:	Curva da relação tensão x ângulo do eletrogoniômetro esquerdo	93
Figura 61:	Sinais obtidos durante a marcha de um sujeito hígido para teste do sistema de aquisição	94
Figura 62:	Comparação entre a média do peso inicial e final	97
Figura 63:	Comparação entre a média do IMC inicial e final	97
Figura 64:	Comparação entre a média da MIF inicial e final	98
Figura 65:	Variabilidade do passo durante a prática do TLSP	100
Figura 66:	Duração do passo durante a prática do TLSP	100
Figura 67:	Comportamento da duração da fase de apoio durante o TLSP	101
Figura 68:	Comportamento da distribuição da carga em membros inferiores durante o TLSP	102

Figura 69:	Correlação entre o percentual de carga sustentado nos membros inferiores e superiores	102
Figura 70:	Distribuição das cargas durante as 12 semanas de TLSP do indivíduo GT 3	103
Figura 71:	Sinal de EMG durante o TLSP em sujeito com lesão medular completa	104
Figura 72:	Sinal de EMG no músculo bíceps femoral esquerdo e a continuidade do movimento	104
Figura 73:	A atividade eletromiográfica presente desde as sessões iniciais	105
Figura 74:	Redução na amplitude do sinal de EMG RMS do músculo tibial anterior esquerdo ao longo da sessão de TLSP	106
Figura 75:	Redução na amplitude do sinal de EMG RMS do músculo tibial anterior esquerdo ao longo da sessão de TLSP	106

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Classificação da lesão medular segundo a ASIA	8
Quadro 2: Classificação dos danos neurológicos obtidas com o protocolo da ASIA	9
Quadro 3: Objetivos de reabilitação de acordo com a localização da lesão medular	10

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Músculos utilizados durante os eventos da passada	14
Tabela 2:	Regiões do corpo avaliadas na cirtometria	76
Tabela 3:	Valores médios do erro entre as medidas (%)	89
Tabela 4:	Valores médios do erro relativo (%)	89
Tabela 5:	Valores médios dos erros dos eletrogoniômetros (%)	93
Tabela 6:	Valores médios do percentual da fase de apoio e tempo do passo	94
Tabela 7:	Valores RMS do sinal EMG e a correlação entre a ativação do TA e do GM	95
Tabela 8:	Caracterização do grupo teste	96
Tabela 9:	Caracterização do grupo controle	96
Tabela 10:	Comparação entre o GT e o GC	96
Tabela 11:	Resultados individuais da MIF por domínio	98
Tabela 12:	Inspeção de pele dos voluntários do estudo	99
Tabela 13:	Valor máximo do sinal de EMG rms do músculo tibial anterior na sessão de coleta	107
Tabela 14:	Valor máximo do sinal de EMG rms do músculo gastrocnêmio medial na sessão de coleta	107
Tabela 15:	Valor máximo do sinal de EMG rms do músculo reto femoral na sessão de coleta	108
Tabela 16:	Valor máximo do sinal de EMG rms do músculo bíceps femoral na sessão de coleta	108

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASIA - Associação Americana de Lesão Medular (*American Spinal Injury Association*)

BF - bíceps femoral

EENM - estimulação elétrica neuromuscular

EMG - eletromiografia

FES - estimulação elétrica funcional (*Functional Electrical Stimulation*)

GC - grupo controle

GT - grupo teste

GM - gastrocnêmio medial

IMC - índice de massa corporal

LER - Laboratório de Engenharia de Reabilitação

MIF - Medida de Independência Funcional

MMII - membros inferiores

MMSS - membros superiores

PAF - projétil de arma de fogo

r^2 - coeficiente de determinação

RF - reto femoral

RMS - raiz média quadrada (*root mean square*)

SNC - sistema nervoso central

SPC - suporte de peso corporal

TA - tibial anterior

TLSP - treinamento locomotor com suporte de peso

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	OBJETIVOS	3
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
2.1	LESÃO MEDULAR	4
2.1.1	Coluna Vertebral e Medula Espinhal.....	4
2.1.2	Tipos de Lesões Medulares	6
2.1.3	Classificação da Lesão medular	7
2.1.4	Reabilitação da Lesão Medular	9
2.2	CARACTERÍSTICAS DA MARCHA	12
2.2.1	Mudanças na Marcha Provocadas pelo SPC	17
2.3	TREINO LOCOMOTOR COM SUPORTE DE PESO (TLSP)	18
2.3.1	Modelagem dos Mecanismos do TLSP	20
2.3.2	Aplicação do TLSP	25
2.3.3	Resultados Obtidos com o TLSP	28
2.3.4	TLSP Associado a outras Técnicas e com Auxílio Robótico	35
2.3.5	Limitações do TLSP	36
2.4	SISTEMAS DE APLICAÇÃO E AVALIAÇÃO DO TLSP	37
3	MÉTODOS	44
3.1	LOCAL DA PESQUISA	45
3.2	DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA INSTRUMENTADO DE SPC	45
3.2.1	Colete para Suspensão dos Voluntários	50
3.3	AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS SINAIS	53
3.3.1	Eletromiógrafo	54
3.3.2	Módulo de Ângulo e <i>Footswitch</i>	54
3.3.3	Software para Calibrar a Descarga de Peso Corporal	58
3.3.4	Software para Aquisição dos Sinais Biomecânicos e de EMG	60
3.3.5	Software para Leitura e Processamento dos Sinais	64
3.3.6	Processamento e Análise dos Sinais Coletados	68

3.3.7	Malhas de Medição	72
3.3.8	Teste do Sistema de SPC e Aquisição	73
3.4	APLICAÇÃO DO TLSP EM INDIVÍDUOS COM LESÃO MEDULAR	74
3.4.1	População	74
3.4.2	Avaliações Clínicas	75
3.4.3	Protocolo de Treinamento	76
3.4.4	Treinadores	78
3.4.5	Aplicação do Treino	79
3.5	COLETA DE DADOS	82
3.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	85
4	RESULTADOS	87
4.1	SISTEMA DE SUPORTE DE PESO	87
4.1.1	Calibração das Células de Carga	87
4.1.2	Colete	90
4.2	SISTEMA DE AQUISIÇÃO	92
4.2.1	Calibração do Eletrogoniômetro	92
4.3	TESTE DO SISTEMA COM INDIVÍDUO HÍGIDO	94
4.4	AMOSTRA	95
4.5	AVALIAÇÕES CLÍNICAS	96
4.6	RESULTADO DO TLSP	99
4.6.1	Variáveis Espaço-temporais	99
4.6.2	Descarga de Peso Corporal	101
4.6.3	Eletromiografia	103
5	DISCUSSÃO	109
5.1	SOBRE O SISTEMA DESENVOLVIDO	109
5.2	SOBRE A APLICAÇÃO E AVALIAÇÃO DO TLSP	112
5.3	SOBRE OS TRABALHOS FUTUROS	119
6	CONCLUSÃO	121
	REFERÊNCIAS	123
	ANEXOS	133
	APÊNDICES	138

1 INTRODUÇÃO

Os traumas na coluna vertebral podem resultar em uma lesão medular que limita total ou parcialmente tanto as funções motoras como sensitivas. O nível da lesão define o grau de comprometimento nessas funções, quanto mais alto o nível, maiores serão as limitações decorrentes (FREED, 1994). As causas mais comuns desses traumas são quedas, acidentes automobilísticos, mergulhos em água rasa, ferimentos de projétil de arma de fogo (PAF) ou arma branca (SCHIMTZ, 1993; DEFINO, 1999).

O número de pessoas que sofre algum tipo de deficiência física vem aumentando significativamente (MANCUSSI; FARO, 2003). Com o crescimento da população acometida por lesões medulares, a economia é influenciada à medida que também são aumentados os gastos com internamento e terapia. A lesão medular torna-se fonte incapacitante para muitos adultos jovens que se encontram na idade economicamente produtiva e impede seu ingresso ou permanência no mercado de trabalho (OLIVEIRA; DALGALARRONDO, 2003). Apenas 36,7 % (9 milhões) entre os brasileiros que portam algum tipo de deficiência (24,5 milhões) trabalham (TEIXEIRA; OLIVEIRA, 2004).

A lesão medular limita a capacidade de realizar simples tarefas diárias e a reabilitação busca maximizar a funcionalidade remanescente para tornar o indivíduo com lesão medular o mais independente possível. Assim, o processo de reabilitação envolve aspectos físicos, psicológicos e sociais (MANHÃES, 2004) e não deve se limitar apenas ao período em que o indivíduo encontra-se no hospital ou na clínica de reabilitação, mas deve estender-se ao seu cotidiano, de forma que seja explorada e realizada a manutenção das potencialidades e habilidades adquiridas (MARINHO *et al.*, 2004).

A recuperação da capacidade de deambular é uma das últimas etapas do processo de reabilitação, pois envolve a interação de grandes grupos musculares de forma coordenada com o objetivo de produzir a sustentação e o deslocamento do próprio corpo. Entre algumas alternativas para esta reabilitação podem ser citadas a

hidroterapia, a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) e o treinamento locomotor com suporte parcial de peso (TLSP).

O TLSP consiste na sustentação parcial do peso corporal do indivíduo, com auxílio de um sistema de suporte de peso corporal (SPC), que mantém o indivíduo em ortostatismo, enquanto profissionais movimentam seus membros inferiores e reproduzem os movimentos da marcha sobre uma esteira elétrica (WILSON *et al.*, 2000). A parcela de peso corporal sustentada pelo indivíduo é aumentada gradativamente à medida que ele adquire maior capacidade de sustentá-la (DIETZ *et al.*, 1998; DIETZ; HARKEMA, 2004). Este método pode ser aplicado após a estabilização da lesão, e o reaparecimento dos reflexos espinhais, induzindo um padrão locomotor, que evita a atrofia muscular e restabelece parcialmente o controle na capacidade de sustentação do peso corporal que depende do comprometimento motor (DIETZ *et al.*, 1998).

Estudos têm mostrado alterações significativas no sinal eletromiográfico dos músculos dos membros inferiores ao longo do treino e sugerem que o mesmo tende ao padrão de um sinal apresentado durante a marcha de indivíduos hígidos (DIETZ *et al.*, 1998; DIETZ; HARKEMA, 2004; ERNI; COLOMBO, 1998; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001). A eficácia deste método tem sido demonstrada, portanto, pela evolução do sinal eletromiográfico, pelo aumento da capacidade de sustentação do peso e pela observação de que, em alguns casos, pacientes com lesão incompleta puderam recuperar a habilidade de deambular por curtas distâncias (WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001; THOMAS; GORASSINI, 2005; BEHRMAN *et al.*, 2005; DOBKIN *et al.*, 2006). Isto evidencia os benefícios do TLSP e mostra que seus efeitos advêm da plasticidade do sistema neuromotor.

As pesquisas com sistemas de SPC no Brasil estão associadas a laboratórios de estudo da marcha (ROESLER *et al.*, 2005; PATIÑO *et al.*, 2007). O custo para a construção e manutenção desses laboratórios acaba sendo elevado devido aos equipamentos necessários. Portanto, o desenvolvimento de um sistema de SPC de baixo custo com sensores que permitam controlar e avaliar a evolução do TLSP pode contribuir para que esse método de reabilitação não se limite apenas ao ambiente de pesquisa.

A carga suportada pelos membros inferiores durante a aplicação do TLSP é descrita como um importante parâmetro para o sucesso desse método (DIETZ *et al.*, 1998) e foram observadas variações nessa carga durante a aplicação do TLSP ao longo da passada (ROESLER *et al.*, 2005; PEREIRA, 2008). Portanto, um sistema que permita identificar o comportamento das cargas em membros inferiores e superiores durante o TLSP pode contribuir no desenvolvimento de estratégias que tornem mais eficiente a aplicação desse método, conhecer a real evolução na capacidade de sustentação do peso corporal e relacionar essa carga efetiva sobre os membros inferiores com o sinal eletromiográfico.

1.1 OBJETIVOS

Este estudo tem como objetivo principal desenvolver um sistema para aplicação e avaliação dos efeitos do treinamento locomotor com suporte parcial de peso ao longo do tempo em indivíduos com lesão medular.

Tendo este estudo uma abrangência interdisciplinar, têm-se como objetivos específicos:

- (1) Desenvolver um sistema de SPC com sensores capazes de medir a carga sustentada pelos membros inferiores e superiores durante o TLSP;
- (2) Desenvolver um sistema para medir as variáveis espaço-temporais e cinemáticas da marcha durante o TLSP;
- (3) Determinar os parâmetros espaço-temporais da marcha durante o TLSP de lesados medulares;
- (4) Determinar a carga real sustentada nos membros inferiores durante o TLSP de lesados medulares;
- (5) Determinar padrões eletromiográficos em membros inferiores durante o TLSP de lesados medulares;
- (6) Avaliar as alterações na capacidade funcional de lesados medulares após a aplicação do TLSP.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo será apresentada uma pequena introdução sobre a lesão medular, a descrição de alguns parâmetros sobre a biomecânica da marcha e apresentados os mecanismos de funcionamento e efeitos do TLSP descritos na literatura.

2.1 LESÃO MEDULAR

A fim de descrever resumidamente a lesão medular serão abordados alguns aspectos anatômicos, características da lesão, classificação e reabilitação. Porém, para uma abordagem mais detalhada sugere-se consultar a literatura específica.

2.1.1 Coluna Vertebral e Medula Espinhal

A coluna vertebral pode ser considerada como “uma importante estrutura de sustentação do corpo humano” (MACHADO, 1999). Constituída por 33 a 34 vértebras, sendo 7 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e 4 ou 5 coccígenas (DEFINO, 1999), possui quatro curvaturas, sendo a torácica e a sacral com concavidade anterior e a cervical e a lombar com convexidade anterior. Os discos intervertebrais são estruturas que se localizam entre as vértebras, capazes de resistir a consideráveis sobrecargas verticais de força (HAY; REID, 1985). Além disso, a coluna possui os músculos e ligamentos responsáveis pela sua estabilidade e sustentação.

Parte do sistema nervoso central (SNC) encontra-se localizado dentro do esqueleto axial. A coluna vertebral é responsável pela proteção da medula espinhal, assim como o crânio é do encéfalo. A medula através de fibras ascendentes e descendentes, organizadas em tratos, conduz estímulos sensitivos ao encéfalo e originados no encéfalo até órgãos efetores, respectivamente (DEFINO, 1999).

Anatomicamente, a medula apresenta um formato cilíndrico, sendo ligeiramente achatada no sentido antero-posterior. Seu calibre não é uniforme, e apresenta duas dilatações: as intumescências cervical e lombar (Figura 1), que correspondem aos locais onde grossas raízes nervosas conectam-se com a medula formando os plexos braquial e lombosacral. Os principais nervos que saem desses plexos ramificam-se em vários nervos menores os quais inervam a musculatura dos membros superiores e inferiores.

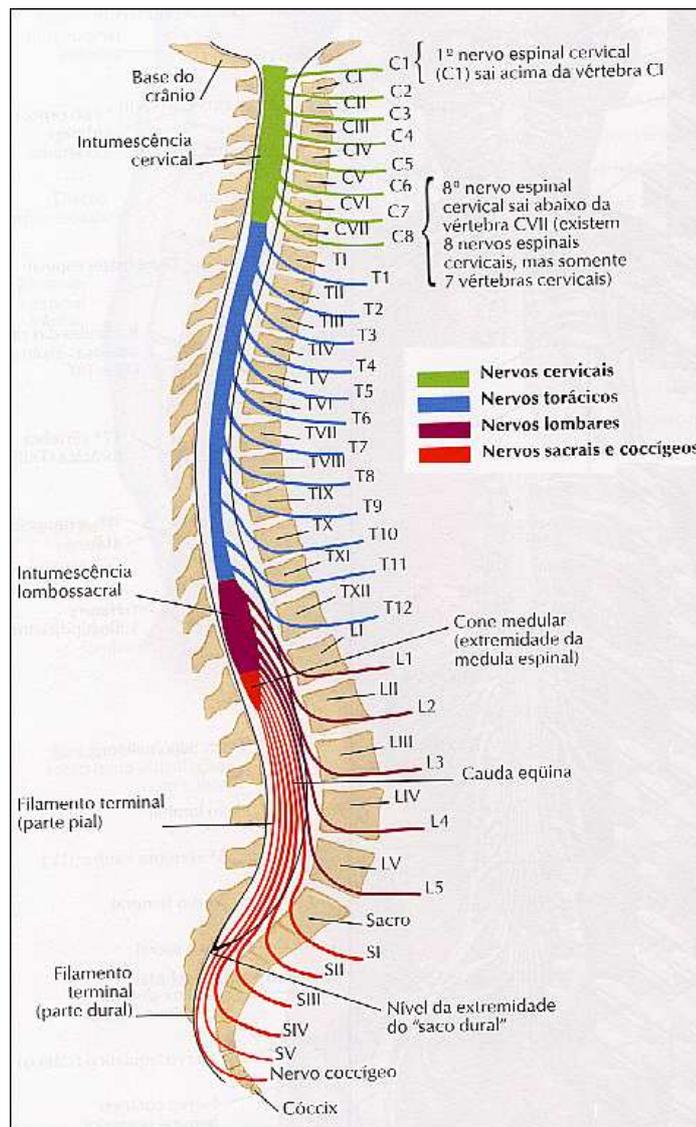


Figura 1: Representação da medula espinhal com seu calibre não uniforme, destacando as intumescências cervical e lombar. Também mostrando as saídas dos principais nervos das regiões cervical (8), torácica (12), lombar (5) e sacral-coccígeno (6), e a localização das vértebras. Adaptado de Netter (2004).

As fibras nervosas que saem da medula espinhal ou de gânglios sensitivos, agrupam-se em feixes que, em associação com estruturas conjuntivas, formam os nervos espinhais. À medida que o nervo se distancia de sua origem, os fascículos penetram nos órgãos a serem inervados (MACHADO, 1999).

2.1.2 Tipos de Lesões Medulares

A lesão medular causa uma disfunção sensório-motora, em que as informações sensoriais não são transmitidas ao encéfalo, e como conseqüência não há uma resposta motora (RAINETEAU; SCHWAB, 2001). Na região lesionada pode ocorrer a desmielinização inclusive lesão axonal de alguns axônios o que contribui para a falha nessa comunicação sensório-motora (RAINETEAU; SCHWAB, 2001; ROSSIGNOL *et al.*, 2007).

As lesões medulares podem ser de origem traumática ou não-traumática (LIANZA, 2001). Existem dois tipos de lesões traumáticas que atingem o sistema nervoso central, os traumatismos cranioencefálicos e os raquimedulares, o qual se refere a qualquer agressão na medula espinhal (OLIVEIRA; DALGALARRONDO, 2003) e que pode resultar em limitações motoras e sensoriais que estão diretamente relacionadas com o nível da lesão (MARINHO *et al.*, 2004).

Funcionalmente, é possível classificar os traumatismos raquimedulares em tetraplegia e paraplegia. O primeiro termo é usado quando ocorre uma paralisia parcial ou completa na função motora dos membros superiores, inferiores e do tronco, incluindo os músculos respiratórios, resultante de traumas na região cervical. O segundo termo é empregado quando ocorre uma paralisia parcial ou completa na função motora dos membros inferiores e do tronco ou parte dele, resultante de traumas na região torácica, lombar e raízes sacrais (BARROS FILHO *et al.*, 1994).

Após uma lesão traumática da medula espinhal, inicia-se um período denominado “choque medular”, caracterizado por uma paralisia flácida, ausência de atividade reflexa e perda da sensibilidade abaixo da lesão, por um período que pode durar dias a semanas (LIANZA, 2001). Após o choque, os reflexos segmentares abaixo do local da lesão espinhal retornam, devido a uma reorganização funcional das estruturas medulares, tornando-se gradualmente hiperativos (LIANZA, 2001).

Um aumento do tônus (espasticidade) também é encontrado na musculatura dos membros, particularmente os flexores de braços e os extensores da perna (OLIVEIRA; DALGALARRONDO, 2003; LEHMKUHL; SMITH, 1989).

O distúrbio da sensibilidade torna limitada a percepção do desconforto, que pode resultar numa oclusão vascular não percebida, ocasionando assim a destruição dos tecidos, que podem levar às úlceras de pressão e deformações osteoarticulares (LEHMKUHL; SMITH, 1989; MANCUSSI e FARO, 2003).

A perda no controle motor inibe o uso de determinados grupos musculares que resulta em uma atrofia muscular (LEHMKUHL; SMITH, 1989), que altera a síntese de proteínas, a dinâmica contrátil e a efetividade das vias metabólicas com uma diminuição no número de capilares e mitocôndrias, além do aumento no número de lipídios citoplasmáticos no músculo esquelético (SCELSI, 2001). Desta forma, há uma mudança no tipo de fibra muscular predominante, que passa do tipo I, fibras de contração lenta, para o tipo II, fibras de contração rápida (SCELSI, 2001). Ainda é possível observar uma redução nas quantidades de miofilamentos de actina e miosina na fibra muscular, resultando na diminuição do diâmetro individual de cada fibra muscular e na força muscular (DURIGAN *et al.*, 2005).

2.1.3 Classificação da Lesão Medular

As conseqüências da lesão podem ser determinadas com base em sintomas e sinais clínicos observados, e variam de uma simples limitação até a dependência total de terceiros (MACHADO, 1999). Com o objetivo de padronizar a classificação da lesão medular, e permitir a comparação entre indivíduos, a ASIA (*American Spinal Injury Association*) reuniu especialistas de diversas áreas (neurocirurgia, ortopedia, medicina física, fisioterapia e epidemiologia) e desenvolveram um protocolo para a classificação da lesão medular (anexo I), onde foi realizada uma adaptação da escala de Frankel e a lesão medular também foi classificada em cinco graus, como apresentado no Quadro 1 (BARROS FILHO *et al.*, 1994; Defino, 1999; ASIA, 2001).

Quadro 1: Classificação da lesão medular adaptada segundo a escala de Frankel (ASIA, 2001).

A	Completa	Não há função motora ou sensitiva preservada, incluindo incapacidade de contração anal e anestesia nos segmentos S4-S5
B	Incompleta	Há função sensitiva, porém não motora, preservada abaixo do nível neurológico, estendendo-se até os segmentos sacros S4-S5
C	Incompleta	Há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico está abaixo do grau 3
D	Incompleta	Há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico está com grau 3 ou mais
E	Normal	As funções sensitivas e motoras são normais

A ASIA desenvolveu um protocolo com escore numérico que classifica o nível neurológico da lesão como o segmento mais distal da medula com função sensorial e motora normal em ambos os lados do corpo (BARROS FILHO *et al.*, 1994; NEVES *et al.*, 2007). Para esta classificação é realizada uma avaliação sensitiva sobre os 28 dermatômos de C2 a S5 tanto para toque leve quanto para dor de ambos os lados do corpo, verificando assim o nível e escore sensitivo (BARROS FILHO *et al.*, 1994; NEVES *et al.*, 2007).

Também é avaliada a resposta motora sobre 10 miótomos de ambos os lados do corpo, onde é testado o grau de força em grupos musculares específicos que representam cada segmento medular, verificando com isso o nível motor (BARROS FILHO *et al.*, 1994; NEVES *et al.*, 2007). Essa avaliação motora é realizada para cada lado do corpo com escores que variam de 0 a 5 pontos. A soma das avaliações de ambos os lados fornece um índice total, sendo um modo quantitativo de avaliar a função motora.

A classificação de uma lesão como completa ou incompleta é realizada pela sensação sacral, observando a presença ou ausência de contração voluntária do esfíncter anal (NEVES *et al.*, 2007). Não sendo preservada a função sacral, a lesão é classificada como completa. O Quadro 2 apresenta um resumo, dos danos neurológicos avaliados pelo protocolo da ASIA (BARROS FILHO *et al.*, 1994).

Quadro 2: Classificação neurológica obtida com o protocolo da ASIA (BARROS FILHO *et al.*, 1994)

Nível Motor	Último nível com força muscular grau 3 ou maior, sendo o anterior com força muscular normal (grau 4 ou 5)
Nível Sensitivo	Último dermatomo onde as sensibilidades testadas tanto para dor como tato fino são normais (escore 2)
Zona de Preservação Parcial (apenas lesões completas)	Região onde existe função sensitiva e/ou motora, mas não é normal (escore 1)
Nível Esquelético	Vértebra acometida

Essa avaliação vem sendo utilizada e aceita no meio científico como um meio de padronizar a classificação da lesão medular. No entanto, existe um grau de subjetividade atribuída ao examinador durante a avaliação. Por isso, alguns ensaios têm sido realizados utilizando estímulos térmicos, elétricos e vibratórios padronizados, na tentativa de detectar mínimas anormalidades sensoriais e quantificá-las (SAVIC *et al.*, 2007).

2.1.4 Reabilitação da Lesão Medular

Depois de atingida a estabilidade clínica pode-se iniciar o processo de reabilitação na busca de maximizar as funções preservadas e adaptar o indivíduo à nova condição. A reabilitação da lesão medular é um processo multidisciplinar com a interação de profissionais de várias áreas (MANCUSSI e FARO, 2003; MANHÃES, 2004).

Após diagnosticado o quadro neurológico da lesão, algumas metas funcionais são estabelecidas de acordo com o seu nível. O Quadro 3 apresenta alguns dos objetivos funcionais para a reabilitação de lesões localizadas na região torácica e lombar.

Entre os objetivos da reabilitação funcional está o aumento na independência do indivíduo para realizar atividades da vida diária. No entanto, essa independência está ligada também à locomoção. Dependendo do nível da lesão é possível estimular e até desenvolver estratégias de deambulação. No caso da lesão incompleta, pode ocorrer uma reorganização na comunicação sensorio-motora devido à plasticidade sináptica ou a plasticidade anatômica (RAINETEAU; SCHWAB, 2001). Além disso, o ser humano é capaz de desenvolver alternativas

compensatórias para suprir as funções perdidas (GRASSO *et al.*, 2004). Isso fica mais evidente em indivíduos classificados pela ASIA como C e D, pois possuem o controle sobre alguns músculos abaixo do nível da lesão (BEHRMAN *et al.*, 2005).

Quadro 3: Objetivos de reabilitação de acordo com a localização da lesão medular. Adaptado de Rowey *et al.* (2000).

Nível	Músculo Chave	Movimento	Metas Funcionais
T1 – T5	Músculos intercostais e dorsais	Apoio de tronco sem movimento nos membros inferiores	Atividades de vida diária, transferências e pode dirigir automóvel adaptado
T6 – T12	Abdominais	Controle do tronco	Independência total na cadeira de rodas e ambulação com órteses
L1 – L2	Psoas maior e iliopsoas	Flexão do quadril	Ambulação com órteses e/ou dispositivo de reciprocidade
L3 – L4	Quadríceps da coxa e tibial anterior	Extensão do joelho e flexão dorsal do pé	Ambulação com órteses e muletas/bengalas
L5	Fibulares	Eversão	Ambulação com órteses pertinentes
S1 – S4	Glúteo	Extensão do quadril	Marcha normal

A recuperação da capacidade de deambular é uma das últimas etapas do processo de reabilitação, pois envolve a interação de grandes grupos musculares de forma coordenada com o objetivo de produzir a sustentação e o deslocamento do próprio corpo. Entre algumas alternativas para esta reabilitação podem ser utilizadas a hidroterapia (ISRAEL, 1990), a estimulação elétrica neuromuscular (DURIGAN *et al.*, 2005) e o TLSP (DIETZ, 2008; DIETZ; HARKEMA, 2004; HARKEMA, 2001; HAUPENTHAL *et al.*; 2008). Esses métodos apenas estimulam o reaprendizado da marcha, a recuperação total dessa função depende do nível neurológico da lesão, e quais funções foram comprometidas, sendo particular para cada indivíduo.

A hidroterapia tem mostrado bons resultados para o estímulo motor, e se vale das propriedades físicas da água, como o empuxo e a resistência aumentada para proporcionar uma maior funcionalidade e independência dos movimentos do indivíduo (ISRAEL, 1990). Porém, a evolução do indivíduo fica restrita ao ambiente

aquático. Por isso, é sugerido que também sejam realizadas atividades fora da água, no ambiente terrestre, que respeitem suas limitações funcionais (ISRAEL, 1990).

A EENM por meio de eletrodos de superfície é um método de reabilitação que reduz a atrofia muscular, pois provoca o fortalecimento e a hipertrofia das fibras musculares estimuladas (DURIGAN *et al.*, 2005). Os resultados da aplicação deste método têm demonstrado efeitos psicológicos positivos frente à recuperação da funcionalidade (MANHÃES, 2004), uma vez que, durante alguns instantes os indivíduos podem realizar o movimento de deambulação mesmo que limitado. No entanto, fisiologicamente a fadiga muscular precoce tem limitado a utilização da EENM por longos períodos (SENE, 2003).

O TLSP consiste na sustentação parcial do peso corporal do indivíduo, com auxílio do SPC, o qual mantém o indivíduo em ortostatismo, enquanto profissionais podem movimentar seus membros inferiores e reproduzem os movimentos da marcha sobre uma esteira elétrica (WILSON *et al.*, 2000). A parcela de peso corporal sustentada pelo indivíduo é aumentada gradativamente à medida que ele adquire maior capacidade de sustentá-la (DIETZ *et al.*, 1998; DIETZ; HARKEMA, 2004). Este método pode ser aplicado após a estabilização da lesão, e o reaparecimento dos reflexos espinhais, induzindo um padrão locomotor, que evita a atrofia muscular e restabelece parcialmente o controle na capacidade de sustentação do peso corporal que depende do comprometimento motor (DIETZ *et al.*, 1998).

O estímulo da marcha independente do método utilizado é um meio de realizar uma atividade física, que pode trazer como conseqüências melhorias na capacidade cardio-respiratória, circulatória e psicológica. Além de prevenir futuras complicações decorrentes do sedentarismo, como obesidade, osteoporose, entre outros (LIANZA, 2001; NAHAS, 2001). Além disso, a prática de qualquer atividade física por indivíduos com lesão medular proporciona uma melhora na capacidade funcional que resulta numa maior independência, bem como uma melhor capacidade física e qualidade de vida (NASCIMENTO; SILVA, 2007). A marcha permite ainda que o indivíduo permaneça na posição ortostática, mesmo que temporariamente.

2.2 CARACTERÍSTICAS DA MARCHA

A marcha sendo um dos objetivos da reabilitação deve ser realizada de forma padronizada. Será abordada uma descrição das principais características biomecânicas e eletromiográficas da marcha e como controlá-las.

A deambulação pode ser definida como um tipo de locomoção. No ser humano, um padrão bípede de deambulação é adquirido durante a infância. Com a prática (treinamento), o sistema sensório-motor torna-se adaptado sendo capaz de gerar automaticamente uma seqüência de comandos de controle motor permitindo a caminhada sem esforço consciente (LEHMKUHL; SMITH, 1989).

Segundo Capaday (2002), a marcha em humanos possui três importantes características: humanos caminham em pé (erectos), no momento de contato com o chão a perna de apoio encontra-se estendida e o pé toca o chão inicialmente com o calcanhar.

A passada, que corresponde a um ciclo da marcha, é iniciada com o toque do calcanhar do pé no solo e termina com o toque do calcanhar do mesmo pé no solo. A marcha pode ser dividida basicamente em duas fases conhecidas como fase de apoio e fase de balanço. A fase de apoio ocorre quando o pé de referência encontra-se em contato com o solo, correspondendo ao período que vai aproximadamente de 0% a 62% do ciclo da passada e fase de balanço ocorre quando o pé de referência está desprendido do solo, correspondendo ao período que vai aproximadamente de 62% a 100% do ciclo da passada (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITZA, 1998). A Figura 2 ilustra as fases e sub-fases da passada durante a marcha.

Durante a passada existe um trabalho coordenado e seqüencial entre os músculos flexores e extensores dos membros inferiores, sendo que os flexores atuam durante a fase de balanço e os extensores durante a fase de apoio (CAPADAY, 2002). Essa atividade é continuamente monitorada por estímulos proprioceptivos por meio de mecanismos espinhais que são os responsáveis pela coordenação entre os membros inferiores durante a marcha. Desta forma, uma combinação de estímulos aferentes e eferentes é necessária para a indução de um padrão locomotor (DIETZ; HARKEMA, 2004).

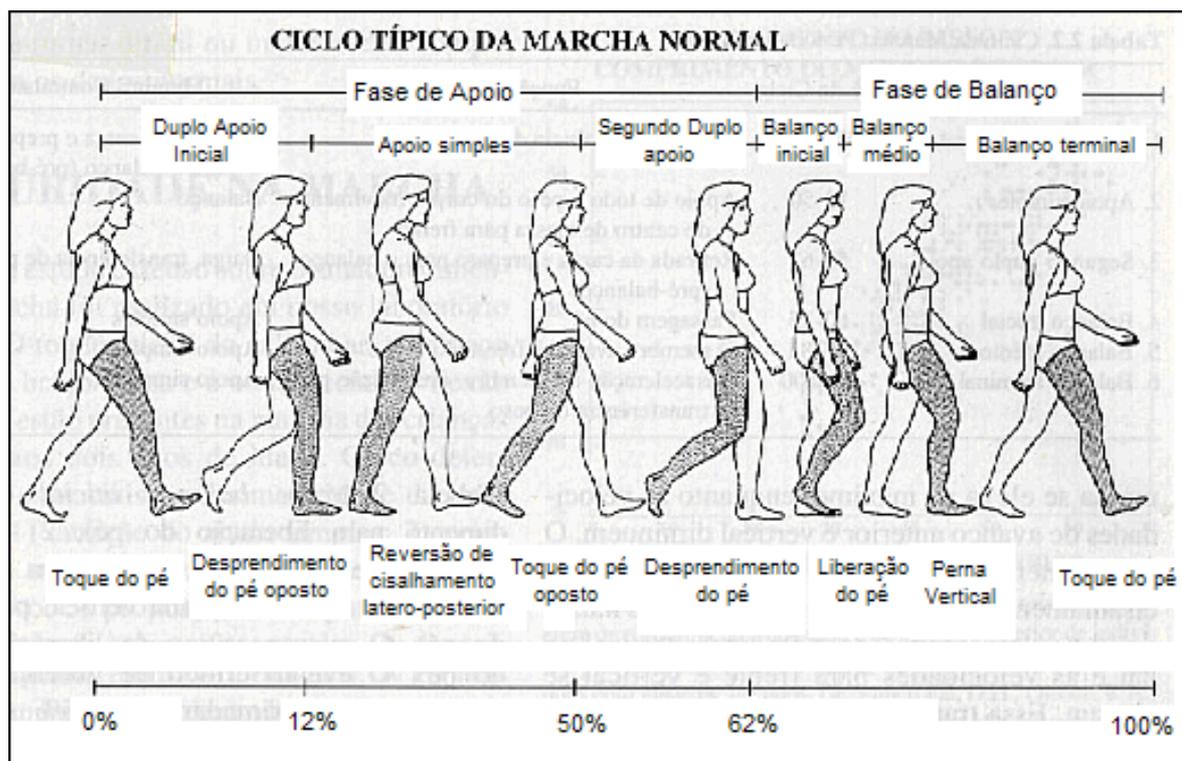


Figura 2: Ciclo da passada com suas fases e sub-fases. Adaptado de Sutherland, Kaufman e Moitza, (1998).

Durante a contração muscular, o processo de despolarização e subsequente repolarização gera um potencial elétrico ao longo das fibras musculares que pode ser captado por meio de eletrodos (WINTER, 2005). Este processo é denominado eletromiografia (EMG) e podem ser utilizados eletrodos do tipo agulha ou de superfície (O'SULLIVAN; SCHIMTZ, 2004).

A EMG de superfície com eletrodos bipolares é muito utilizada em análises biomecânicas e fornece informações sobre os músculos superficiais, além de ser de fácil utilização e livre de desconforto (SODERBERG; KNUTSON, 2000). Com o auxílio desse instrumento é possível identificar os padrões de recrutamento de diferentes músculos ou grupos musculares, extraindo informações referentes à amplitude, o espectro de potência e a coordenação da ativação muscular (RAU; SCHULTE; DISSELHORST-KLUG, 2004).

Uma descrição desta atividade entre os músculos durante a marcha pode ser observada na Tabela 1 e a coordenação do recrutamento muscular durante a passada é mostrada na Figura 3, onde também é possível observar o instante que cada músculo é contraído.

Tabela 1: Músculos utilizados durante os eventos da passada (RAB, 1998).

Fase da Passada	Grupos Musculares	Músculos
Toque do pé de referência	Flexores dorsais do tornozelo, extensores do quadril e flexores do joelho	Tibial anterior, glúteo máximo e flexores do joelho
Duplo apoio inicial	Extensores do joelho, abdutores do quadril e flexores plantares do tornozelo	Músculos vastos, glúteo médio e gastrocnêmio
Apoio médio	Flexores plantares do tornozelo	Gastrocnêmio e sóleo
Apoio terminal	Flexores plantares do tornozelo	Gastrocnêmio e sóleo
Segundo duplo apoio	Flexores do quadril	Iliopsoas e reto da coxa
Balanço inicial	Flexores do quadril e flexores dorsais do tornozelo	Iliopsoas, reto da coxa e tibial anterior
Balanço médio	Flexores dorsais do tornozelo	Tibial anterior
Balanço terminal	Flexores do joelho, extensores do quadril, flexores dorsais do tornozelo e extensores do joelho	Músculos flexores do joelho, glúteo máximo, tibial anterior e músculos vastos

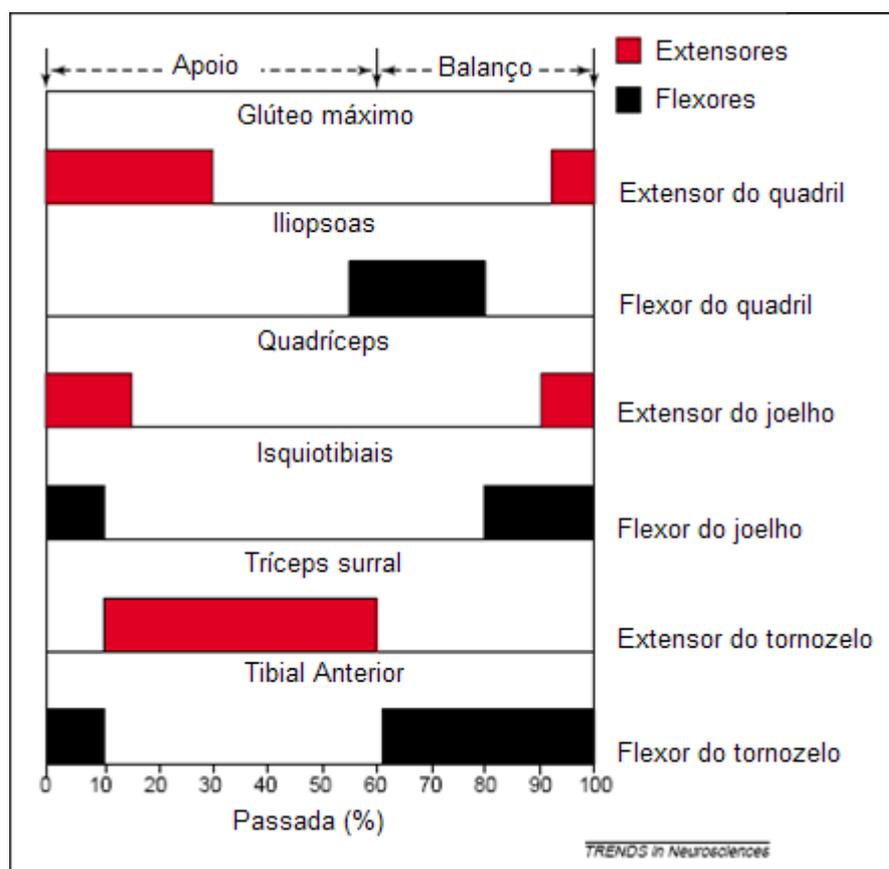


Figura 3: Recrutamento dos músculos utilizados durante as fases da passada, onde é possível perceber a interação entre flexores e extensores. Adaptado de Capaday (2002).

Como se pode observar na Figura 3, o músculo gastrocnêmio (flexor plantar) tem grande contribuição na sustentação do peso corporal durante a fase de apoio da passada, sendo estimulado durante quase a totalidade dessa fase até o desprendimento do solo (ZAJAC, NEPTUNE, KAUTZ, 2003). Por isso, é um dos principais músculos estudados com a eletromiografia na marcha. A figura 4 mostra os principais músculos utilizados durante a fase de apoio da passada.

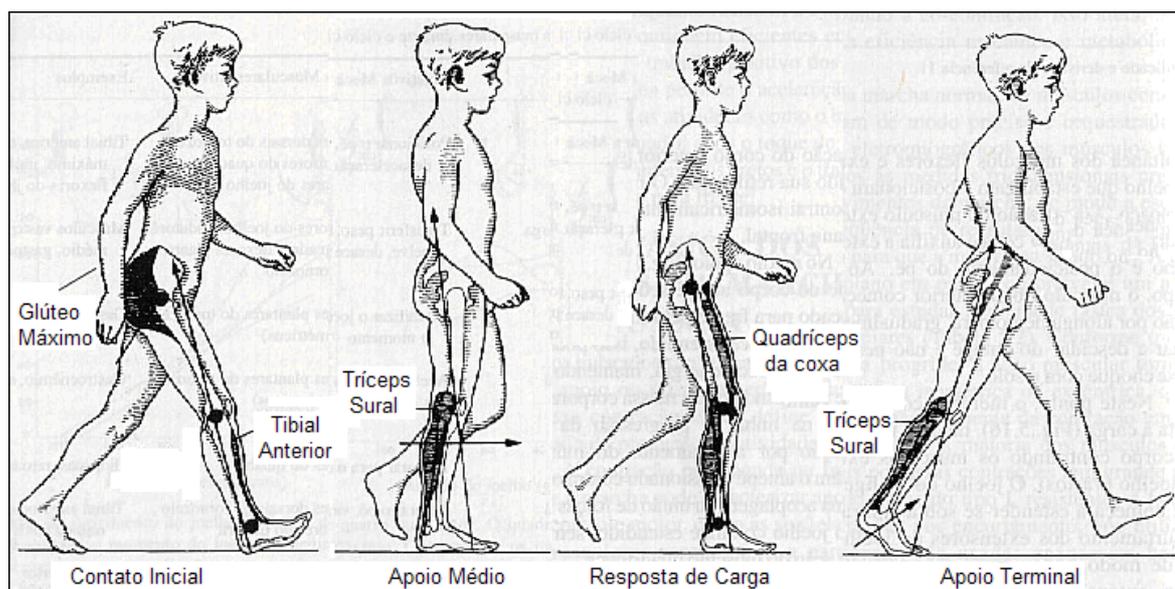


Figura 4: Principais músculos utilizados durante as fases de apoio de uma passada, adaptado de De Gage, 1990 (ROSE; RALTON; GAMBLE, 1998).

A amplitude do sinal de EMG é utilizada para quantificar o nível de contração muscular. No entanto, pode sofrer a influência de fatores como a distância entre o músculo e os eletrodos, a localização dos eletrodos em relação às estruturas anatômicas, a distância entre eletrodos e o tamanho dos eletrodos (RAU; SCHULTE; DISSELHORST-KLUG, 2004).

Portanto, alguns cuidados devem ser tomados na utilização desse recurso, como o cuidado com a limpeza da pele para remover células mortas, sujeira e a própria oleosidade natural (TÜRKER, 1993). Além disso, o sinal pode sofrer a interferência de artefatos mecânicos devido aos movimentos dos eletrodos na pele ou dos cabos, artefatos elétricos devido à influência de outros equipamentos ou a própria rede elétrica e de outros músculos devido ao posicionamento dos eletrodos (TÜRKER, 1993).

Na tentativa de minimizar os ruídos durante a captação desse sinal, é utilizado um eletrodo de referência, geralmente posicionado em uma região eletricamente neutra como uma proeminência óssea (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Durante o estudo eletromiográfico da marcha, são necessários dispositivos que auxiliem na identificação dos eventos da passada e os sincronizem com o sinal de EMG. Para tanto, podem ser utilizados vários recursos como: a plataforma de força (DIETZ *et al.*, 1998; LAM; DIETZ, 2004; PATIÑO *et al.*, 2007), eletrogoniômetros (COLOMBO; WIRZ; DIETZ, 2001), palmilhas especiais como ilustrado na figura 5 (LINDQUIST, 2005), acelerômetros (MANSFIELD; LYONS, 2003) ou *foot switches* (HARKEMA *et al.*, 1997; BERES-JONES; HARKEMA, 2004; DOMINGO; SAWACKI; FERRIS, 2007).



Figura 5: Sensores posicionados na palmilha do sapato para identificar as fases da passada (LINDQUIST, 2005).

Os eletrogoniômetros quando associados com simples modelos biomecânicos facilitam a descrição dos eventos da marcha (ZAJAC; NEPTUNE; KAUTZ, 2003). Por exemplo, o uso de um modelo de quatro segmentos (pé, perna, coxa, tronco) permite avaliar o comportamento angular das articulações com o auxílio da cinemática (WINTER, 1984) ou sensores de movimento. A Figura 6 representa o comportamento angular típico das articulações do joelho durante uma passada de um indivíduo hábil (HAMILL; KNUTZEN; 1999).

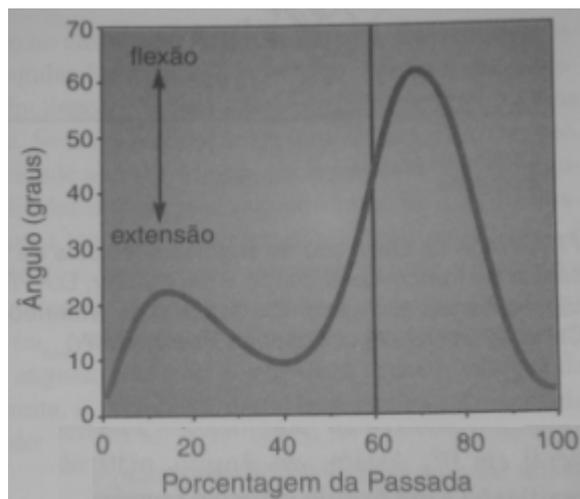


Figura 6: Representação da trajetória angular da articulação do joelho no plano sagital típica de um indivíduo hígido durante uma passada. Adaptado de Hamill e Knutzen (1999).

As características da marcha como comprimento da passada e cadência também varia de acordo com a velocidade (HAMILL; KNUTZEN; 1999). Também há diferenças relacionadas à marcha realizada no solo ou em esteira.

2.2.1 Mudanças na Marcha Provocadas pelo SPC

Sendo o foco deste trabalho o TLSP, será descrito algumas características de marcha com o uso do SPC, pois algumas variáveis cinemáticas e espaço-temporais sofrem alterações em relação à marcha “natural”, como foi observado por Threlkeld e colaboradores (2003). Esses autores avaliaram indivíduos hígidos ao caminharem sobre uma esteira a uma velocidade de 4,5 km/h em cinco condições diferentes de descarga de peso (sem descarga, 10%, 30%, 50% e 70%). Assim, sem descarga de peso os indivíduos sustentavam totalmente seu peso corporal, e com descarga de peso esse percentual representava o quanto era sustentado pelo SPC. Não foram encontradas diferenças significativas cinemáticas ou espaço-temporais entre a caminhada sem descarga e com 10 % de descarga de peso. Porém, nas demais descargas houve uma redução na cadência, no comprimento da passada, na flexão da articulação do joelho, no tempo da fase de apoio e um aumento no tempo da fase de balanço. Foi observado ainda que as descargas de 10% e 30% são aquelas que alteram menos os padrões cinemáticos e espaço-temporais da marcha.

Patiño e colaboradores (2007) também avaliaram a influência do SPC na marcha de indivíduos hígidos. No entanto, eles avaliaram a marcha no solo e foram identificadas diferenças nos padrões espaço-temporais da passada uma redução na velocidade e cadência e um aumento no tempo de duração da passada associados a redução da carga em membros inferiores. Também foram observadas alterações nos ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril, e forças de reação ao solo, mostrando que o SPC altera parcialmente as características da marcha. Além disso, o aumento na descarga de peso provoca uma redução na amplitude do sinal de EMG.

O estudo realizado por Pillar, Diekstein, Smolinski (1991) observou a influência do SPC sobre a marcha de idosos com hemiplegia no solo ao caminharem em três situações diferentes (livremente, com equipamento e com descarga de 20% do peso corporal), também foram avaliados seis indivíduos hígidos com idade entre 25 e 50 anos. O uso do SPC fez com que a velocidade da marcha diminuísse nos indivíduos hígidos, enquanto que para os idosos essa velocidade sofreu um ganho de 1,7 a 3 vezes. O tempo na fase de apoio da marcha nos idosos também aumentou, além da melhora na simetria. A redução na velocidade dos indivíduos hígidos pode ser devido ao SPC prejudicar a ação do tronco, braços e cabeça no movimento da marcha. Enquanto os idosos, por terem a característica de caminhar mais lentamente obtiveram um ganho, pois o uso do SPC contribuiu para reduzir as dificuldades motoras para a realização da marcha.

2.3 TREINO LOCOMOTOR COM SUPORTE DE PESO (TLSP)

O TLSP é uma alternativa para a reabilitação da marcha que proporciona uma redução da carga sobre o aparelho músculo esquelético (HAUPENTHAL *et al.*, 2008). Pode ser aplicado em idosos (PILLAR; DIEKSTEIN; SMOLINSKI, 1991), hemiplégicos (KOSAK; REDING, 2000; CUNHA *et al.*, 2002; SULLIVAN; KNOWLTON; DOBKIN, 2002; BARBEAU; VISINTIN, 2003; ABRAHÃO, 2005), paralisados cerebrais (ROESLER *et al.*, 2005) e lesados medulares (DIETZ *et al.*, 1998; WILSON *et al.*, 2000; PROTAS *et al.*, 2001; GRASSO *et al.*, 2004a; GRASSO *et al.*, 2004; ADAMS *et al.*, 2006).

Esse método é baseado essencialmente em princípios que promovem o movimento das pernas e do tronco para gerar informação sensorial consistente para induzir padrões locomotores (HARKEMA, 2001). Dessa forma, vários componentes da marcha são treinados simultaneamente de forma dinâmica (BARBEAU *et al.*, 1999). Além disso, o tipo de treino realizado e a tarefa específica de interesse são fatores importantes para o resultado do desempenho motor (FIELD-FOTE, 2000).

Na reabilitação da marcha necessita-se estimular tarefas motoras específicas para a marcha durante o treino da mesma (BARBEAU, 2003). Por exemplo, os ganhos obtidos com um treino de equilíbrio não são transferidos para a marcha se o mesmo não for aplicado durante a própria marcha (BARBEAU, 2003). Além disso, a plasticidade que aparece na tarefa motora depende do movimento que está sendo treinado (HARKEMA, 2008) e o treino representa um grande fator na recuperação da função locomotora (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997; DIETZ, 2008).

A necessidade de treinos específicos pode ser observada no estudo de Grasso e colaboradores (2004) que aplicaram o TLSP em seis indivíduos com lesão medular completa e incompleta durante três meses (ASIA A, B e C). Os mesmos foram capazes de produzir a passada com padrão de ativação muscular normal após o final deste período, sendo que dois indivíduos ASIA C foram capazes de sustentar totalmente o peso corporal. No entanto, quando foram avaliados na tentativa de reproduzir os passos para trás, esses indivíduos não foram capazes de realizar tal tarefa, pois não haviam treinado a mesma. Houve co-contrações em muitos músculos e não houve um padrão de ativação muscular. Os indivíduos ASIA C também não foram capazes de realizar tal tarefa devido a uma inapropriada coordenação muscular. Após, duas semanas de treino de passos para trás com dois indivíduos (ASIA B e C), os mesmos foram capazes de realizar essa tarefa, o que mostra a necessidade de se treinar tarefas motoras específicas durante o processo de reabilitação.

A prática intensiva de tarefas específicas como o TLSP pode promover em lesados medulares incompletos a plasticidade supraespinal nos centros motores envolvidos na locomoção (WINCHESTER *et al.*, 2005), além da melhora na capacidade funcional de caminhar sobre o chão (WIRZ *et al.*, 2005). O treino de marcha auxilia à caminhada em pé a adquirir um padrão típico ao de indivíduos

hígidos (GRASSO *et al.*, 2004a). Além disso, as respostas para o TLSP podem ocorrer meses ou anos após ter ocorrido a lesão medular, e não apenas em lesões recentes (HARKEMA, 2008).

A compreensão dos mecanismos de ação envolvidos no TLSP pode ajudar a desenvolver novas estratégias de aplicação (RAINETEAU; SCHWAB, 2001; ROSSIGNOL *et al.*, 2007). Para tanto, são necessários estudos com modelos que se aproximem das condições encontradas em humanos.

2.3.1 Modelagem dos Mecanismos do TLSP

Para a compreensão dos mecanismos envolvidos no TLSP são utilizados modelos animais para o embasamento fisiológico (DIETZ, 1998). A aplicação de técnicas de reabilitação em modelos animais é utilizada para entender os mecanismos de recuperação da marcha e poder aplicá-los em seres humanos (EDGERTON *et al.*, 2008).

O sucesso na recuperação dos movimentos em animais é influenciado pelo tipo de treinamento realizado e a interrupção do treino de uma tarefa motora causa uma redução no seu desempenho. No entanto, a manutenção desses ganhos é mantida com a prática regular do treino (ROSSIGNOL, 2000). Assim, o treinamento motor repetitivo promove a estimulação de caminhos neurais específicos, facilitando a reorganização dentro da medula e como consequência desenvolvendo uma melhora na resposta motora (DIETZ; HARKEMA, 2004; HARKEMA, 2008).

O gerador de padrão central é definido como um conjunto de redes neurais dentro da coluna (DIETZ, 2003; 2008). A interação dos geradores de padrão central com as informações sensoriais é essencial para locomoção em mamíferos (DIETZ; HARKEMA, 2004), pois, são capazes de receber, interpretar e processar essas informações para gerar uma tarefa motora (EDGERTON *et al.*, 2008). O gerador de padrão central também atua na coordenação entre membros inferiores, pela inibição e excitação de grupos musculares (ABRAHÃO, 2005). No entanto, sua existência em seres humanos baseia-se apenas em evidências indiretas (DIETZ, 1998; 2003). A alteração do sinal de EMG na ausência de estímulos aferentes de origem

supraespinal é interpretada como uma evidência para sua existência em seres humanos (HARKEMA, 2001).

Os seres humanos também possuem um grande potencial para a recuperação motora e o desenvolvimento de novas técnicas utilizando fármacos, TLSP e estimulação elétrica neuromuscular são algumas das alternativas para a indução dessa recuperação após a lesão medular (ROSSIGNOL, 2000).

O treino de alguma tarefa motora estimula o início de uma reorganização das redes neurais dentro da medula espinhal (DIETZ, 1998) e isso se deve à plasticidade dos centros neurais (DIETZ, 2008) observada por ressonâncias magnéticas, que demonstram mudanças no padrão de ativação supraespinal (WINCHESTER *et al.*, 2005). Portanto, a medula espinhal possui a capacidade de gerar um complexo padrão locomotor que pode ser ativado e treinado em indivíduos com lesão medular (DIETZ, 1998).

A plasticidade desses centros neurais na medula espinhal fica evidente no estudo de Grasso e colaboradores (2004a), onde foi observado o comportamento dos motoneurônios da medula espinhal no controle da atividade muscular durante o TLSP, mostrando quais regiões da medula espinhal eram recrutadas para o controle muscular ao longo da passada. Participaram desse estudo 7 indivíduos com lesão medular motora completa (ASIA A e B), 4 indivíduos com lesão medular motora incompleta (ASIA C e D) e 11 indivíduos hígidos que caminharam nas mesmas condições que os indivíduos com lesão medular. Os indivíduos com lesão medular realizaram o TLSP diariamente durante três meses. Foi utilizada uma velocidade inicial de 0,7 km/h e uma descarga de peso de 75 %, porém esses valores foram alterados para velocidades e descargas que melhor se adaptassem ao voluntário de acordo com sua evolução. A atividade eletromiográfica foi medida com auxílio de eletrodos de superfície de alguns músculos da perna (tibial anterior, gastrocnêmio lateral, bíceps femoral, reto femoral, vasto lateral, glúteo máximo), tronco (reto abdominal médio e superior, oblíquo externo e interno, grande dorsal, eretor da espinha) e braços (trapézio, tríceps e bíceps braquial). O sinal de EMG foi retificado e classificado dentro de uma escala, que em conjunto com os dados sobre a localização anatômica na medula espinhal dos motoneurônios responsáveis pela inervação desses músculos, foram utilizados para a construção de um mapa

espaço-temporal no qual foi apresentado o controle dos motoneurônios de cada segmento da medula espinhal sobre o controle muscular ao longo da passada (Figura 7).

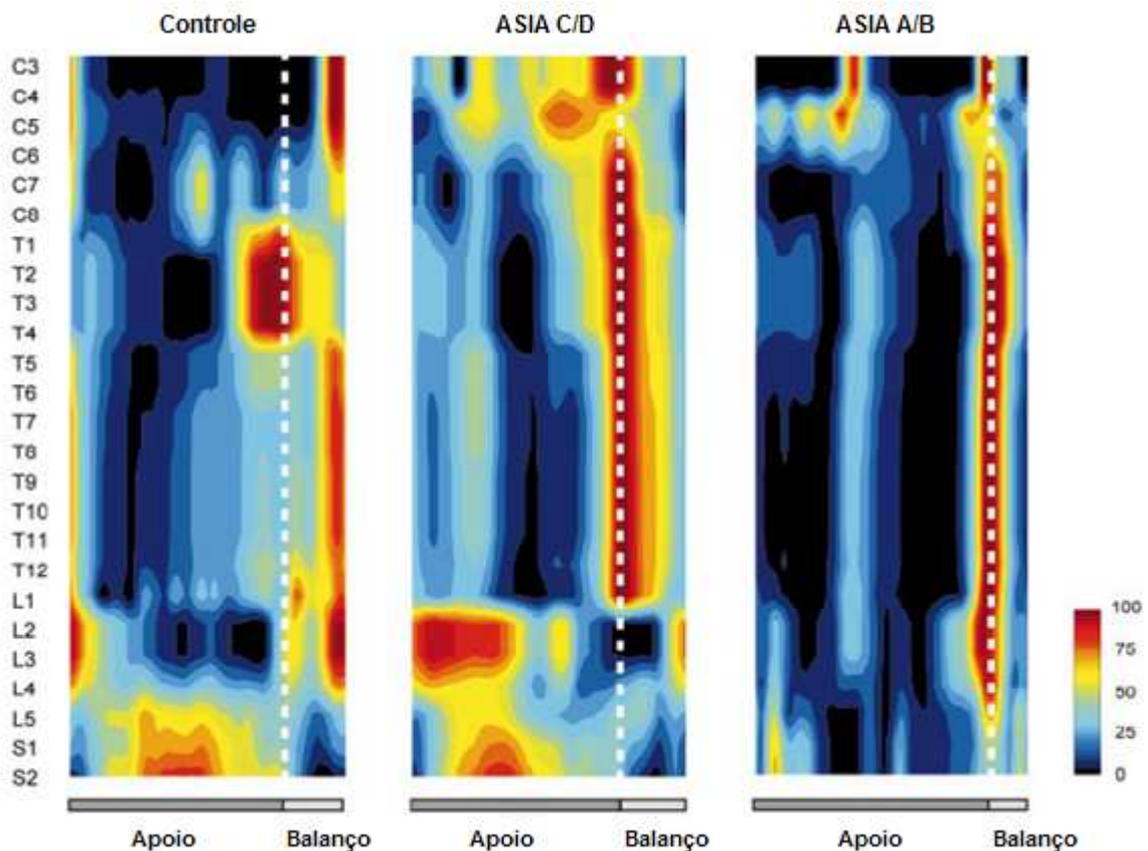


Figura 7: Mapa espaço-temporal do controle dos motoneurônios da coluna sobre a atividade muscular durante uma passada, onde a escala indica que as cores próximas do vermelho (100) representam maior atividade dos motoneurônios, enquanto as cores próximas ao preto (0) indicam menor atividade dos motoneurônios. É possível observar as diferenças entre os indivíduos hígidos, lesados medulares ASIA C/D e ASIA A/B. Também são identificadas regiões de completo silêncio ou pouca atividade (GRASSO *et al.*, 2004a).

Esses resultados foram apresentados para os indivíduos hígidos e com lesão medular completa e incompleta, e podem ser observadas as diferenças na estratégia de controle muscular. Os indivíduos hígidos apresentam durante a fase de apoio uma atividade de controle concentrada na região lombosacral, com estímulos no início dessa fase entre L1 e L4 principalmente devido ao toque do calcanhar no solo e a aceitação do peso corporal. No apoio médio a atividade se concentra entre L5 e

S2 principalmente devido a atividade dos extensores do quadril e tornozelo. Durante o final da fase de apoio e a transição entre a fase de apoio e balanço a atividade se concentra entre T1 e T4, e na fase de balanço entre C3 e C8 e entre T5 e T12, isso tudo devido ao estímulo dos músculos estabilizadores do tronco.

Os indivíduos com lesão medular incompleta apresentam uma ativação na região lombosacral entre os segmentos L2 e L4 maior que a encontrada nos indivíduos hígidos durante quase toda a fase de apoio e entre C3 e L1 durante a transição entre a fase de apoio e balanço.

Os indivíduos com lesão medular completa apresentam uma ativação diferente, concentrada principalmente em quatro estímulos de curta duração, com o início da fase de apoio a região entre L5 e S2 é recrutada devido a aceitação do peso e o trabalho dos músculos extensores do quadril e tornozelo. Um próximo estímulo é encontrado entre C3 e C6 e com menor intensidade entre C8 e L3 durante o apoio médio. Na transição entre a fase de apoio e balanço ocorre o terceiro estímulo entre C3 e L5. O quarto e último estímulo ocorre com menor intensidade no final da fase de balanço entre os segmentos L5 e S2.

As estratégias utilizadas para locomoção se diferem entre indivíduos (GRASSO *et al.*, 2004a; 2004) e algumas alternativas compensatórias podem ser desenvolvidas para suprir as funções perdidas (GRASSO *et al.*, 2004a). Assim, a recuperação motora poderia resultar da criação de novos caminhos neurais ou da modificação dos já existentes (FERRIS, SAWICKI, DOMINGO, 2005). No entanto, a melhora na locomoção também pode ser atribuída às mudanças que ocorrem no músculo com o treinamento (DIETZ *et al.*, 1998) ou a recuperação espontânea da medula (DIETZ, 1998). A Figura 8 apresenta os modelos de comunicação sensório-motora para a locomoção de indivíduos hígidos e com lesão medular.

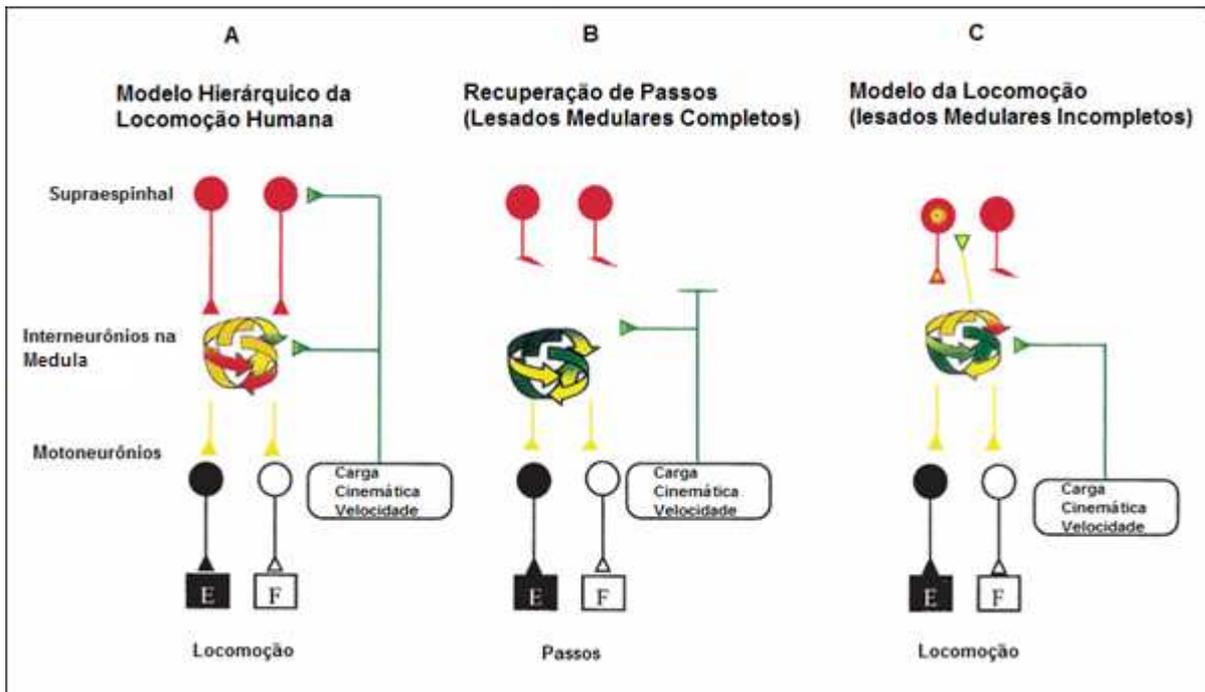


Figura 8: O modelo A ilustra como é realizada a locomoção em indivíduos hígidos. Os centros supraespinhais (vermelho) recebem informações aferentes (verde) e os interneurônios na medula (amarelo) processam essas informações e produzem a resposta motora eferente nos membros inferiores (F – flexão ou E – extensão). O modelo B representa uma pessoa com lesão medular completa. Portanto, não existe a comunicação supraespinhal (vermelho) com o estímulo aferente (verde) e os interneurônios na medula (amarelo). Assim, os interneurônios na medula (amarelo) interpretam e integram a informação aferente (verde) para gerar a resposta motora. O modelo C representa uma pessoa com lesão medular incompleta. A informação aferente (verde) é processada pelos interneurônios na medula e interage com conexões supraespinhais remanescentes para produzir a resposta motora nos membros inferiores (adaptado de Harkema, 2001).

O controle da locomoção em seres humanos utiliza informações aferentes que podem ser de origem visual, proprioceptiva ou vestibular (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997; DIETZ, 1998; 2008). Desta forma, o TLSP utiliza vantagens sensoriais da coluna vertebral humana, essenciais para locomoção tais como: o estímulo dos receptores de carga, o estímulo aferente da articulação do quadril e a coordenação entre membros (DIETZ; HARKEMA, 2004). O estímulo aferente da articulação do quadril em combinação com os receptores de carga contribui essencialmente para a geração de atividade locomotora em indivíduos com lesão medular (NAKAZAWA *et al.*, 2004; DIETZ; HARKEMA, 2004; DIETZ, 2008).

Portanto, o sucesso do TLSP depende de um adequado estímulo aferente e conseqüente interpretação sensorial, além da plasticidade dos caminhos sensório-motores que geram os passos (HARKEMA *et al.*, 1997).

A informação da carga é obtida por mecanoreceptores na sola do pé e a informação da extensão muscular é obtida proprioceptivamente (DIETZ, 2008), e são utilizadas para a estabilização da postura e a identificação das variações no centro de massa (DIETZ, 1998). Os estímulos aferentes são integrados num caminho de reflexos polisinápticos (DIETZ; HARKEMA, 2004) e ativam os músculos extensores da perna (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997; DIETZ, 1998), além de facilitar a flexão do membro contralateral (HARKEMA *et al.*, 1997).

A ação dos receptores de carga ficou evidenciada no estudo realizado por Dietz (1998) no qual foi utilizada uma plataforma que realizava o movimento de translação e rotação com um voluntário sobre a mesma. Durante o movimento de translação houve maior estímulo dos órgãos tendinosos de Golgi do que no movimento de rotação. No movimento de rotação o músculo tibial anterior (dorsiflexão) foi mais estimulado, enquanto que no movimento de translação o músculo gastrocnêmio foi mais estimulado. Isso, então, justifica o uso da esteira para realizar o TLSP, pois a mesma induz o movimento de translação.

A posição do quadril durante a marcha é informada pelos proprioceptores dos músculos em volta dessa região (DIETZ, 2008), sendo ainda um importante parâmetro para a ativação muscular durante a transição da fase de apoio para a fase de balanço (DIETZ; HARKEMA, 2004; DIETZ; MULLER; COLOMBO, 2002). No entanto, apenas os proprioceptores do quadril não são suficientes para induzir ritmos locomotores consistentes (STELDT; SCHMIT, 2004).

A coordenação entre membros é mediada na própria medula espinhal, onde o início da fase de balanço é concomitante ao início da fase de apoio no membro contralateral, também é sugerida a existência de uma coordenação entre membros superiores (DIETZ, 1998).

Alguns fatores segundo Harkema (2001) podem maximizar o estímulo sensorial durante o TLSP:

- a velocidade da passada próxima à da marcha normal;
- a carga no membro inferior durante a fase de apoio;
- a manutenção da posição ereta;
- as amplitudes dos movimentos do quadril, joelho e tornozelo próximas às normais;
- a redução da carga sobre os braços;
- a simetria entre os membros.

2.3.2 Aplicação do TLSP

No caso da lesão medular é necessária uma capacitação dos treinadores para aplicarem o TLSP, sendo necessários três treinadores, um posicionado ao lado de cada perna nas laterais da esteira e um terceiro responsável em estabilizar o quadril e manter o tronco ereto (BEHRMAN; HARKEMA, 2000). No entanto, dependendo do grau de independência ou controle motor do voluntário diminui o número necessário de treinadores (DOBKIN *et al.*, 2003; BEHRMAN *et al.*, 2005). Os treinadores posicionados nas pernas são responsáveis por manter o ritmo das mesmas durante a passada (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997). Eles mantêm uma das mãos posicionada no tornozelo e a outra posicionada na patela durante a fase de extensão do joelho e no poplíteo durante a fase de flexão do joelho (BERES-JONES; HARKEMA, 2004), como pode ser observado na Figura 9.



Figura 9: Posicionamento dos treinadores para a movimentação das pernas e estabilização do quadril durante o TLSP. Pode-se observar o posicionamento de uma das mãos no tornozelo, e a outra no poplíteo durante a fase de flexão do joelho e na patela durante a fase de extensão do joelho (FERRIS; SAWICKI; DOMINGO, 2005).

Alguns cuidados devem ser tomados durante a manipulação das pernas dos indivíduos devido à falta de sensibilidade nos membros inferiores. Por exemplo, o cuidado para não provocar uma hiperextensão dos joelhos e lesionar, com isso, os ligamentos correspondentes (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997). Além disso, deve-se ter cuidado com o posicionamento correto do pé para evitar lesões no tornozelo.

Para se obter bons resultados com TLSP, é necessária a manutenção de uma postura adequada durante a realização da marcha. O joelho e o quadril devem ser mantidos em extensão durante a fase de apoio (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997; FERRIS, SAWICKI, DOMINGO, 2005). A flexão do tronco deve ser evitada, pois faz com que a extensão do quadril diminua no fim da fase de apoio, e isso reduz a carga sobre o membro inferior de apoio, o que altera a informação sensorial que estimula e facilita a fase de balanço (BEHRMAN; HARKEMA, 2000). No entanto, para a manutenção da postura é necessária uma descarga de peso corporal e uma velocidade da esteira adequada.

Durante o TLSP é necessário o controle da carga para facilitar o movimento das pernas (DIETZ; MÜLLER; COLOMBO, 2002). A carga é um estímulo essencial, sem a qual não haverá benefícios ou estímulos suficientes (DIETZ; HARKEMA, 2004). Sua variação exige da musculatura uma adaptação para a nova carga. Porém, uma carga excessiva no início do programa dificulta a movimentação das pernas dos indivíduos, exigindo assim um grande esforço dos treinadores com o objetivo de evitar a flexão dos joelhos (DIETZ *et al.*, 1998). Desta forma, a carga ideal para iniciar o treino é a máxima que permita uma movimentação ritmada das pernas dos indivíduos (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997). Além disso, a descarga corporal adequada depende do nível da lesão (DIETZ; MÜLLER; COLOMBO, 2002), pois um indivíduo que possui um comprometimento motor menor poderá sustentar uma carga maior nos membros inferiores devido ao controle remanescente. Segundo Dobkin e colaboradores (2003) a carga inicial do treino deveria variar entre 20 e 50% do peso corporal, e aumentar progressivamente conforme a evolução de cada indivíduo (DIETZ *et al.*, 1998; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001).

O controle da descarga de peso segundo Patiño e colaboradores (2007) pode ser ajustado com o indivíduo posicionado ortostaticamente e suspendendo-o até atingir o valor da descarga de peso desejada. Entretanto, Beres-Jones e Harkema (2004) utilizaram em seu estudo o valor médio da força mensurada por uma célula de carga durante uma série de passos.

A velocidade da esteira depende da habilidade de cada indivíduo e dos treinadores que realizam a movimentação das pernas, e pode variar entre 1,5 e 4,0 km/h (DOBKIN *et al.*, 2003). Porém, para Barbeau e colaboradores (1999) uma velocidade adequada para se obter os benefícios no reaprendizado da marcha com o TLSP é de 0,42 m/s ou 1,5 km/h.

Para obtenção dos benefícios do TLSP evidenciados na literatura, são seguidos alguns protocolos para aplicação do treino. Apesar dos protocolos utilizados por diferentes grupos de pesquisa apresentarem características semelhantes, eles não coincidem em todos os aspectos. Existem variações quanto ao número de sessões semanais, a duração destas sessões, a velocidade da marcha, a modificação da descarga de peso, entre outros parâmetros.

O período de treinamento é variável, mas têm sido observados resultados positivos com 12 semanas (DIETZ *et al.*, 1998; WILSON *et al.*, 2000; PROTAS *et al.*, 2001; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001; FIELD-FOTE, 2001; FIELD-FOTE; TEPAVAC, 2002; DOBKIN *et al.*, 2003; NAKAZAWA *et al.*, 2004; DOBKIN *et al.*, 2006; DOBKIN *et al.*, 2007), com uma frequência de três (FIELD-FOTE; TEPAVAC, 2002) a cinco sessões semanais (DIETZ *et al.*, 1998; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001). A velocidade da esteira e a duração destas sessões são variáveis, respeitando o comprometimento motor e o nível de treinamento de cada indivíduo, mas vários estudos têm utilizado uma velocidade de 1,5 km/h (DIETZ *et al.*, 1998; ERNI; COLOMBO, 1998; BARBEAU *et al.*, 1999; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001; THOMAS; GORASSINI, 2005) e uma duração de 15 minutos para cada sessão (DIETZ *et al.*, 1998; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001).

2.3.3 Resultados Obtidos com o TLSP

Os resultados da aplicação do TLSP dependem muito do nível da lesão e da capacidade motora remanescente. Assim, os indivíduos com lesão medular completa não conseguem transferir os benefícios obtidos com o TLSP para a caminhada no solo, como ocorre nos indivíduos com lesão medular incompleta (HARKEMA, 2008). Isso fica evidenciado no estudo de Dobkin e colaboradores (2006) em que o grupo de voluntários classificados como ASIA B não obteve ganhos para caminhar no solo, mas alguns voluntários evoluíram para ASIA C após 12 semanas de treino. No entanto, 66% dos voluntários classificados como ASIA C e D conseguiram caminhar de alguma forma independentemente. Winchester e colaboradores (2005) sugerem que a melhora nessa habilidade de caminhar no solo pode estar associada à ação de centros supraespinhais pois o estímulo constante proporciona algum controle supraespinhal em indivíduos com lesão medular incompleta (WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001).

Behrman e Harkema (2000) realizaram quatro estudos de caso com o TLSP, e os voluntários classificados como ASIA D puderam deambular, ao contrário do classificado como ASIA A. Também houve uma evolução na classificação de um dos voluntários que inicialmente era ASIA C e passou para ASIA D. Esse mesmo

voluntário precisou de auxílio no treino durante as primeiras três semanas, depois foi capaz de realizar o treino independentemente.

Portanto, o TLSP pode auxiliar apenas os indivíduos com lesão medular incompleta a recuperar ou melhorar a capacidade de caminhar no solo (PROTAS *et al.*, 2001; DIETZ; HARKEMA, 2004; DIETZ 2008). Os indivíduos com lesão medular completa recebem o benefício cardiovascular e do músculo esquelético com a prevenção da atrofia e a redução na espasticidade (DIETZ, 2008).

A evolução do TLSP descrita na literatura tem sido avaliada ao observar a descarga de peso corporal e o sinal eletromiográfico obtido por meio da eletromiografia de superfície nos músculos envolvidos na marcha (DIETZ *et al.*, 1998; ERNI; COLOMBO, 1998; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001; DIETZ; MÜLLER; COLOMBO, 2002).

Alguns estudos têm evidenciado um significativo aumento na atividade eletromiográfica nos músculos da perna em indivíduos com lesão medular completa ou incompleta, durante o movimento das pernas com auxílio externo (DIETZ; HARKEMA, 2004; ERNI; COLOMBO, 1998). São encontrados sinais com amplitude maior no grupo de pacientes com lesão medular incompleta (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001). No entanto, o valor RMS deste sinal durante a passada ainda permanece inferior à encontrada em indivíduos hígidos (DIETZ *et al.*, 1998; 2008). Acredita-se que isto ocorra devido à deficiência na transmissão dos reflexos polisinápticos (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997).

Na avaliação da EMG em lesados medulares completos pode-se encontrar atividade em vários músculos de uma perna enquanto a mínima atividade aparece na outra. Além disso, em alguns casos ocorrem co-contrações entre os músculos flexores e extensores. Assim, numa série de passos o sinal eletromiográfico pode apresentar algumas variações (HARKEMA, 2008). Portanto, a amplitude do sinal de EMG pode apresentar características diferentes entre as pernas (DIETZ; MULLER; COLOMBO, 2002). No entanto, essa diferença na amplitude entre os membros no sinal de EMG também é encontrada em indivíduos hígidos (SELLA, 2002).

A quantidade de carga sustentada nos membros inferiores também é responsável por alterar a amplitude do sinal de EMG (BERES-JONES; HARKEMA, 2004). Então, quando o TLSP é realizado sem carga nos membros inferiores, ou

seja, com os passos realizados no ar, o sinal de EMG diminui, pois não há um estímulo apropriado (DIETZ; MULLER; COLOMBO, 2002). Portanto, o sinal de EMG aumentado durante a fase de apoio está relacionado com a carga corporal que estimula a ação dos músculos extensores (DIETZ, 2008).

A avaliação do sinal eletromiográfico ao longo da aplicação do TLSP mostra que as maiores variações são encontradas no músculo gastrocnêmio, por ser utilizado na fase de apoio da marcha, sendo estimulado pela carga do peso corporal. O aumento da atividade eletromiográfica está relacionado com as cargas progressivas durante a locomoção (DIETZ; HARKEMA, 2004). Isso fica evidente na Figura 10, que mostra o aumento da amplitude do sinal de EMG de superfície no músculo gastrocnêmio de um indivíduo com lesão medular completa, com o incremento do peso corporal ao longo de um período de 12 semanas de TLSP iniciado 14 semanas após sofrer a lesão medular (DIETZ *et al.*, 1998).

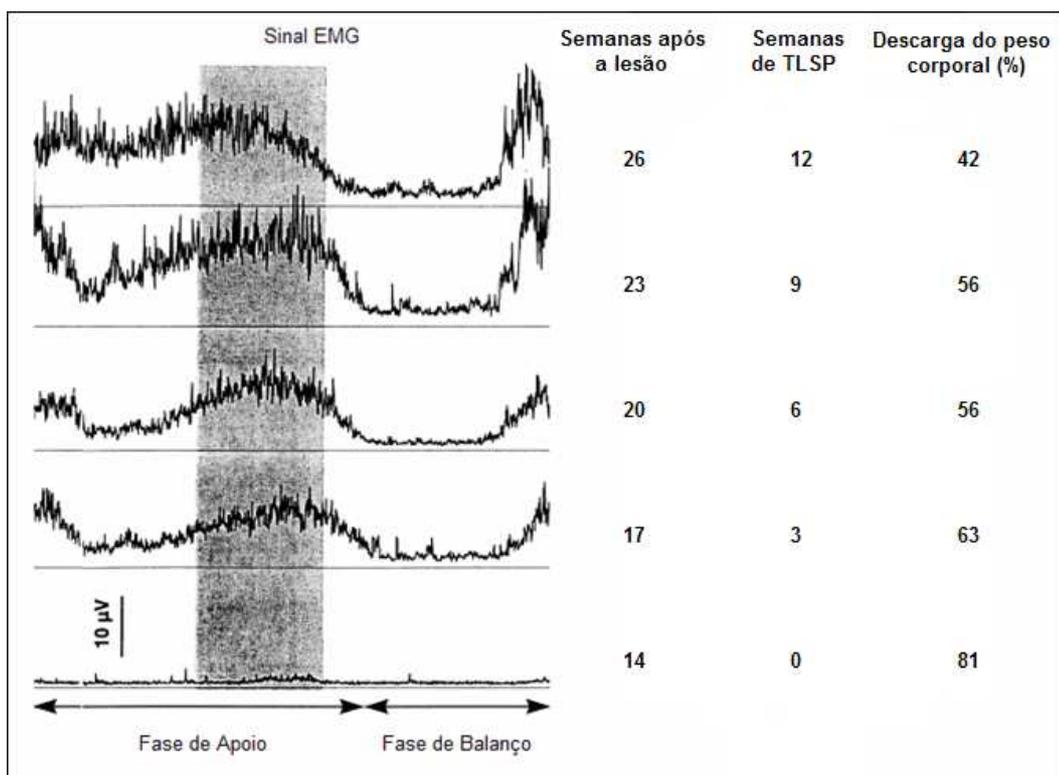


Figura 10: Sinal de EMG do músculo gastrocnêmio de um sujeito com lesão medular completa, para uma passada, com sua fase de apoio e balanço. É possível observar a evolução deste sinal ao longo do período de treinamento. É apresentado o sinal de EMG, a região sombreada representa o período de atividade do músculo durante a passada, adaptado de Dietz *et al.* (1998).

Dietz e colaboradores (1998) aplicaram o TLSP durante 12 semanas em um grupo de indivíduos com lesão medular completa e incompleta. Esses autores coletaram o sinal de EMG de superfície dos músculos gastrocnêmio medial, tibial anterior, reto femoral e bíceps femoral, e utilizaram um sinal de força para sincronizar esse sinal com as fases da marcha, e um sinal do ângulo do joelho para identificar as fases de apoio e balanço. O sinal de EMG foi coletado e retificado durante 20 passadas. Os autores calcularam o valor médio quadrático (RMS) do músculo gastrocnêmio durante um intervalo correspondente a 20 % do ciclo da marcha, esse intervalo terminava 5 % antes de acabar a fase de apoio da passada. Entre os resultados foi observado um aumento no sinal de EMG RMS associado à descarga de peso em um voluntário com lesão medular incompleta, como mostra a Figura 11.

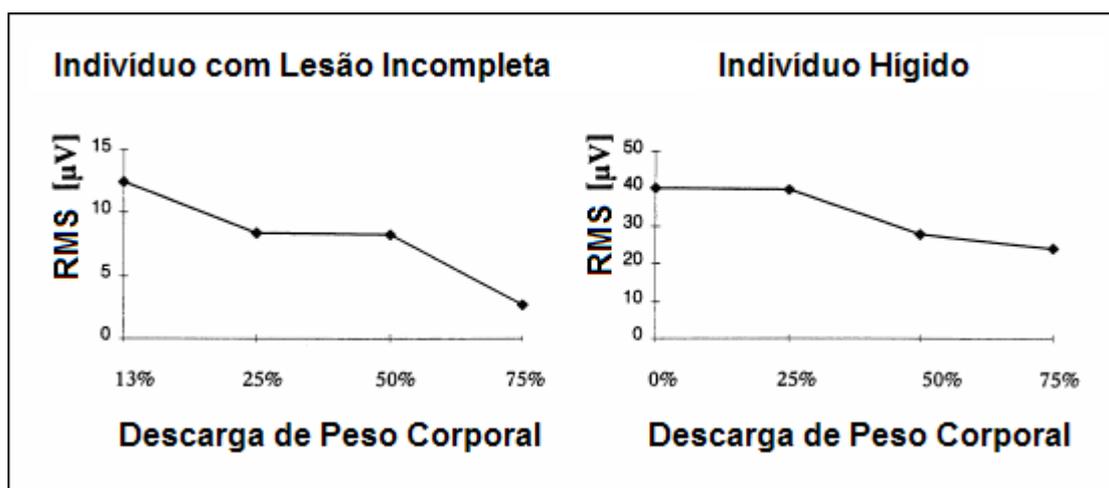


Figura 11: Valor RMS do sinal eletromiográfico do músculo gastrocnêmio durante a fase de apoio no ciclo da marcha em função do peso corporal sustentado. Nesses gráficos é possível observar que quanto menor a descarga de peso corporal, ou seja, maior a carga sustentada pelo indivíduo, maior é a amplitude do sinal EMG. Também é possível observar a diferença entre a amplitude do sinal de um indivíduo saudável e um indivíduo com lesão medular incompleta (DIETZ *et al.*, 1998).

Erni e Colombo (1998) realizaram um estudo com o TLSP em indivíduos com lesão medular completa e incompleta e compararam o sinal de EMG de superfície entre as sessões e com indivíduos hígidos. O sinal de EMG foi normalizado para o ciclo da passada e retificado, o valor médio da EMG para os indivíduos com lesão

medular foi obtido para 16 passadas, enquanto para os indivíduos hígidos foram para 100 passadas. Para a comparação da similaridade desses sinais foi utilizada a razão de variação (RV), coeficiente de variação (CV) e o coeficiente de correlação de Pearson (R). A RV foi considerada uma boa ferramenta para avaliar a similaridade da amplitude do sinal de EMG entre os indivíduos com lesão medular e os indivíduos hígidos. No início do treino houve diferença no sinal EMG entre os passos, mas ao longo do treinamento essas diferenças diminuíram, como observado na Figura 12.

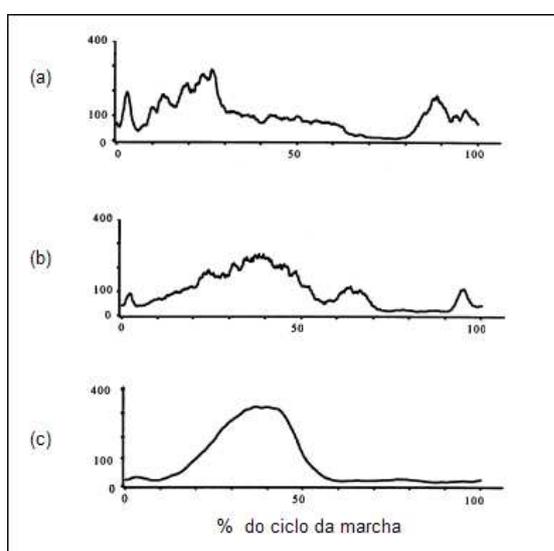


Figura 12: Valor RMS do sinal de EMG de superfície do músculo gastrocnêmio no ciclo da marcha de um voluntário com lesão medular incompleta, (a) mostra o sinal no início do treinamento, (b) mostra a evolução do sinal ao final do treinamento, ficando semelhante a (c) que demonstra o sinal coletado de um indivíduo hígido (ERNI; COLOMBO, 1998).

Os indivíduos com lesão medular completa perdem os ganhos obtidos com o TLSP quando voltam apenas a utilizar a cadeira de rodas (Dietz; Harkema, 2004). No entanto, a manutenção dos ganhos obtidos em indivíduos com lesão medular incompleta em relação ao sinal de EMG, após cessados os treinos, é obtida com a prática de alguma atividade locomotora. Isso fica evidente no estudo realizado por Wirz, Colombo e Dietz (2001) onde foi aplicado o TLSP em 32 voluntários com lesão medular, sendo que 16 possuíam lesão completa e 16 possuíam lesão incompleta. Foi avaliado o sinal de EMG do músculo gastrocnêmio medial, e observado que o mesmo era ativado na fase de apoio da marcha. Após o período de treinamento, os

indivíduos com lesão motora incompleta usaram a capacidade locomotora adquirida para caminharem pequenas distâncias, sendo isso suficiente para realizar a manutenção dos benefícios motores. No entanto, os indivíduos com lesão motora completa sem a prática regular da caminhada auxiliada perderam o aprendizado do gerador de padrão central de produzir uma razoável atividade eletromiográfica no músculo gastrocnêmio, evidenciando assim a importância de um programa de treinamento locomotor continuado. Os voluntários (ASIA C e D) que participaram do estudo de Wilson e colaboradores (2000) também foram capazes de manter os ganhos motores adquiridos por 12 semanas após encerrado o período de treinamento.

No estudo de Grasso e colaboradores (2004a) sobre o TLSP, participaram 11 indivíduos com lesão medular, sendo 5 classificados como ASIA A, 2 como ASIA B e 4 como ASIA C. Também fizeram parte do estudo 11 indivíduos hígidos que caminharam nas mesmas condições que os indivíduos com lesão medular. Entre os resultados, foi observado que dois indivíduos classificados inicialmente como ASIA C evoluíram para ASIA D, e três indivíduos foram capazes de sustentar o peso total do corpo durante a caminhada. Foram analisados os sinais de EMG e algumas variáveis cinemáticas com o uso de um sistema de análise tridimensional (3D). Os treinos foram iniciados com uma descarga de peso corporal de 75% e evoluíram de 5 em 5% de acordo com a adaptação do indivíduo. A velocidade também foi variada, iniciando em 0,7 km/h e chegando até 3,0 km/h. O sinal de EMG da última sessão aumentou quando comparado com a primeira sessão, e a razão para esse aumento foi de 3,24 ($\pm 1,13$). O padrão de ativação muscular também sofreu algumas alterações, recrutando em alguns instantes reciprocamente os músculos flexores e extensores durante a fase de apoio.

Domingo, Sawicki e Ferris (2007) realizaram um estudo aplicando o TLSP com assistência manual e sem assistência manual em indivíduos com lesão medular incompleta (ASIA C e D). Eles compararam o sinal de EMG e algumas variáveis cinemáticas entre esse grupo e indivíduos hígidos. Esses autores encontraram uma atividade muscular diferente entre o grupo com lesão e o grupo hígido. No entanto, a atividade muscular é similar com e sem assistência manual, com correlação maior que 0,89. O sinal de EMG e o ângulo do joelho aumentaram com o aumento da

velocidade. A assistência manual ajudou os padrões de ativação muscular a ficarem próximos aos padrões de indivíduos hígidos.

Beres-Jones e Harkema (2004) observaram a influência da velocidade da esteira sobre o TLSP. Para tanto, essa velocidade variou de 1,0 km/h a 5,5 km/h. Nem todos os voluntários conseguiram realizar o TLSP em velocidades maiores, o nível da lesão influenciou esse fato. Foi observado que com o aumento da velocidade ocorria uma redução no tempo do ciclo da passada, os tempos das fases da marcha diminuíram principalmente na fase de apoio. Também houve um aumento na amplitude do sinal de EMG relacionado ao aumento na velocidade e uma redução no tempo desse sinal com a diminuição do ciclo da passada. Como a descarga de peso não variou significativamente, a variação no sinal de EMG não pode ser atribuída a esse fato. Assim, passadas rápidas aumentam o estímulo aferente e como consequência a atividade eferente. Portanto, quando ocorre uma limitação na descarga de peso é possível aumentar o estímulo pelo aumento da velocidade.

Mudanças na morfologia muscular foram observadas no estudo de Adams e colaboradores (2006) após quatro meses de TLSP. Através de biópsia realizada no músculo vasto lateral foram observadas mudanças na distribuição das áreas dos tipos de fibras musculares. Inicialmente, havia a predominância de fibras musculares tipo II, mas com a ação do treino aumentaram as áreas de fibras musculares tipo I, além de ocorrer uma hipertrofia muscular.

Portanto, a vantagem de um programa com o TLSP fica evidenciada pelos resultados apresentados por indivíduos que participaram de tal programa e obtiveram maior mobilidade do que aqueles que realizaram a reabilitação convencional, utilizando apenas movimentos passivos sem utilizar o ortostatismo (DIETZ; HARKEMA, 2004; HARKEMA, 2001).

A funcionalidade avaliada pela medida de independência funcional (MIF) vem sendo aplicada em indivíduos com lesão medular (BARROS FILHO *et al.*, 1994; RIBEIRO *et al.*, 2004; 2005; SILVA; OLIVEIRA; CONCEIÇÃO, 2005; NEVES *et al.*, 2007). Silva, Oliveira e Conceição (2005) utilizaram esse instrumento para avaliar os efeitos de um programa de natação aplicado a indivíduos com lesão medular completa (ASIA A), e foram apontados ganhos nas habilidades funcionais dos

participantes desse programa, porém, não houve ganho quanto a locomoção. Behrman e Harkema (2000) também não encontraram melhorias na locomoção do indivíduo classificado como ASIA A, mas o indivíduo classificado como ASIA C apresentou melhorias quanto a locomoção.

2.3.4 TLSP Associado a outras Técnicas e com Auxílio Robótico

O TLSP pode ser combinado com outras estratégias de reabilitação como a estimulação elétrica, *biofeedback*, órteses mecânicas e fármacos (BARBEAU *et al.*, 1999). Field-Fote e Tepavac (2002) aplicaram o TLSP em conjunto com a estimulação elétrica do nervo peroneal. Participaram desse estudo 14 indivíduos com lesão medular incompleta (ASIA C) durante um período de 12 semanas. Todos os indivíduos apresentaram uma melhora na velocidade de caminhada tanto na esteira quanto no solo. Pôde-se observar ainda uma melhora na coordenação entre membros nos indivíduos que possuíam alguma capacidade de caminhar.

Postans e colaboradores (2004) aplicaram o TLSP associado à FES em 14 indivíduos com lesão medular incompleta (ASIA C e D). Foram avaliadas a resistência, velocidade, cadência e comprimento da passada. Os autores observaram uma melhora na resistência e na velocidade da caminhada no solo. Com o uso da FES o auxílio exercido pelo treinador durante a marcha também foi reduzido.

Com o intuito de reduzir o desgaste dos treinadores e possibilitar sessões de treino mais longas foram desenvolvidas algumas estratégias como o uso de órteses robóticas que realizam a movimentação das pernas dos indivíduos (FERRIS, SAWICKI, DOMINGO, 2005).

Entre os sistemas robóticos pode ser citado o *Lokomat*, que é uma órtese robótica capaz de executar o movimento das pernas sobre uma esteira automaticamente, sem a necessidade de treinadores (WILLIAMSON, 2006). Há também o *gait trainer*, que utiliza uma plataforma que realiza movimentos elípticos onde os pés são posicionados separadamente e simulam o movimento da marcha (WERNER *et al.*, 2002; POHL *et al.*, 2007) e o *hapticwalker*, que também utiliza plataformas onde os pés são posicionados (SCHMIDT *et al.*, 2007). Porém, o

hapticwalker permite realizar diversas tarefas motoras (SCHMIDT *et al.*, 2007). O *gait trainer* e o *hapticwalker* geralmente utilizam a FES ou treinadores apenas para estabilizar os joelhos e os pés ficam o tempo todo em contato com a plataforma.

O TLSP e o *gait trainer* proporcionaram uma melhora significativa na velocidade da marcha, e não houve diferença nos resultados apresentados por esses dois métodos (WERNER *et al.*, 2002). O *gait trainer* quando aplicado em indivíduos hemiparéticos proporcionou uma habilidade maior na marcha do que apenas a fisioterapia convencional (POHL *et al.*, 2007). O TLSP e o *Lokomat* apresentam resultados cineticamente similares (WIRZ *et al.*, 2005). Assim, evidenciando que os resultados obtidos com esses sistemas robóticos são similares aos obtidos com o TLSP.

Kawashima e colaboradores (2005) realizaram um estudo com 10 indivíduos com lesão medular completa, no qual foi utilizado um aparelho que realizava o movimento antero-posterior dos membros inferiores com os pés posicionados sobre uma plataforma e os joelhos mantidos em extensão. Foi observada a resposta eletromiográfica para o movimento alternado das pernas, das duas pernas no mesmo sentido simultaneamente e com o movimento de apenas uma perna. Os sinais eletromiográficos foram coletados dos músculos sóleo, gastrocnêmio medial, tibial anterior, reto femoral e bíceps femoral de ambas as pernas. Todos os indivíduos apresentaram resposta eletromiográfica quando a perna era movimentada para trás simulando a fase de apoio e oito indivíduos apresentaram resposta eletromiográfica quando era movimentada para frente simulando a fase de balanço da marcha.

Durante o movimento de apenas uma perna a resposta eletromiográfica foi mínima e a perna parada não apresentou nenhum sinal de EMG. A resposta eletromiográfica foi maior para o movimento alternado das pernas. A força nos membros inferiores foi modulada sinusoidalmente com o movimento das pernas. A diferença para o treino de marcha foi a permanência dos joelhos em extensão e a sola do pé sempre em contato com a plataforma, simulando as fases da marcha (KAWASHIMA *et al.*, 2005).

2.3.5 Limitações do TLSP

O TLSP apresenta muitos benefícios, porém, a capacitação dos treinadores e os custos com equipamentos são desafios para tirar o TLSP do laboratório e levá-lo para clínicas (BEHRMAN *et al.*, 2005). A habilidade ou experiência do treinador também pode influenciar na movimentação das pernas do voluntário, trazendo como consequência alteração no sinal de EMG ou ângulo do joelho (DOMINGO, SAWICKI, FERRIS, 2007), ou ainda, ausência de padrão ou ritmo durante as passadas.

Além disso, o treinamento acaba sendo limitado mais pelo desgaste físico dos treinadores do que pelo próprio voluntário (FERRIS, SAWICKI, DOMINGO, 2005). Principalmente quando se trata de voluntários com espasmos musculares que exigem um esforço maior dos treinadores (WIRZ *et al.*, 2005). No entanto, a ativação muscular rítmica induzida pela locomoção sobre a esteira provoca uma diminuição na espasticidade (RAINETEAU; SCHWAB, 2001).

Dificuldades na execução do movimento e manutenção da postura devido à presença de espasmos também foram relatadas no estudo realizado por Hannold e colaboradores (2006). Porém, esses espasmos foram diminuindo com o ajuste do peso e da velocidade. Desta forma, existem ainda alguns pontos obscuros como a carga ideal para o início do treinamento, os critérios para se alterar a carga e o tempo ideal de cada sessão (HAUPENTHAL *et al.*, 2008).

O TLSP assim como outros métodos de reabilitação possui ainda restrições que dependem do controle motor remanescente ou adaptação de cada indivíduo. Portanto, deve ser investigado o uso associado de fármacos ou estimulação elétrica neuromuscular para avançar com a melhora desses indivíduos (DIETZ; HARKEMA, 2004). Assim, no futuro o uso de fármacos ou alguma forma de regeneração podem melhorar a locomoção em seres humanos (DIETZ, 1998).

2.4 SISTEMAS DE APLICAÇÃO E AVALIAÇÃO DO TLSP

Para a aplicação do TLSP, são necessários alguns equipamentos que promovam a segurança do indivíduo durante a sessão. A composição básica deste

sistema requer uma esteira elétrica, um sistema de suporte de peso corporal e um colete de segurança. A segurança é um fator importante durante o trabalho com esta população, sendo necessário que estes equipamentos respeitem algumas especificações como a existência de uma chave de segurança para a interrupção imediata do funcionamento da esteira, o apoio para os membros superiores, o espaço adequado para o auxílio dos terapeutas na movimentação das pernas, a velocidade regulável e a descarga corporal controlável (WILSON *et al.*, 2000).

Existem muitos modelos disponíveis de esteiras elétricas, mas para a utilização com essa finalidade são necessárias algumas características específicas. As esteiras devem ser capazes de operar em baixas velocidades e com pequenos incrementos na velocidade, sendo recomendada uma velocidade mínima de 0,1 km/h e variação da velocidade também de 0,1 km/h (WILSON *et al.*, 2000). Outro fator importante que deve ser observado é que, ao operar em baixas velocidades, a esteira não pare ou emperre com uma quantidade de peso sobre ela. Sendo assim, para avaliar a eficiência da esteira Wilson e colaboradores (2000) sugerem que seja colocado um peso equivalente ao peso máximo do sujeito acrescido de 20% e ao estabelecer a velocidade mínima da esteira, a mesma deve funcionar normalmente.

A superfície de caminhada da esteira também deve estar de acordo com o tamanho máximo possível do passo do indivíduo submetido ao TLSP. Wilson e colaboradores (2000) sugerem que o comprimento do passo seja estimado a partir da altura do indivíduo com o uso da Equação 1. Segundo esses autores, a superfície de caminhada deve ter o tamanho do passo acrescido de 30 cm referente ao tamanho do pé e mais 10 cm para uma maior segurança.

$$CP = \frac{0,832 \times h}{2} \quad (1)$$

onde:

CP: comprimento do passo (m)

h: altura do indivíduo (m)

Além disso, a esteira deve apresentar barras de suporte para as mãos a uma altura apropriada que ajude no equilíbrio do indivíduo, bem como um amplo espaço para que os treinadores possam auxiliar no movimento das pernas. Uma esteira ideal ainda pode permitir o acesso da cadeira de rodas até o local onde ocorre a suspensão do indivíduo.

O sistema de suporte de peso corporal (SPC) é a estrutura responsável pela suspensão e o controle da descarga de peso sobre os membros inferiores. O suporte deve ser projetado para suportar um excesso de peso, caso ocorra alguma falha durante o treino, e evitar com isso a queda do indivíduo. Wilson e colaboradores (2000) sugerem que o sistema seja capaz de suportar até 300% do peso corporal do voluntário. O sistema também deve ser confiável, e proporcionar um correto valor de descarga de peso corporal, pois este é o elemento principal para um bom resultado do treino (WILSON *et al.*, 2000). A Figura 13 ilustra um sistema completo para o treinamento locomotor com suporte parcial de peso.

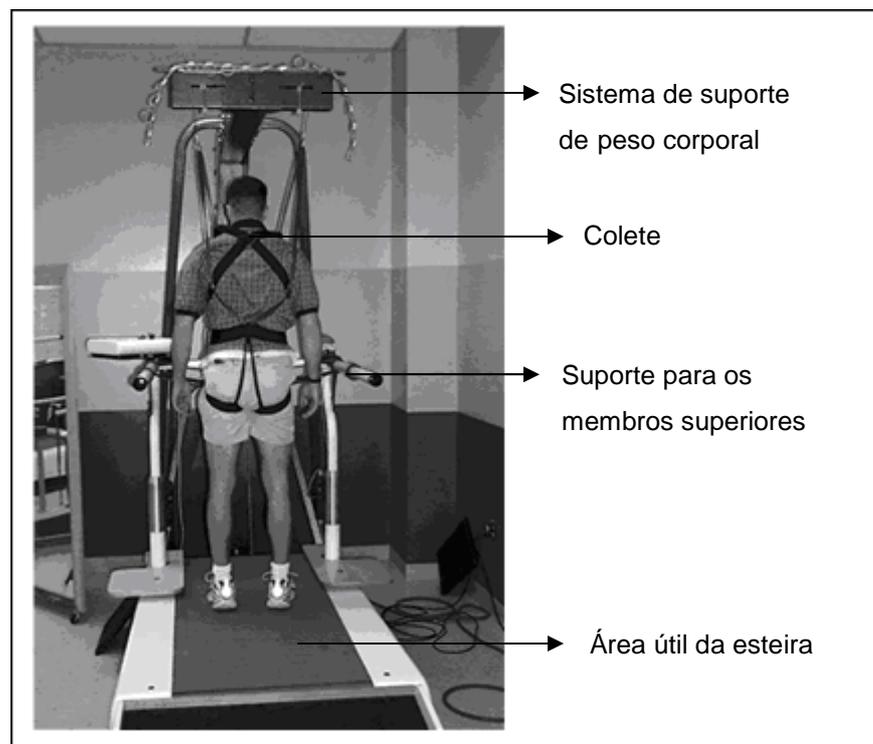


Figura 13: Sistema completo para o treinamento locomotor com suporte parcial de peso. Adaptado de Wilson e colaboradores (2000).

O suporte de peso pode ser controlado por um sistema mecânico, pneumático ou hidráulico. Gazzani e colaboradores (2000) desenvolveram um sistema pneumático para a descarga de peso corporal. Nesse sistema, o indivíduo é suspenso mecanicamente e há um cilindro onde o ar é pressurizado e por um sistema de polias controla os movimentos verticais do colete. Uma célula de carga é utilizada para medir a força entre o cabo e o colete, e faz assim o controle da descarga de peso corporal. O uso de células de carga para o controle da descarga de peso é comum nesses sistemas, geralmente elas são acopladas ao cabo que realiza a suspensão dos voluntários.

De modo geral, a calibração das células de carga desses sistemas tem sido realizada com pesos conhecidos para gerar uma equação de regressão que relaciona a tensão da célula de carga (V) com uma massa conhecida (kg) como sugerida por Mendes e Rosário (2005). Com esse método Threlkeld e colaboradores (2003) calibraram seu sistema realizando 5 coletas com pesos conhecidos entre 5 e 45 kg, e obtiveram a equação de regressão para a relação carga-tensão e o coeficiente de correlação de Pearson (r) igual a 0,998.

Um sistema que consiga avaliar a descarga de peso corporal tanto nos membros inferiores quanto nos membros superiores, pode mostrar mais claramente quanto peso corporal o indivíduo está realmente suportando nos membros inferiores ao longo de uma passada. Com esta finalidade, Roesler e colaboradores (2005) desenvolveram um sistema instrumentalizado para a aplicação do TLSP (Figura 14). A estrutura é feita em tubos de duralumínio fixos no solo e na alvenaria, foram utilizadas duas células de carga extensométricas para mensurar as descargas de peso, sendo uma tipo viga retangular para os membros superiores e outra tipo anel para o colete. Para a calibração do sistema foram usados pesos aferidos numa balança digital e foi conseguida uma sensibilidade de 1 N para a célula de carga tipo anel e 0,1 N para a célula de carga tipo viga retangular. Em seus ensaios, realizados com um voluntário com paralisia cerebral diparética, foi observada uma variação do peso suportado pelo mesmo ao longo do ciclo da marcha. Também foi observado que com o aumento na velocidade da esteira ocorria um aumento na quantidade de peso sustentada pelo SPC.

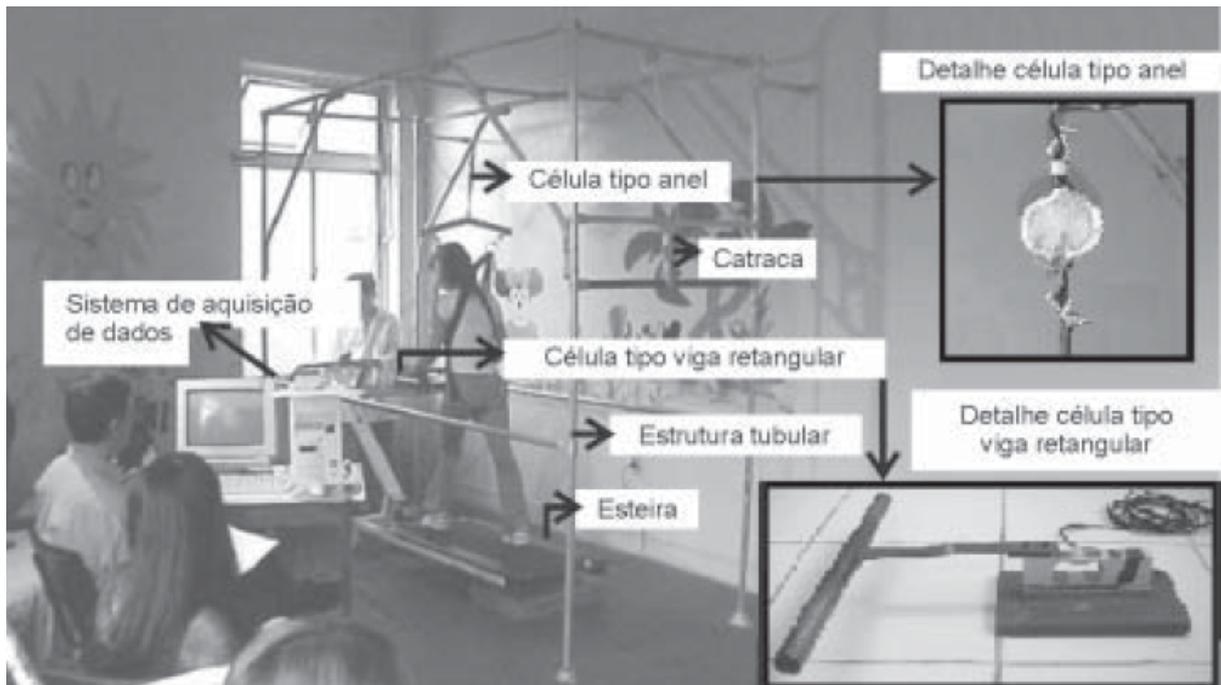


Figura 14: Sistema de SPC, composto por uma estrutura de duralumínio e células de carga para medir as forças ao longo do TLSP. Roesler e colaboradores (2000).

O estudo de Grasso e colaboradores (2004a) utilizou um sistema pneumático de SPC para a aplicação do TLSP, o qual apresentou uma constante de erro para a calibração da descarga de peso menor que 5%. As variáveis cinemáticas foram obtidas apenas do lado direito do indivíduo por um sistema tridimensional Optotrak ou Vicon, com o uso de cinco marcadores infravermelhos.

Domingo, Sawaki e Ferris (2007) utilizaram um sistema pneumático de SPC da Robomédica (Figura 15) para a aplicação do TLSP, o qual possui uma rampa de acesso para a cadeira-de-rodas e assentos para os treinadores. Os dados de EMG e cinemática foram coletados com auxílio do software Visual 3D (C-Motion, Inc.). Para identificar as fases da passada foram usadas *footswitches* (B & L Engeneering) e os ângulos foram medidos por eletrogoniômetros (Biometrics).



Figura 15: Sistema de SPC da Robomédica utilizado no estudo de Domingo, Sawaki e Ferris (2007).

O estudo de Beres-Jones e Harkema (2004) utilizou para aquisição de dados de EMG, ângulos, descarga de peso corporal e a carga sustentada em membros inferiores uma placa de aquisição com 24 canais e um software desenvolvido em ambiente Labview (National Instruments). O TLSP foi realizado com um SPC que utilizava motores para a suspensão dos voluntários, havia uma célula de carga posicionada no cabo que foi utilizada para medir a descarga de peso corporal. Os eventos da marcha eram identificados por uma *footswitch* e os ângulos por um eletrogoniômetro. A carga nos membros inferiores foi medida por sensores de pressão (Tekscan) posicionados na sola do pé dos voluntários, foi necessário interpolar essas informações para sincronizá-los com os outros dados.

Outra peça fundamental para o TLSP é o colete, responsável pela fixação do voluntário ao SPC, proporcionando equilíbrio e segurança. O colete também deve ser confortável e permitir a movimentação livre de pernas e braços, sem interferência na realização da marcha. Em alguns estudos tem-se utilizado coletes do tipo segurança no trabalho ou pára-quedas, dos modelos Light C70 da marca PETZ (Patiño *et al.*, 2007) ou Black Diamond CBO (WILSON *et al.*, 2000). Também há

modelos específicos para reabilitação como o *Medical Harness* (Robertson Harness Inc.), porém, pode ser observado na Figura 16A que esse modelo possui faixas que passam pela virilha e podem gerar desconforto devido à pressão nessa região, e dificultar a circulação do sangue para os membros inferiores ou até causar lesões devido ao atrito entre a pele e essa faixa. Esse problema aparentemente é resolvido com o modelo 695 SHBD MAGS *Suspension Vest* (Maine Anti-gravity Systems Inc.) utilizado por Threlkeld e colaboradores (2003), onde as faixas de fixação nas coxas aliviam o desconforto na região da virilha (Figura 16B).

Os coletes aplicados em escalada têm-se mostrado uma boa alternativa para composição deste sistema (WILSON *et al.*, 2000). No entanto, no caso da lesão medular a falta da sensibilidade abaixo do nível da lesão acrescido da escolha de um equipamento incorreto, pode acarretar desconforto e insegurança quando o voluntário é suspenso, e causar os mesmos problemas relatados anteriormente com o colete *Medical Harness* (Robertson Harness Inc.). Portanto, um colete que realize a suspensão pelo tronco como o utilizado por Harkema (2008) elimina esse problema, como observado na Figura 17.

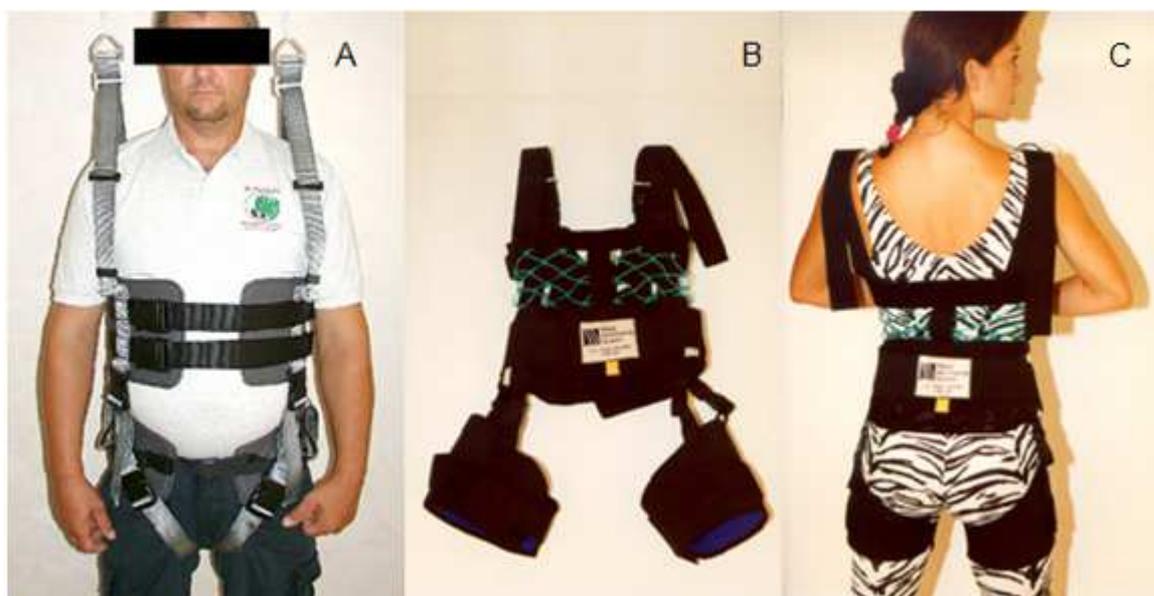


Figura 16: Coletes específicos para reabilitação da marcha, (A) o *Medical Harness* (Robertson Harness Inc.) utilizado no estudo de Sullivan, Knowlton e Dobkin (2002) e (B e C) o modelo 695 SHBD MAGS *Suspension Vest* (Maine Anti-gravity Systems Inc.) utilizado por Threlkeld e colaboradores (2003).



Figura 17: Colete utilizado para o treinamento locomotor com suporte parcial de peso (HARKEMA, 2008a). Posicionando o voluntário ortostaticamente com equilíbrio e deixando as pernas livres, evitando regiões de pressão e atrito nos membros inferiores.

3 MÉTODOS

A fim de cumprir os objetivos propostos com esse estudo foram realizadas as etapas descritas no fluxograma mostrado na Figura 18. As peças mecânicas usadas no SPC foram confeccionadas no laboratório de soldas do curso de engenharia mecânica da PUCPR pelo técnico responsável. Os circuitos e programas utilizados no controle e avaliação do TLSP foram construídos pelo próprio autor do trabalho.

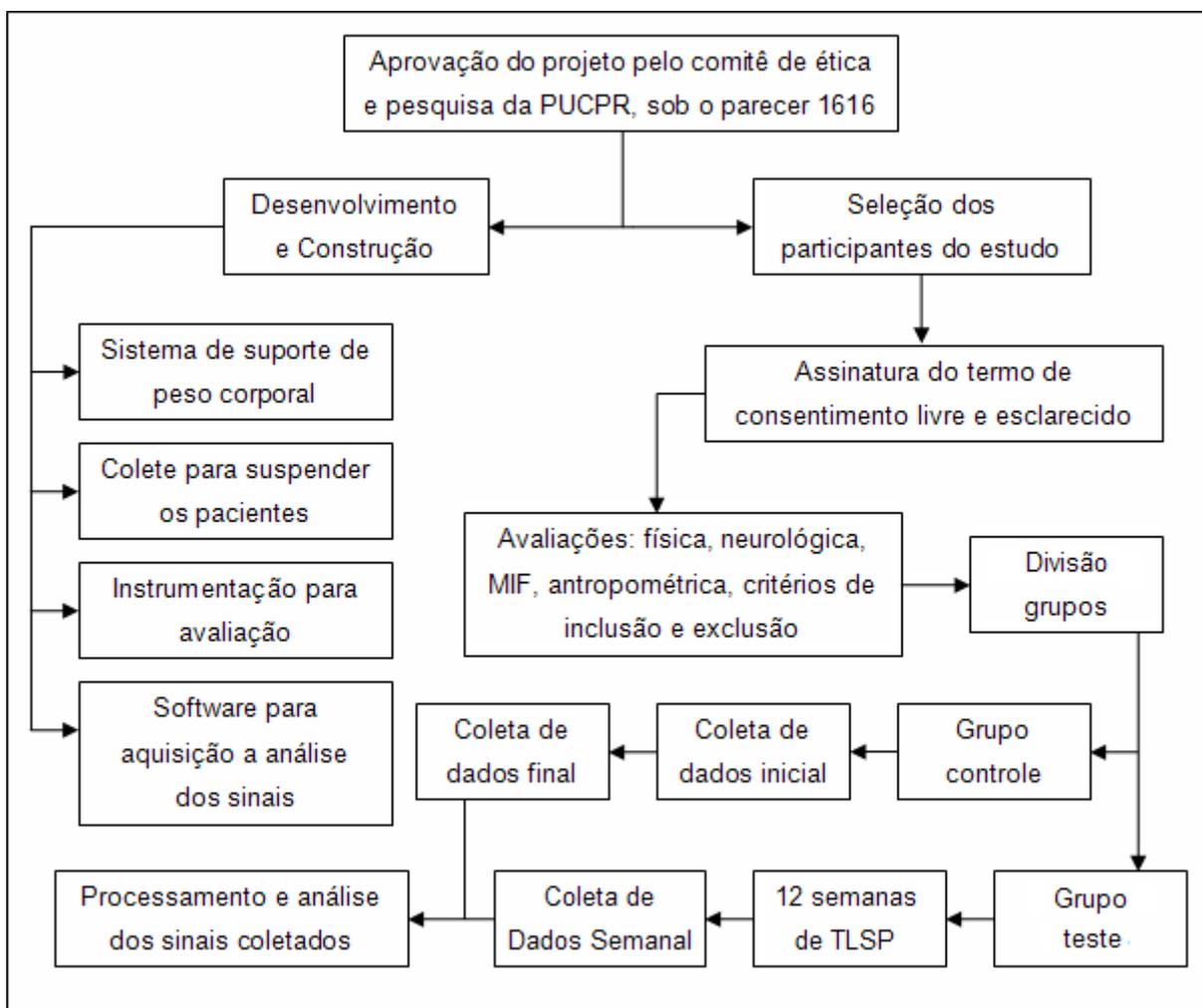


Figura 18: Fluxograma do delineamento do estudo.

Este projeto foi submetido à Fundação Araucária, tendo sido contemplado com um financiamento de R\$ 17000,00.

3.1 LOCAL DA PESQUISA

A pesquisa foi realizada em dois locais:

- (7) Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER), onde foi desenvolvido e construído o sistema de SPC e toda a instrumentação necessária para a aplicação e o controle do TLSP. Neste local, foram realizados os treinamentos e as coletas de dados;
- (8) Clínica de Fisioterapia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, onde foi utilizada uma sala para a realização das avaliações físicas.

3.2 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA INSTRUMENTADO DE SPC

Para a realização deste estudo foi desenvolvido um sistema de suporte de peso corporal (SPC) capaz de medir a distribuição da carga corporal durante a aplicação do TLSP. Para a construção do mesmo, foi utilizada como base uma das colunas de concreto localizada no teto do laboratório, onde foram fixadas duas polias. Perpendicularmente à primeira polia, foi fixada no chão uma haste de aço contendo um guincho manual modelo G1 (Famit, Brasil) onde foi acoplada uma das extremidades de um cabo de aço. Esse cabo de aço passa pelas polias fixadas no teto e por mais um conjunto de polias móveis para, então, em sua outra extremidade, ser fixada uma haste na qual era acoplado o colete (figura 19).

Para que fosse possível medir a carga corporal durante a realização do TLSP, foi necessário realizar algumas adaptações em uma esteira elétrica modelo LX150 (Movement, Brasil). Para tanto, foram substituídos os apoios originais das mãos por outros com regulagem de altura (figura 20) e foram acopladas duas células de carga tipo “S” com capacidade máxima de 100 kg cada (Alfa Instrumentos, Brasil) para medir a força sustentada pelos membros superiores. Outra célula de carga tipo “S” com capacidade máxima de 200 kg (EMG System, Brasil) foi acoplada entre o cabo de aço e a haste onde é fixado um colete, para medir a força sustentada pelo mesmo. As peças mecânicas utilizadas para construir o SPC e adaptar a esteira para receber as células de carga foram feitas no laboratório de solda do curso de engenharia mecânica da PUCPR.

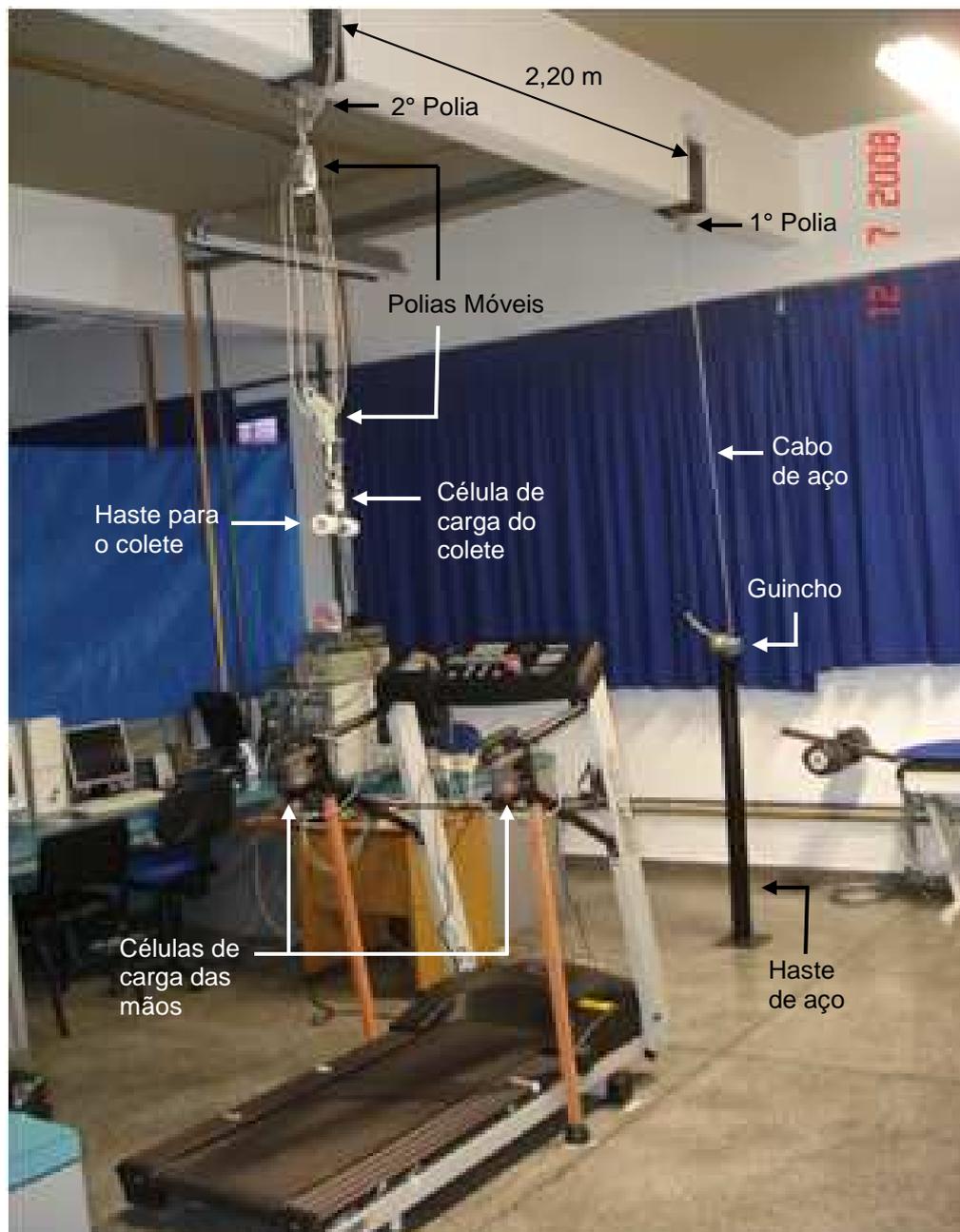


Figura 19: Sistema suporte de peso corporal desenvolvido para a realização do TLSP, com o uso de polias e um guincho para realizar a suspensão, e as células de carga posicionadas nos apoios para as mãos e no colete que suspende o voluntário para medir a carga sustentada pelo mesmo durante o treino.

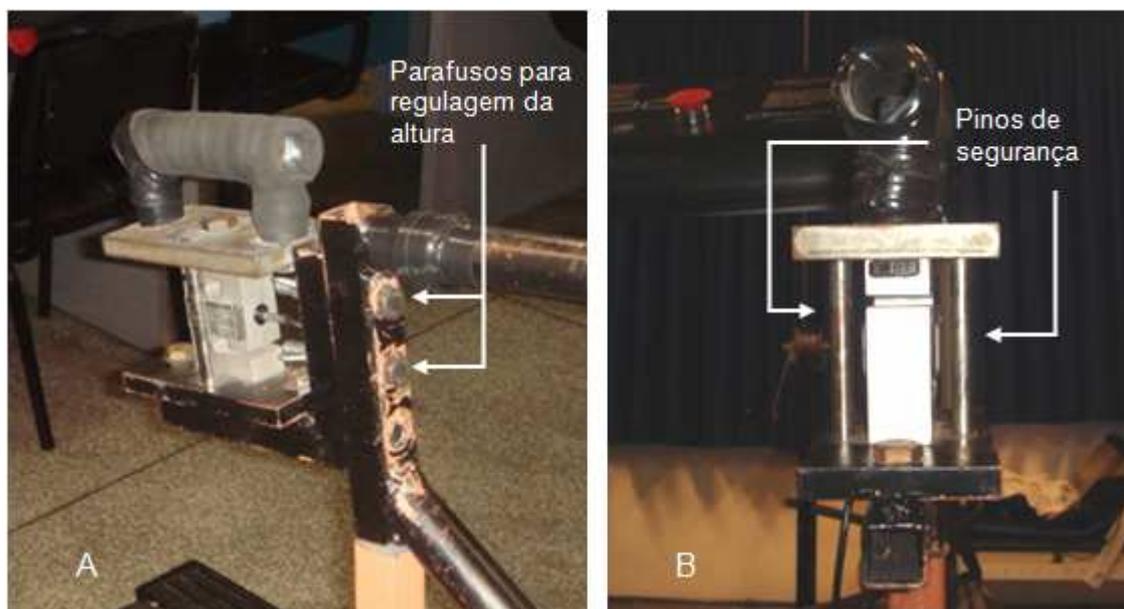


Figura 20: Vista lateral do apoio da mão onde é mostrada a regulagem de altura (A) e a vista posterior do apoio das mãos mostra os pinos de segurança caso a célula de carga se rompa (B).

Para o funcionamento adequado a célula de carga do colete foi alimentada com 5 V, e foi utilizado um módulo de amplificação com ganho de 300 (EMG System, Brasil). Enquanto para as células de carga das mãos, a alimentação utilizada foi de 10 V e foi construído um módulo de amplificação utilizando o INA 114 ajustado para um ganho de 230 (figura 21). Para a confecção do diagrama do circuito impresso foi utilizado o software Eagle 5.3. (CadSoft, Inc.).

Como as células de carga funcionam tanto para tração como para compressão é necessário alimentá-las com uma fonte simétrica (tensão negativa e positiva simultaneamente). Portanto, quando ocorre uma força de tração o sinal fornecido pela célula de carga é positivo e quando ocorre uma força de compressão o sinal é negativo. O sinal então é armazenado no computador através da placa de aquisição PCI 6024E (National Instruments).

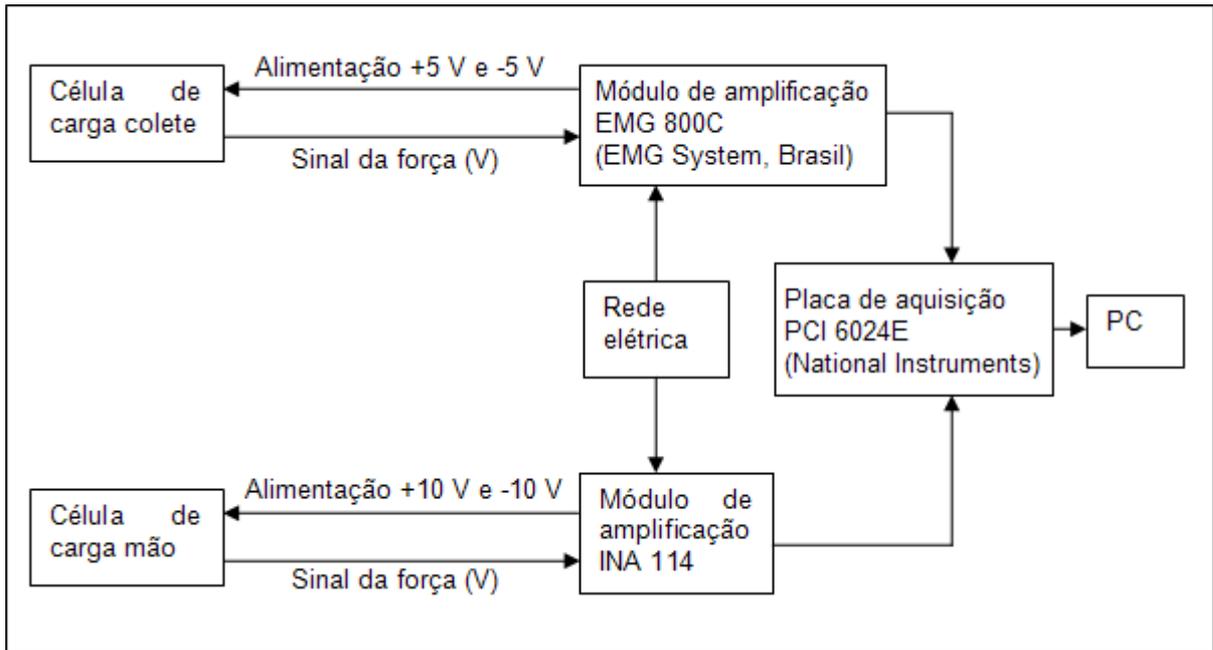


Figura 21: Esquema de alimentação e aquisição dos sinais referentes à força. Os módulos de amplificação são alimentados diretamente pela rede elétrica. Esses módulos fornecem uma alimentação de 5 V para a célula de carga do colete e 10 V para a célula de carga das mãos.

As células de carga foram calibradas depois de acopladas ao sistema de suporte de peso corporal no local onde o mesmo foi construído. O processo de calibração foi realizado em cinco dias diferentes, onde foram realizadas coletas de dados diárias com pesos conhecidos (anilhas) e duração de cinco segundos, foi considerado o valor médio. Foram utilizadas anilhas de aproximadamente 5 e 10 kg aferidas por uma balança de precisão BG4001 (Gehaka, Brasil). Para a calibração da célula de carga do colete, houve incrementos na carga de aproximadamente 5 kg até o valor de 80 kg, em seguida houve decrementos dessa carga também de 5 kg, para observar se ocorria histerese¹ no sistema.

O mesmo procedimento foi adotado para as células de carga das mãos, porém com incremento da carga até 53 kg, e em seguida houve o decréscimo dessa

¹ Histerese é a maior diferença entre os valores de carga (medição efetuada quando da aplicação de um sinal crescente em valor) e a descarga (medição efetuada quando da aplicação de um sinal decrescente em valor) de um instrumento de medição (MENDES; ROSÁRIO, 2005)

carga (Figura 22). A média dos cinco dias de coleta foi utilizada para levantar a função da relação carga-tensão e o coeficiente de determinação (r^2). Para o cálculo do erro percentual do sistema entre uma medição e outra foi utilizada a Equação 2 e para o cálculo do erro relativo foi utilizada a Equação 3.

$$E = \frac{DP \times 100}{M} \quad (2)$$

$$E_R = \frac{|VM - VR|}{VR} \times 100 \quad (3)$$

onde:

E : Erro entre medidas

E_R : Erro relativo

DP : Desvio padrão da média entre os cinco dias de medida (V)

M : Média da tensão na célula de carga entre os cinco dias de medida (V)

VR : Valor real da massa da anilha (kg)

VM : Média do valor medido durante os cinco dias de medida (kg)



Figura 22: Procedimento de calibração da célula de carga da mão direita, onde foi sendo acrescido e depois decrescido anilhas de 5 e 10 kg.

3.2.1 Colete para Suspensão dos Voluntários

Para a suspensão dos pacientes e manutenção dos mesmos na posição ortostática durante o TLSP de forma confortável e segura, foi necessário utilizar um colete o qual contemplasse as seguintes características:

- manutenção da postura tanto ortostática quanto em deambulação assistida;
- liberação dos membros inferiores para caminhada assistida;
- manutenção da simetria dos movimentos;
- regulagem facilitada para diferentes tipos antropométricos;
- minimizar pressões por contato com as presilhas e faixas.

Inicialmente, optou-se pelo uso de um equipamento comercial, para tanto foram realizados uma série de ensaios preliminares para avaliar qual modelo contemplaria as características exigidas pelo TLSP. Foram realizados testes com um indivíduo hígido e um indivíduo portador de lesão medular, quando foram avaliados três equipamentos. O primeiro equipamento testado foi uma cadeira de escalada marca *Hudy Sport* e modelo *Rock Empire*, o ensaio foi realizado apenas com o indivíduo hígido. O segundo equipamento testado foi o cinturão tipo segurança do trabalho da marca Huzimet e modelo Huzi 100, o ensaio foi com os dois indivíduos. O terceiro equipamento testado foi o cinturão tipo segurança do trabalho da marca Altiseq e modelo Amazonas, o ensaio ocorreu apenas com o indivíduo hígido.

Depois de finalizados os testes, observou-se que nenhum dos modelos testados atendeu as características esperadas para o colete, portanto foi necessário desenvolver um protótipo que contemplasse tais características. A grande diferença entre os modelos testados e o colete desenvolvido, é que o último realiza a suspensão dos voluntários apenas pela região do tórax, e libera assim os membros inferiores e evita o desconforto na região inguinal. Além disso, o mesmo é facilmente posicionado e ajustado com o indivíduo sentado.

Para que o colete ficasse mais confortável e pudesse ser utilizado em indivíduos com estaturas diferentes foi desenvolvida uma fita com graduação por meio de costuras reforçadas. Sua principal função é unir o colete à haste do sistema de SPC. Essa junção ocorria ao prender a fita por meio de mosquetões na região

frontal e dorsal do colete em ambos os lados e passar essa fita pela haste que também possuía graduações, as quais evitavam que a fita deslocasse lateralmente pela mesma (figura 23).

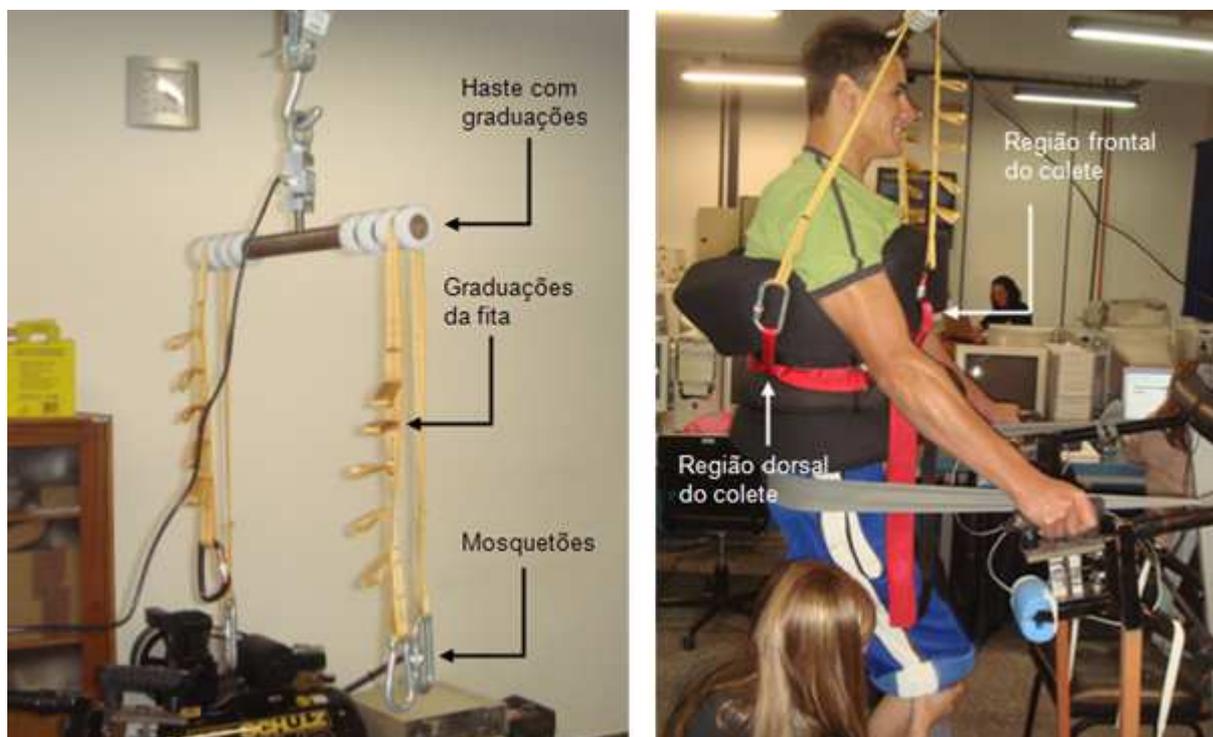


Figura 23: Fita com graduações de 5 cm, encaixada na haste do sistema de SPC, onde é possível observar as graduações que evitam que a fita deslize sobre a haste. Também é mostrado a fixação da fita na região frontal e dorsal do colete.

A postura ortostática proporcionada pelo colete enquanto a esteira encontrava-se parada era ereta sem a flexão do tronco. No entanto, quando era iniciado o TLSP e a esteira entrava em movimento, ocorriam oscilações no quadril do voluntário que dificultavam o equilíbrio do mesmo. Para resolver este problema foi utilizada uma faixa elástica (*thera band*) que melhorava a estabilidade do voluntário durante o TLSP e facilitava a manutenção da postura ortostática. Esta faixa passava na região do quadril do indivíduo e era fixada nas laterais da esteira (Figura 24).



Figura 24: Faixa elástica (*thera band*) auxiliando o voluntário a manter a postura ortostática.

Para facilitar o TLSP foi desenvolvida uma tornoeleira, a qual é encaixada no tornozelo do indivíduo conforme mostra a Figura 25A. Esse dispositivo foi construído com fitas de *nylon* e velcro o que também permite utilizá-la em diferentes indivíduos. Sua principal função é auxiliar os treinadores a segurarem os pés dos voluntários durante a movimentação das pernas (Figura 25B), independente do tamanho das mãos dos treinadores.



Figura 25: Tornozeleira posicionada no pé do voluntário (A) permite segurar firmemente o pé e facilita a movimentação do mesmo durante o TLSP (B).

3.3 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS SINAIS

A aquisição dos sinais biomecânicos referentes à força, ângulos e *footswitch*, bem como a resposta eletromiográfica foi realizada com auxílio de uma placa de aquisição PCI6024E (National Instruments) com uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Os sinais de EMG foram captados juntamente com o sinal da força do colete pelo sistema EMG 800C (EMG System, Brasil), os sinais da força nas mãos são coletados através do módulo desenvolvido com o INA 114, e os sinais do eletrogoniômetro e da *footswitch* foram coletados por um módulo desenvolvido especificamente para essa tarefa. O diagrama da figura 26 ilustra o sistema de aquisição construído.

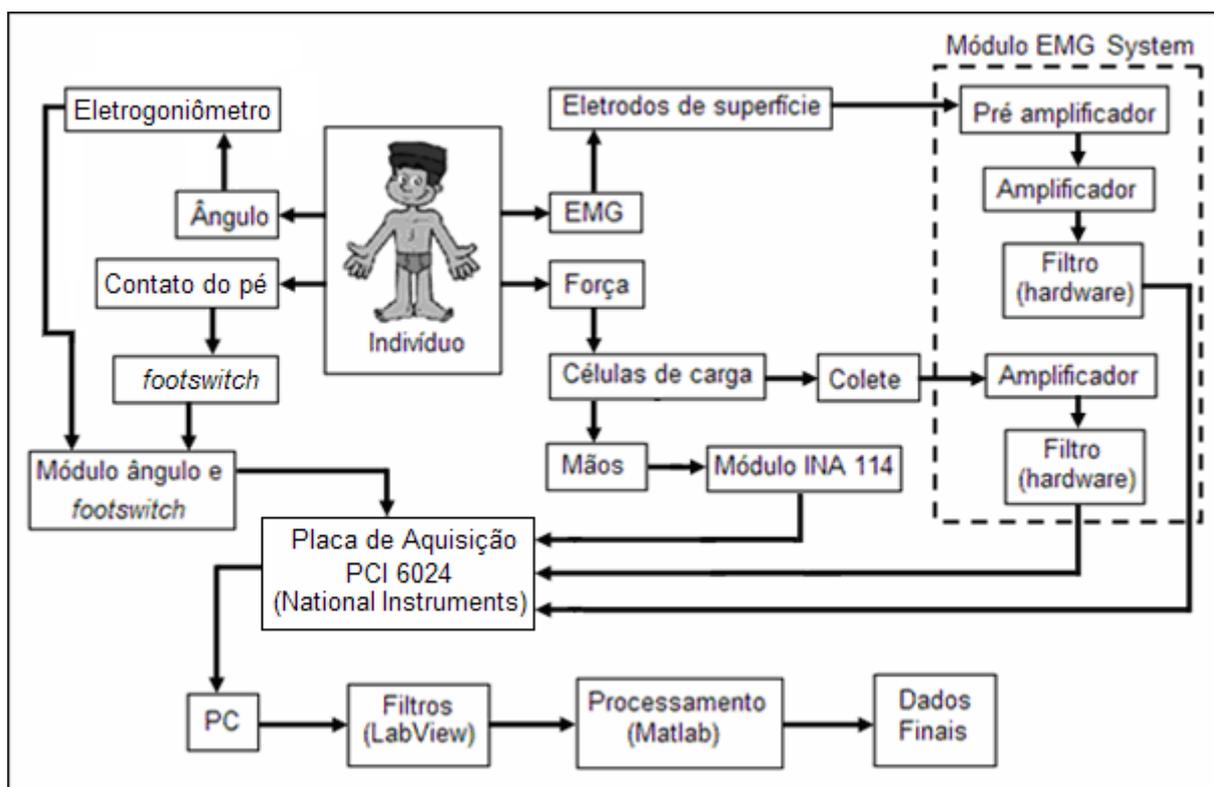


Figura 26: Diagrama em blocos do sistema de aquisição e processamento dos sinais biomecânicos e de EMG desenvolvido para avaliação do TLSP.

Para aquisição e tratamento dos sinais foram desenvolvidos três softwares em ambiente LabView versão 6i (National Instruments). O primeiro software é utilizado para calibrar a descarga de peso corporal do indivíduo, o segundo software

é utilizado para coletar os sinais biomecânicos e de EMG durante o treino e o terceiro software recupera os sinais armazenados, faz o tratamento deles através da aplicação de filtros digitais e gera arquivos em formato de texto que podem ser lidos por outros aplicativos como Excel e Matlab. A seguir, os componentes da figura 26 serão descritos detalhadamente.

3.3.1 Eletromiógrafo

Com a finalidade de acompanhar a resposta neuromuscular dos membros inferiores foi realizada a eletromiografia de superfície dos músculos reto femural, bíceps femural, gastrocnêmio e tibial anterior (DIETZ *et al.*, 1998; DIETZ; MULLER; COLOMBO, 2002; LAM; DIETZ, 2004; LÜNENBURGER *et al.*, 2006). Para tanto, foi utilizado um eletromiógrafo EMG 800C (EMG System, Brasil). Esse equipamento possui dois módulos com seis canais de eletromiografia e dois canais analógicos cada um. Foram utilizados quatro canais de EMG de cada módulo, totalizando oito canais. Esse equipamento proporciona um ganho de 2000 vezes e possui em seu hardware filtros passa baixa de 500 Hz e passa alta de 20 Hz para os canais e EMG.

3.3.2 Módulo de Ângulo e *Footswitch*

A trajetória angular da articulação do joelho durante a passada pode ser medida com eletrogoniômetros (BERES-JONES; HARKEMA, 2004; DOMINGO, SAWACKI, FERRIS, 2007). O eletromiógrafo EMG 800C já possui um canal para a aquisição de sinais analógicos configurado para o uso do eletrogoniômetro. Porém, nesse estudo eram necessários dois canais para tal tarefa. Além disso, o posicionamento desse sensor na articulação é feito fixando-o diretamente na pele do voluntário, o que acaba não sendo um método muito prático, além de ser vulnerável a movimentos que podem desprendê-lo ou desalinhá-lo. Frente a essas dificuldades optou-se por desenvolver tal instrumento que atendesse as necessidades do estudo.

O eletrogoniômetro foi desenvolvido com o uso de potenciômetros e o amplificador operacional LM324, seu circuito eletrônico é mostrado no Apêndice A. O diagrama em blocos do funcionamento do eletrogoniômetro pode ser observado

na Figura 27. O sistema é alimentado por uma fonte de tensão ligada diretamente na rede elétrica. Um regulador de tensão é utilizado para evitar oscilações de tensão que possam ocorrer na fonte. O LM324 é um amplificador operacional e o potenciômetro modula a tensão de entrada nesse amplificador de acordo com o movimento da articulação do joelho.

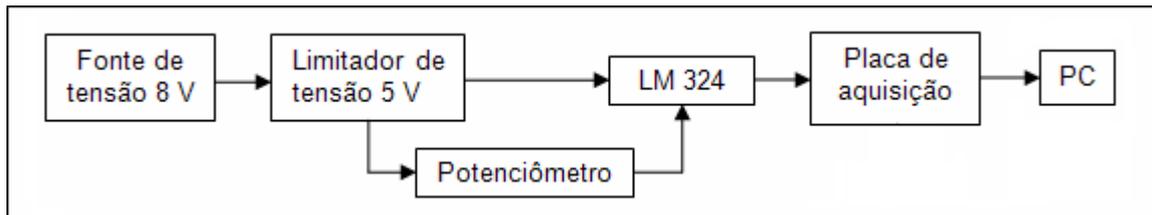


Figura 27: Diagrama em blocos do funcionamento do eletrogoniômetro.

O eletrogoniômetro foi calibrado com auxílio de um compasso com precisão de 1°; uma das hastes do sensor foi fixada numa das hastes desse compasso, enquanto a outra que girava livremente foi fixada a outra haste desse compasso (Figura 28). A faixa de calibração foi de -20 a 110 graus, sendo considerado o ponto zero quando as hastes estavam alinhadas verticalmente. As coletas referentes ao sinal elétrico desses ângulos foram realizadas a cada 10 graus. Foram realizadas três coletas, sendo numa aumentado o ângulo, em outra diminuído o ângulo e outra com os ângulos posicionados aleatoriamente. A média dessas três coletas foi utilizada para determinar a função da relação ângulo-tensão e o coeficiente de determinação (r^2). Também foi calculado o erro entre as medições e o erro relativo com as Equações 2 e 3, respectivamente.



Figura 28: Eletrogoniômetro fixado no compasso de precisão para o procedimento de calibração.

O eletrogoniômetro teve uma de suas hastes fixada a uma joelheira por meio de costuras reforçadas e para facilitar o posicionamento nos voluntários durante as coletas de dados e tornar o sistema mais robusto. A outra haste era fixada por meio de velcro na joelheira, com isso era possível ajustar a posição do eletrogoniômetro de acordo com cada voluntário e também era dispensado o uso de fitas para fixar o sensor na articulação (Figura 29). Foi considerado o ângulo zero medido pelo eletrogoniômetro aquele em que o joelho encontra-se em extensão completa e durante o movimento de flexão o ângulo aumenta.

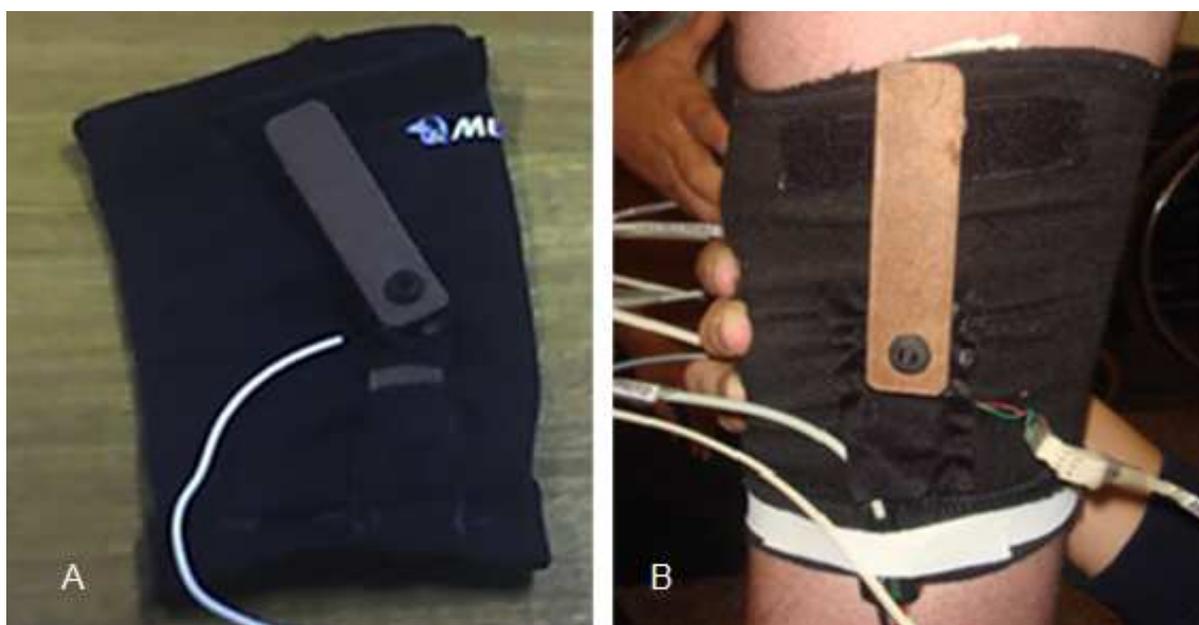


Figura 29: Eletrogoniômetro desenvolvido com as hastes acopladas a uma joelheira para facilitar a utilização durante as coletas. A haste referente à perna está fixa na joelheira, sendo alinhada com o maléolo, enquanto a haste referente à coxa é ajustada e fixada com velcro (A). Sensor posicionado no voluntário em zero graus (B).

A fim de identificar as fases da marcha e facilitar a análise posterior dos sinais de ângulo, força e EMG, foram construídas *footswitches* que consistiam de uma palmilha de EVA com sensores tipo chaves de contato mecânico (*push-botton*) posicionados no ante-pé e no retro-pé (Figura 30).

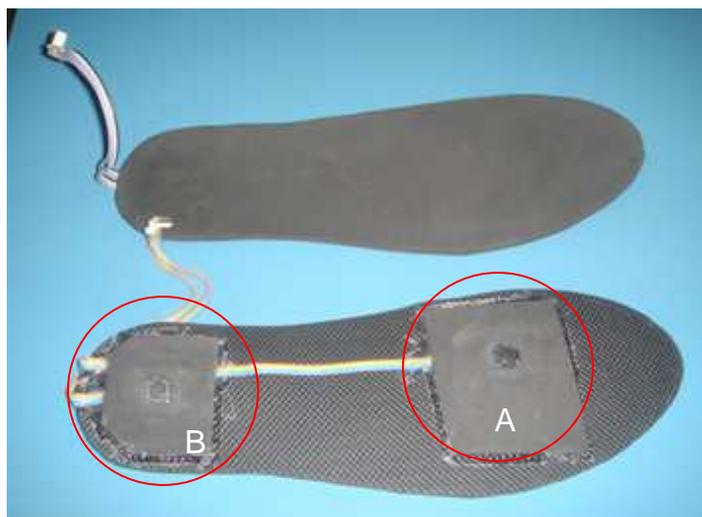


Figura 30: *Footswitch* desenvolvida para identificar as fases da marcha e realizar o sincronismo entre os sinais coletados de eletromiografia, força e ângulos. Em destaque estão as chaves que são acionadas durante o contato do pé com o solo, ante-pé (A) e retro-pé (B).

As chaves existentes na *footswitch* estão conectadas a um circuito elétrico (Apêndice B) que produz diferentes níveis de tensão, de acordo com a combinação delas (abertas ou fechadas). Desta forma, quando o retro-pé do indivíduo toca o chão um nível de tensão é gerado, quando o ante-pé toca outro nível diferente de tensão aparece e quando o contato do pé com o solo é cessado esse nível de tensão vai à zero. Desta forma, se obtêm um sinal com diferentes níveis de tensão correspondente as fases da passada (Figura 31).

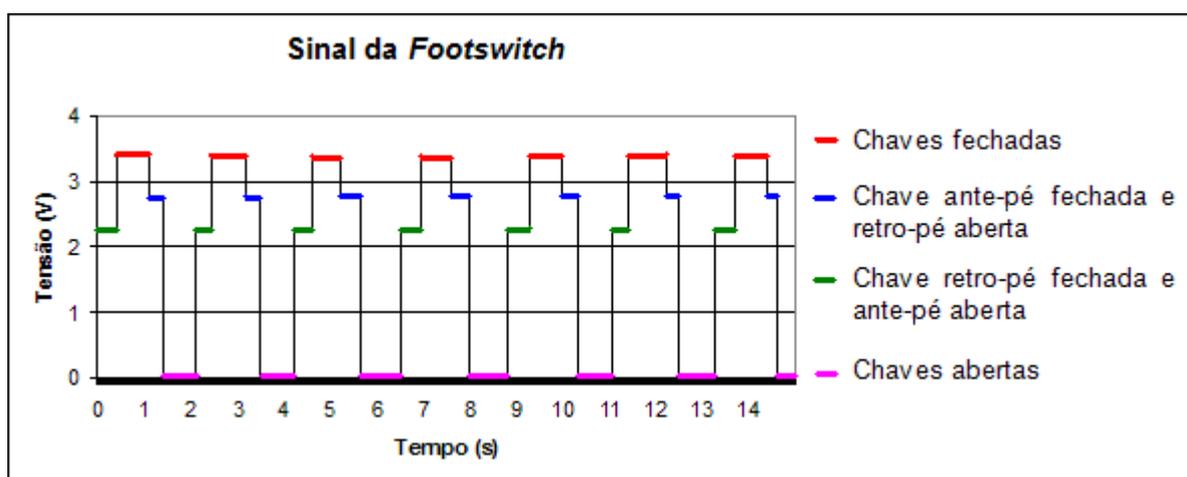


Figura 31: Sinal obtido com a *footswitch* durante a marcha de um indivíduo hígido, onde é possível identificar os diferentes níveis de tensão referentes a cada fase da passada.

O módulo ângulo e *footswitch* foi construído com a integração dos circuitos eletrônicos do eletrogoniômetro e da *footswitch* em um único circuito como pode ser observado no Apêndice C.

3.3.3 Software para Calibrar a Descarga de Peso Corporal

O ajuste da descarga de peso corporal foi realizado por meio de um software desenvolvido em ambiente Labview 6.0i que permitia a seleção de canais, o controle do tempo de coleta, a calibração da descarga de peso corporal e arquivamento dos dados (Figura 32).

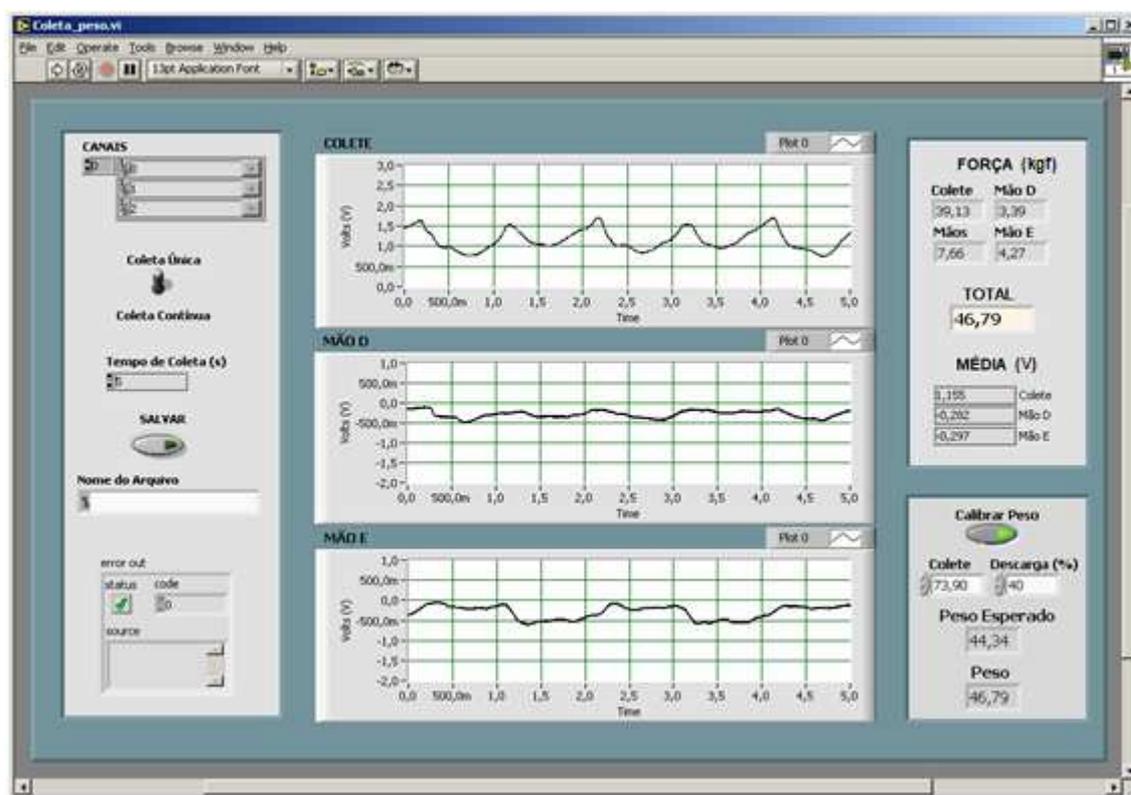


Figura 32: Interface do software desenvolvido em ambiente LabView 6.0i para controle da descarga de peso corporal. É possível observar os controles para seleção dos canais e o tempo de coleta, a interface gráfica dos sinais coletados, as cargas obtidas nos sensores do SPC e a janela para o processo de calibração da descarga de peso corporal.

O software possibilitava coletar as cargas nos sensores do SPC e apresentava a média desses valores em quilograma (kgf) e tensão (V), também

apresentava as informações de tensão (V) ao longo do tempo escolhido para coleta em uma interface gráfica. Permitia ainda estimar a carga (kgf) média em membros inferiores, com o peso do indivíduo e as forças nas células de carga, bem como observar os valores individuais em cada célula, a Figura 33 apresenta o fluxograma desse software.

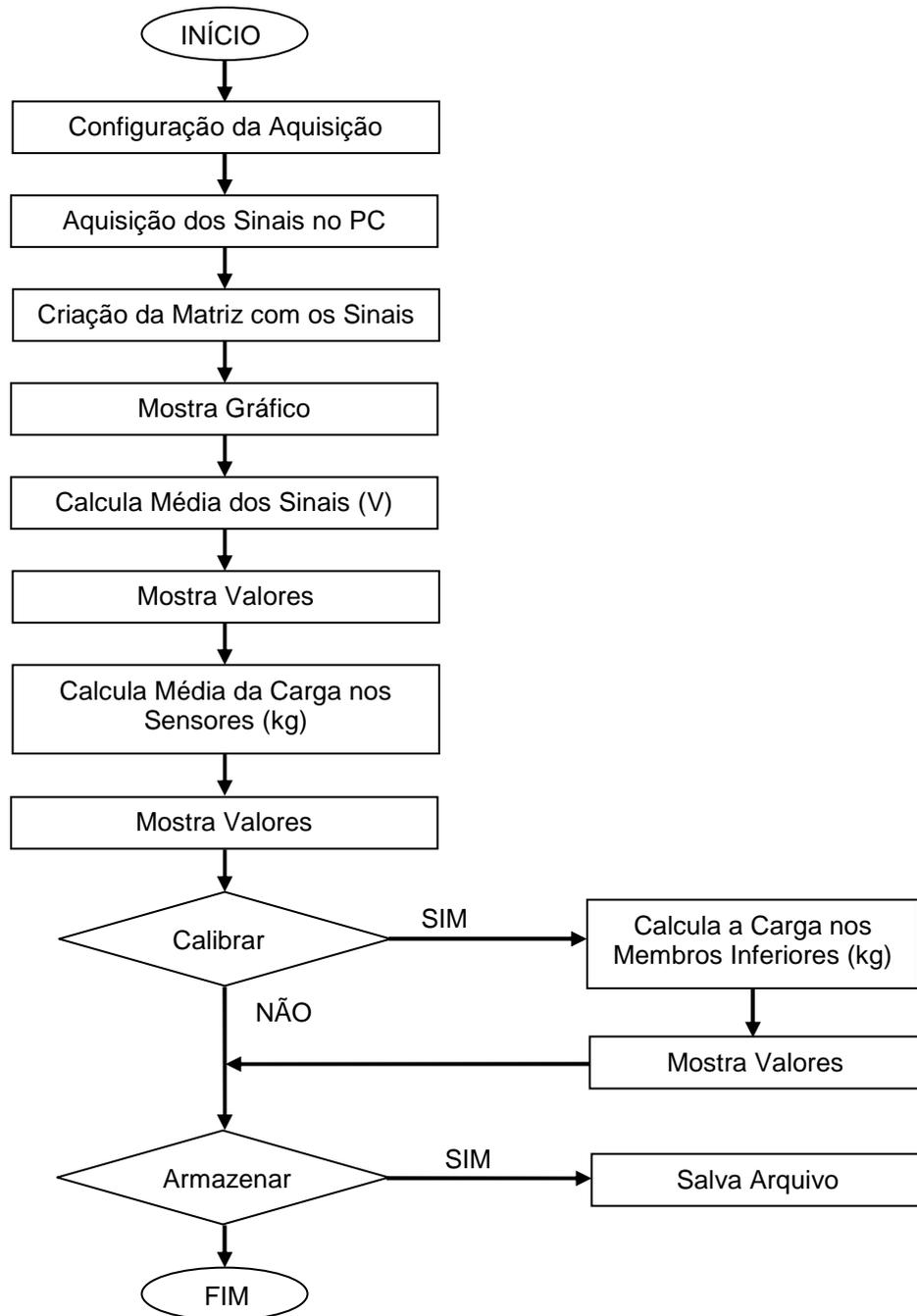


Figura 33: Fluxograma do software para calibrar a descarga de peso corporal.

Para o funcionamento desse software inicialmente eram configurados os parâmetros de aquisição, escolhendo os canais que seriam usados, o tempo de coleta, se seriam coletas contínuas ou apenas uma única coleta, quando era habilitada a opção de calibrar era necessário informar o peso (kg) do indivíduo e o percentual de carga de peso desejada em membros inferiores. Também era possível optar em salvar esses dados, sendo necessário informar o nome e o local onde esses dados seriam armazenados. Após essa configuração inicial, era iniciado o funcionamento desse software com a aquisição desses sinais e em seguida transformando-os em uma matriz, com a qual eram criados os gráficos. Com os dados de cada canal eram obtidas as médias em volts (V) e em seguida exibidas numericamente no monitor. Essas médias em conjunto com as equações de regressão obtidas para cada sensor durante o processo de calibração eram utilizadas para calcular as cargas em cada sensor em quilograma-força (kgf), as quais em seguida também eram exibidas em cada sensor. Quando a função de calibrar era habilitada, era calculado o percentual de carga (kgf) teórico desejado que fosse sustentado em membros inferiores e com as cargas (kgf) de cada sensor era calculada a carga (kgf) real que estava sendo sustentada, com esses valores sendo exibidos em seguida no monitor.

3.3.4 Software para Aquisição dos Sinais Biomecânicos e de EMG

A aquisição dos sinais durante o TLSP foi realizada por meio de um software desenvolvido em ambiente Labview 6.0i que apresentava uma interface gráfica que permitia observar os sinais que estavam sendo coletados, a atualização desses gráficos era feita a cada um segundo. Também era possível fazer a aquisição dos sinais sem a necessidade de armazená-los e alterar o tempo de coleta (Figura 34). O software foi configurado para apresentar em sua interface gráfica os sinais correspondentes à placa de aquisição, assim os cabos dos sensores deveriam ser posicionados sempre da mesma forma durante as coletas.

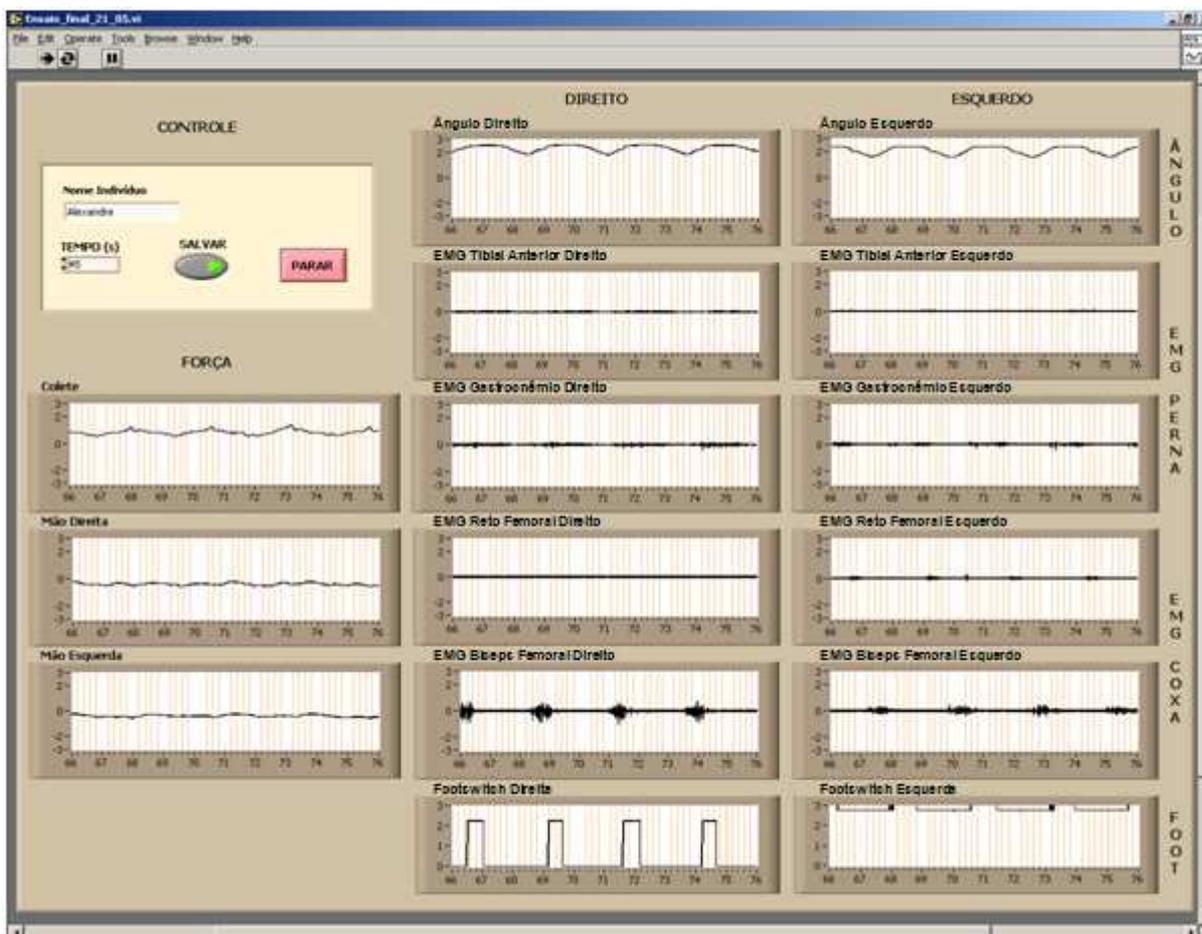


Figura 34: Interface do software desenvolvido ambiente LabView 6.0i para aquisição dos sinais biomecânicos e de EMG que permite observar os sinais em tempo real e identificar falhas durante as coletas, como mostrada na *footswitch* esquerda. Também possui um painel de controle que permite selecionar o tempo de amostragem (pacotes), opção para armazenar os dados, o nome para o arquivo e um botão para interromper a coleta.

O software desenvolvido permitiu observar a cada segundo os sinais durante a aquisição devido à utilização de *buffers*. Foram realizados testes sem a utilização de *buffers* (Figura 35A), mas no momento em que os gráficos eram atualizados com os sinais referentes aquele segundo e iniciado a aquisição dos sinais referentes ao próximo segundo surgia uma falha na continuidade do sinal nessas transições, pois uma parte do sinal não era coletada. Com o uso de *buffers* esse problema de perder uma parte do sinal foi resolvido (Figura 35B), pois, eles armazenam os dados e em seguida os mostram graficamente. Assim, enquanto os dados de um segundo eram atualizados nos gráficos, os dados do próximo segundo eram coletados e armazenados nos *buffers*, para em seguida serem exibidos.

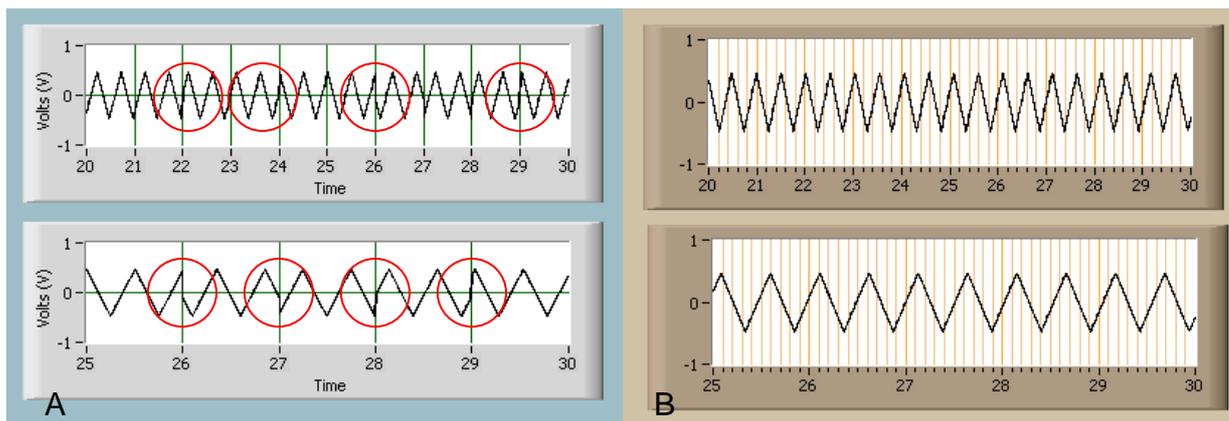


Figura 35: Sinal coletado sem o uso de *buffer* (A), onde estão destacadas as falhas na continuidade do mesmo. Sinal coletado com o uso do *buffer* (B) para resolver o problema da perda do sinal durante a atualização do gráfico, onde pode ser observada a continuidade do sinal.

As versões anteriores do software armazenavam os dados em formato de texto, mas essa conversão era muito demorada e tomava um tempo no qual mais amostras poderiam ser adquiridas. Também foi excluída a possibilidade de coletar uma única amostra (pacote), pois ocuparia muito espaço do disco rígido do computador e o tempo de conversão seria muito grande. Portanto, na versão atual optou-se em armazenar os dados em um formato de programação próprio do Labview 6.0i, o que tornava esse processo mais rápido, além de ocupar menos espaço na memória do computador, mas para análises posteriores os dados devem estar em formato de texto.

O tempo de coleta se refere ao tamanho das amostras (pacotes) coletadas durante o TLSP. A coleta dessas amostras (pacotes) poderia ser realizada de forma contínua sem a necessidade de alterar o nome do arquivo que era armazenado, pois, esses dados possuíam uma extensão com a data e o horário. Porém, havia um tempo de atraso gerado entre um arquivo e outro devido ao armazenamento do arquivo anterior. O fluxograma do software para aquisição dos sinais biomecânicos e de EMG é apresentado na Figura 36.

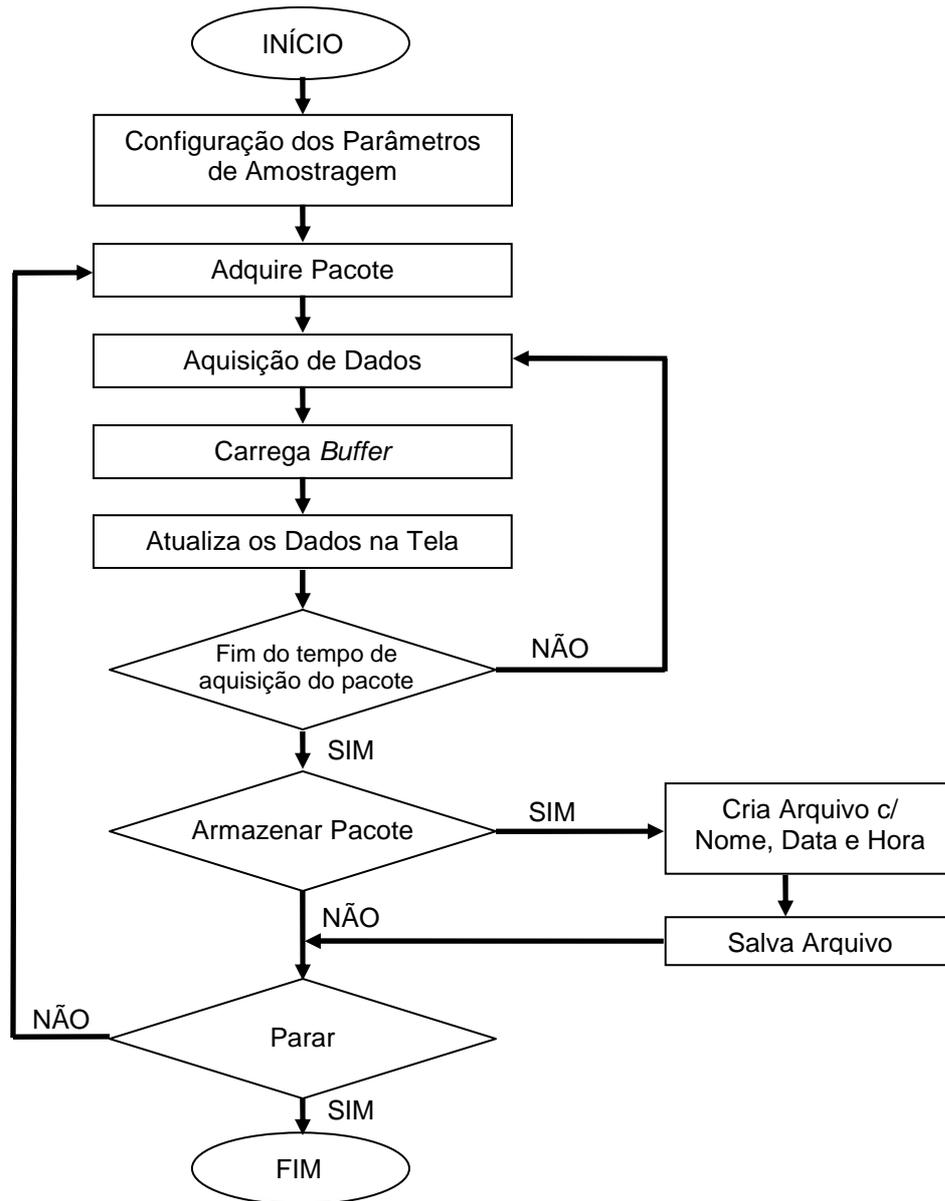


Figura 36: Fluxograma do software para aquisição dos sinais biomecânicos e de EMG.

Os parâmetros de amostragem eram configurados informando o tempo de cada pacote e optando por salvar ou não os dados, para que fossem armazenados esses dados, era necessário dar um nome para o arquivo. Com o início das rotinas era feita a aquisição dos dados armazenando-os no *buffer* e em seguida atualizando a tela com os sinais, esse processo era repetido até que se acabasse o tempo do pacote. Com a opção de coleta contínua habilitada no Labview, depois de acabar a coleta de um pacote, era iniciada a aquisição de outro, e esse processo se repetia até ser desabilitada a opção de coleta contínua ou acionado o botão de parar.

3.3.5 Software para Leitura e Processamento dos Sinais

Para recuperar os sinais e processá-los foi desenvolvido outro software também em ambiente Labview 6.0i. Nele havia uma interface gráfica que permitia visualizar todos os sinais coletados sem processá-los e após processá-los, bem como seus respectivos espectros de freqüência (Figura 37). Também era possível recuperar os arquivos apenas para leitura, ou pela interface de controle salvá-lo e convertê-lo para um arquivo em formato de texto que pudesse ser trabalhado com outros softwares. O fluxograma desse software é apresentado na figura 38.

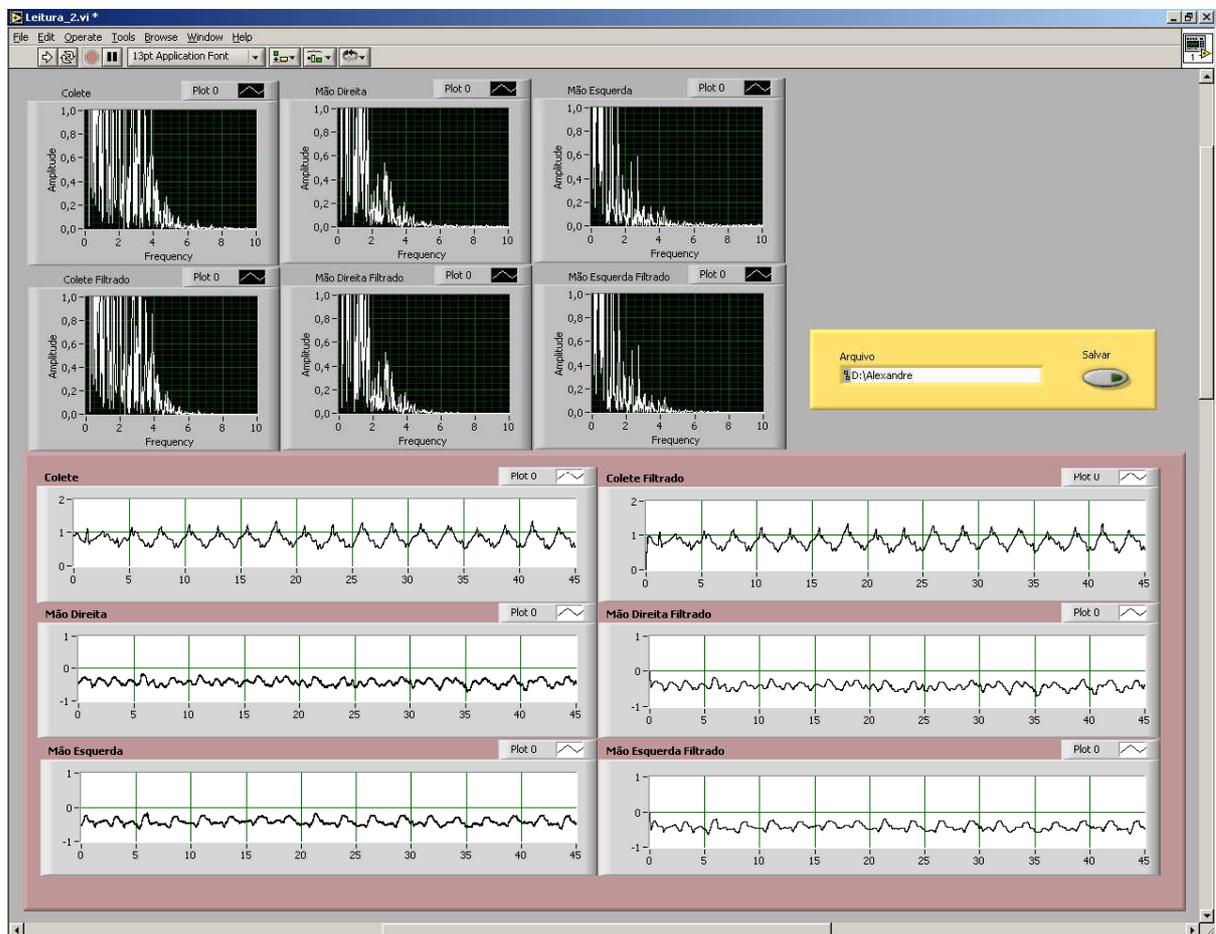


Figura 37: Interface do software desenvolvido em ambiente LabView 6.0i para leitura e processamento dos sinais coletados, onde é possível visualizar a interface de controle em amarelo, os sinais sem serem tratados e após serem tratados, bem como seus respectivos espectros de potência.

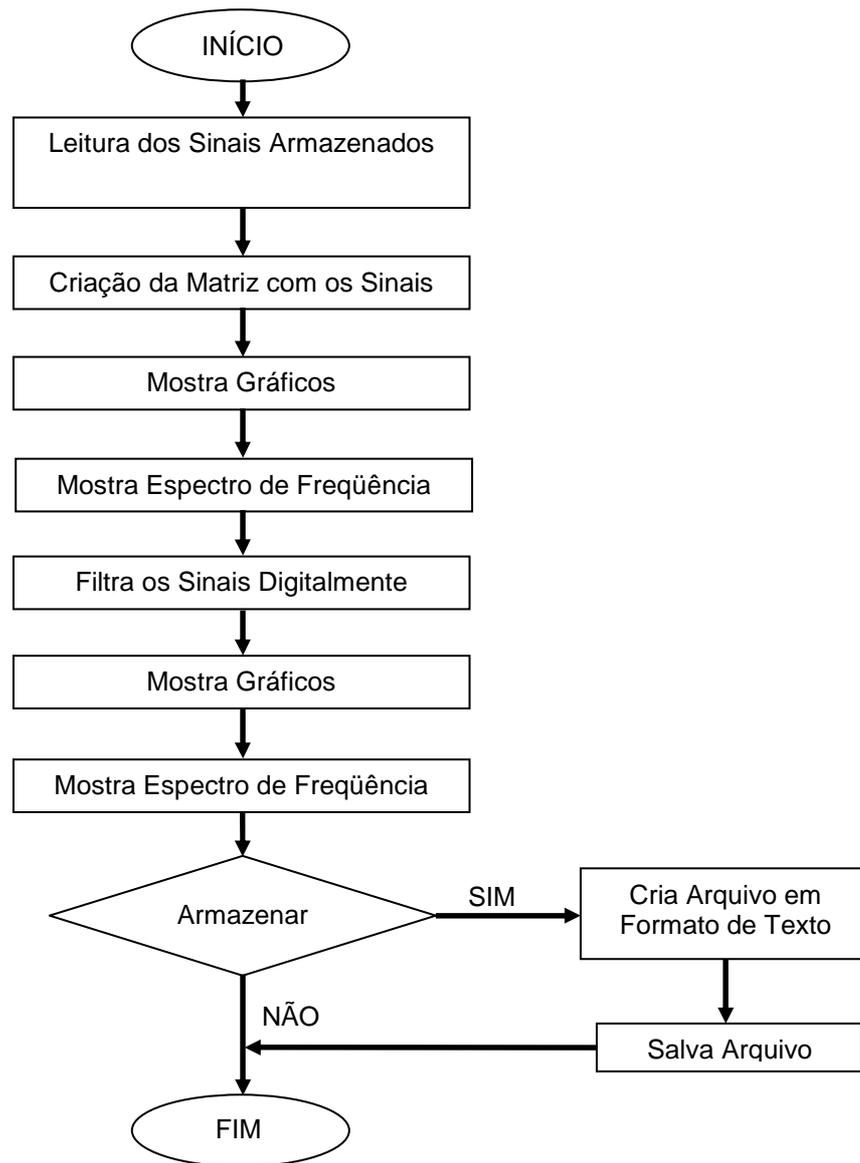


Figura 38: Fluxograma do software para leitura e processamento dos sinais.

Para a configuração inicial era informado se os dados seriam salvos ou não, no caso se fosse habilitada à função de armazená-los era necessário dar um nome para esse arquivo. Ao iniciar as rotinas do software, primeiro era aberta uma janela no programa na qual era selecionado o arquivo que seria lido. Em seguida, era criada uma matriz com esses dados para visualizá-los no monitor e depois calcular o espectro de freqüência que também era mostrado no monitor. Os dados eram filtrados digitalmente e novamente foram visualizados no monitor e calculados os

espectros de frequência. Com a opção armazenar habilitada, os dados eram organizados numa nova matriz e convertidos para um arquivo em formato de texto.

Nesse software foi realizado o tratamento desses sinais com a aplicação de filtros digitais do tipo *Butterworth* (LAM; DIETZ, 2004; PATIÑO *et al.*, 2007). Para o funcionamento adequado dos filtros foi necessário configurar as frequências de amostragem e de corte, a ordem e o tipo (passa baixa, passa alta ou corta faixa). O filtro utilizado era composto por um filtro cascata de resposta ao pulso infinito (IIR), como mostrado na Figura 39, e a ordem do filtro faz com que altere o número de estágios desse filtro, assim, quanto maior a ordem do filtro mais estágios existirão.

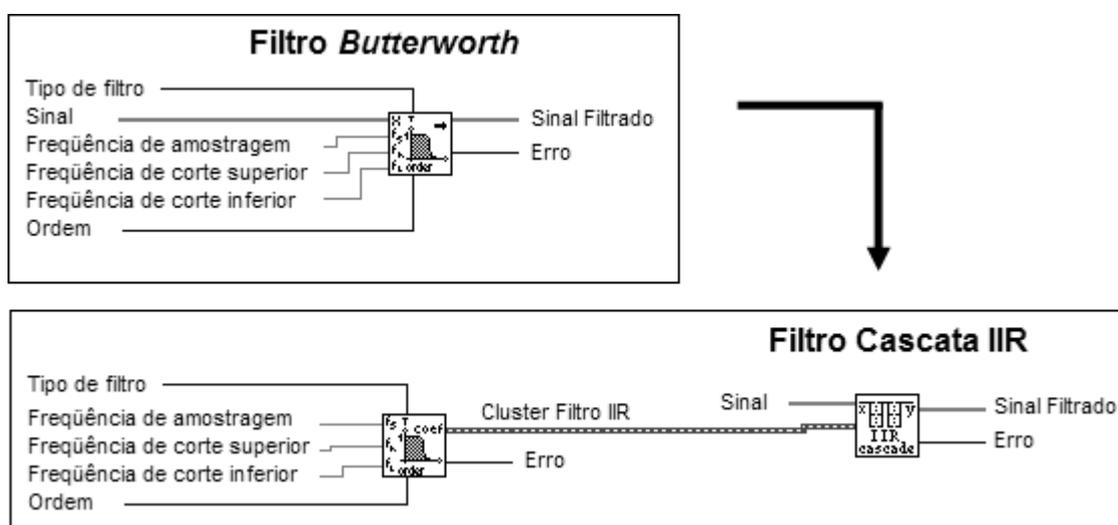


Figura 39: Características do filtro Butterworth, também é apresentada uma sub-divisão interna do circuito composto por filtro cascata IIR (LabView, 2000).

Os filtros utilizados foram de segunda ordem, apenas os sinais da *footswitch* não foram filtrados, pois sendo um sinal quadrado, ao eliminar as componentes de altas frequências ele fica distorcido (Figura 40). Para os sinais de EMG os filtros usados foram do tipo passa baixa com frequência de corte em 300 Hz (DIETZ *et al.*, 1998; DIETZ; MULLER; COLOMBO, 2002; LAM; DIETZ, 2004; LÜNENBURGER *et al.*, 2006) e passa alta com frequência de corte em 10 Hz (SODERBERG; KNUTSON, 2000; LAM; DIETZ, 2004; STELDT; SCHMIT, 2004), também foram utilizados filtros corta faixa para eliminar a frequência de 60 Hz e suas harmônicas (Figura 41). Para os sinais de força e ângulo foi utilizado apenas um filtro passa baixa com frequência de corte em 6 Hz (DOMINGO, SAWACKI, FERRIS, 2007).

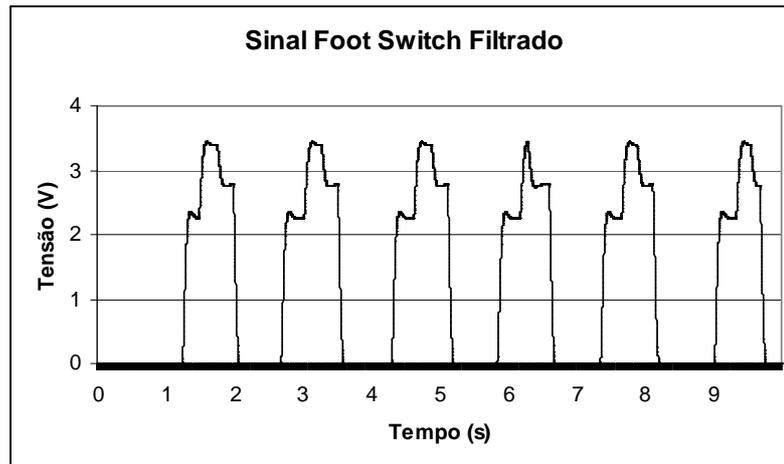


Figura 40: Sinal da *footswitch* distorcido depois de ser aplicado um filtro passa baixa de 6 Hz.

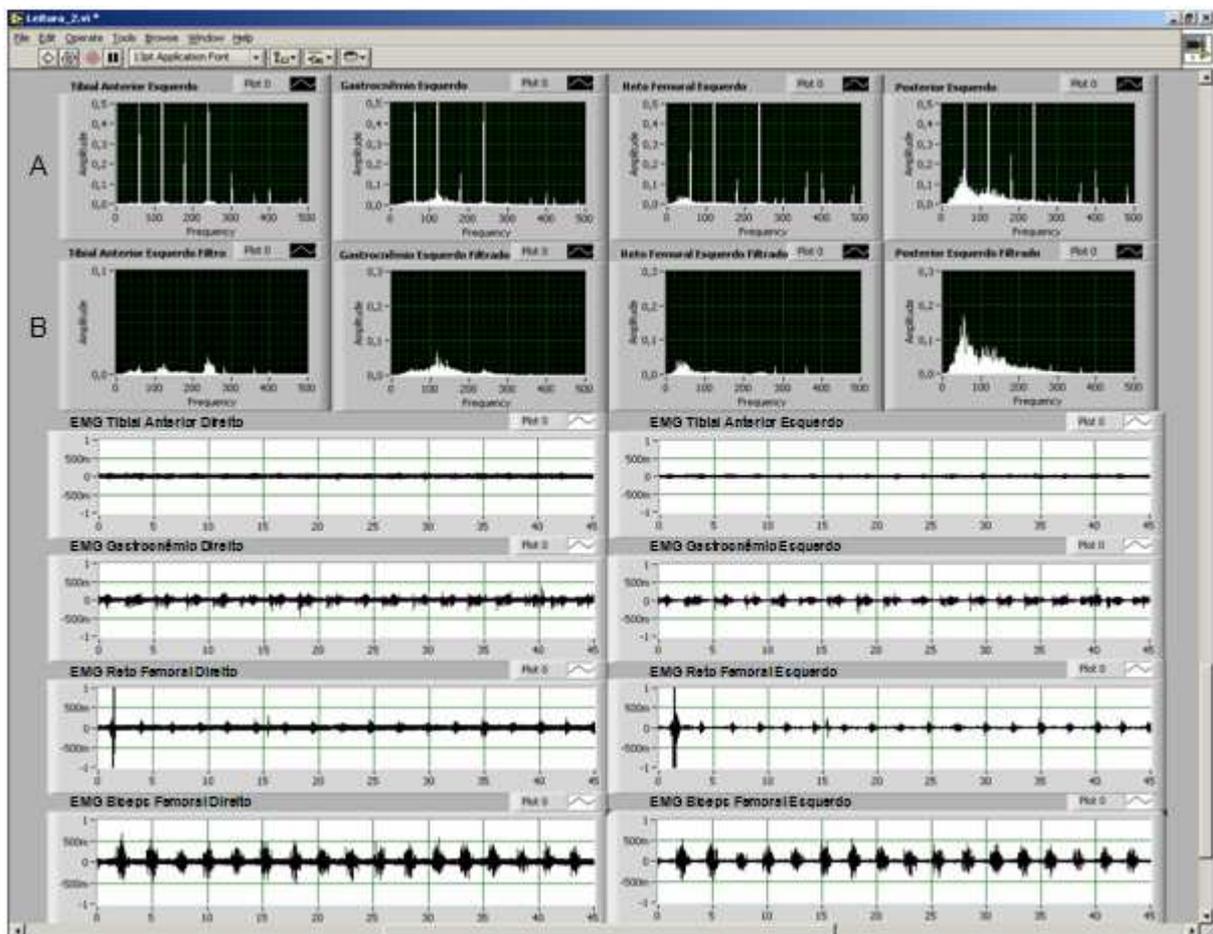


Figura 41: Processamento dos sinais em ambiente LabView 6.0i com a aplicação de filtros digitais. Os gráficos superiores (A) representam os espectros de potência dos sinais de EMG, onde é possível identificar picos que representam à frequência de 60 Hz e suas harmônicas. Após, a aplicação dos filtros digitais (B) é possível observar que esses picos foram removidos, desta forma limpando o sinal e tornando-o mais nítido.

Desta forma, quando estava habilitada a função de salvar os dados, no final desse processamento era criado um arquivo de texto com todos os sinais processados referente a cada pacote. Para serem analisados posteriormente os arquivos de texto foram convertidos para um arquivo de planilhas do tipo Excel®, onde cada coluna correspondia a um sinal, sendo as três primeiras colunas referentes ao sinal de força, a quarta e a quinta as *footswitches*, a sexta e a sétima aos ângulos dos joelhos e da oitava até a décima quinta aos sinais de EMG.

Nessas planilhas em Excel®, eram excluídas manualmente as cinco primeiras linhas referentes ao cabeçalho desse arquivo restando apenas os dados. Porém, para o arquivo de referência eram apenas eliminadas as duas primeiras linhas e as outras três eram substituídas pelo valor correspondente ao peso do indivíduo com colete, peso da haste e o peso do colete. Com isso, os arquivos estavam preparados para outra etapa de análise em ambiente Matlab.

3.3.6 Processamento e Análise dos Sinais Coletados

Os arquivos com sinais coletados após terem passado pelo tratamento em ambiente Labview 6.0i e terem sido transformados em planilhas Excel®, foram nesta etapa processados em ambiente Matlab versão 6.5 (Mathworks). O fluxograma apresentado na Figura 42 mostra como foram as etapas desse processamento.

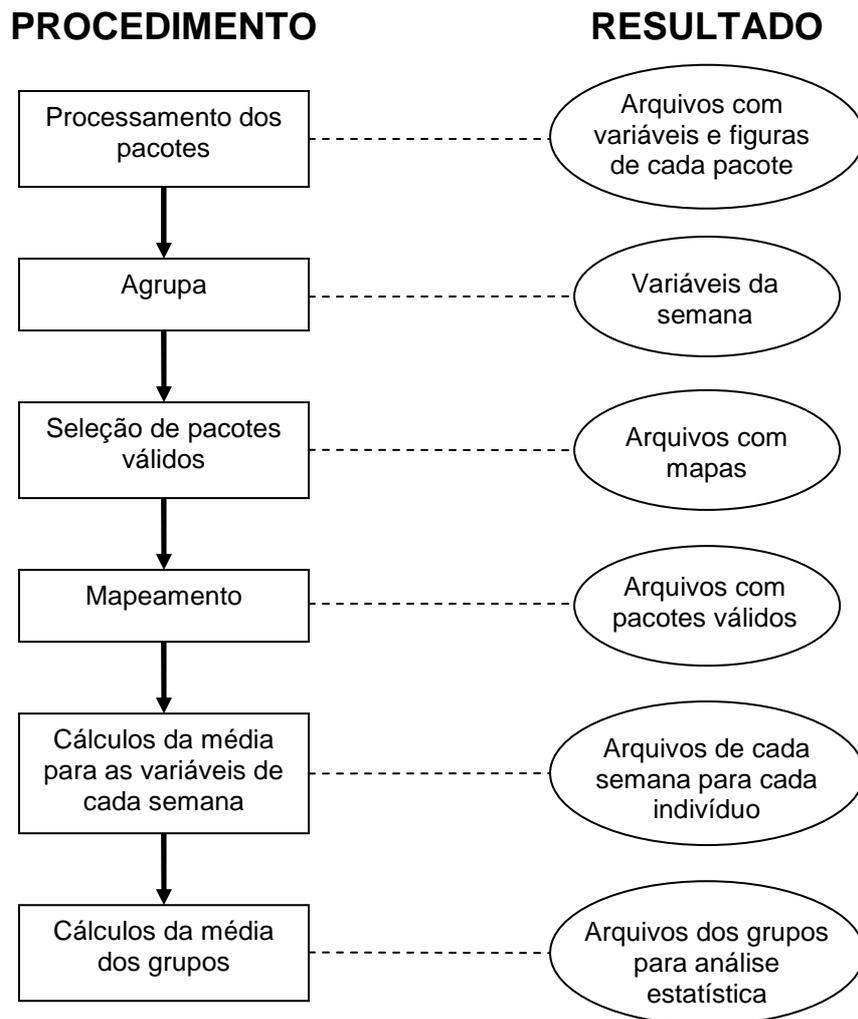


Figura 42: Fluxograma do processamento dos sinais coletados.

Os pacotes já transformados em planilhas Excel® passavam pela primeira rotina de processamento, onde era obtido um arquivo com o valor médio das variáveis referentes ao percentual de força nos membros inferiores e superiores, duração da fase de apoio direita e esquerda com auxílio das *footswitches*, o valor RMS do sinal de EMG de cada músculo, as correlações desse sinal de EMG RMS com a força, o ângulo e a *footswitch* (Apêndice D). Também foi calculado o tempo da passada com o sinal da força no colete, pois em alguns momentos houve perda do sinal da *footswitch*, impossibilitando esse procedimento. Enquanto o sinal da força no colete além de não ter apresentado perdas, se mostrou cadenciado de acordo com as passadas. Além disso, também eram criadas duas figuras com os sinais (Figura 43), uma para o lado direito e outra para o esquerdo.

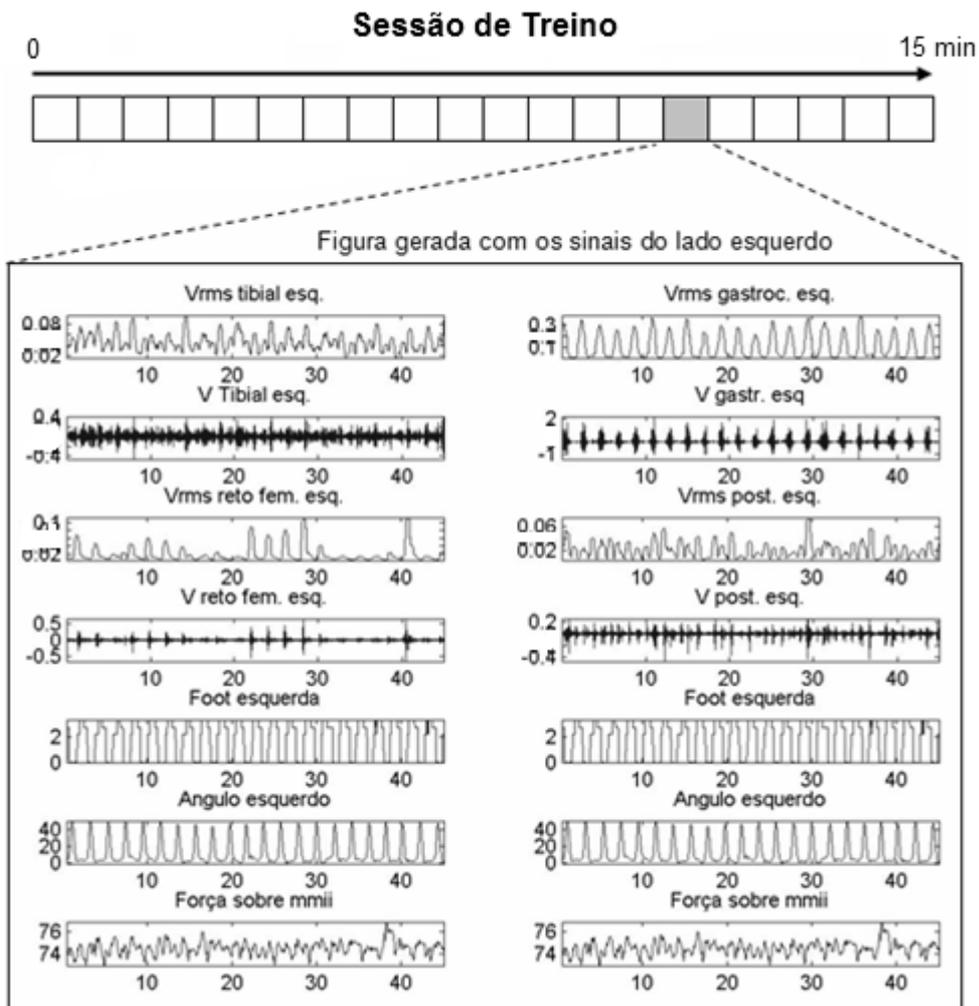


Figura 43: Representação dos pacotes de 45 segundos obtidos durante a coleta de dados em função do tempo, e a figura que é gerada pelo software “análise_EMTL” com esses pacotes, estão representados os sinais de um indivíduo hígido.

Nessas figuras é representado o envelope RMS do sinal de EMG. Para se obter essas curvas, inicialmente foi retificado o sinal de EMG e em seguida utilizada uma janela de tempo de 500 ms deslocada a cada 100 ms para varrer esse sinal. Nessa janela foi calculado o valor RMS dentro desse intervalo de tempo e obtido um único valor RMS, ao deslocar essa janela foi obtido outro valor, e assim de forma subsequente até varrer todo o sinal. Com esses pontos foi formado o envelope RMS do sinal de EMG (Figura 44).

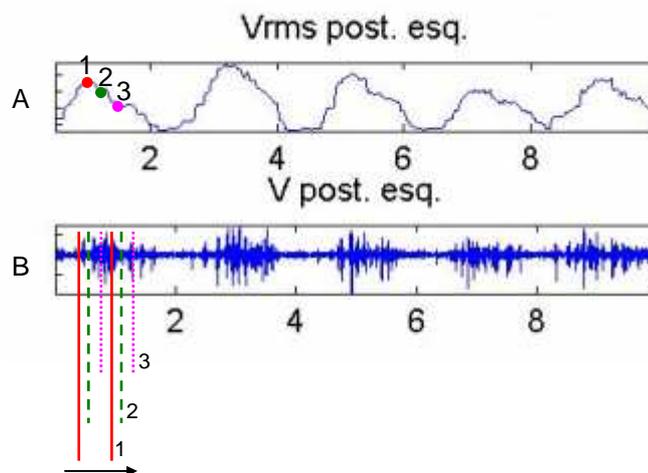


Figura 44: Estão representadas as janelas de 500 ms no gráfico (B). Essa janela de 500 ms varre o sinal no gráfico (B) com um intervalo de 100 ms para gerar os respectivos pontos no gráfico (A) que constituem o envelope RMS do sinal de EMG.

Na etapa seguinte do processamento, é utilizado um outro software que agrupa as planilhas Excel® que resultam de cada pacote em apenas uma planilha. Assim, o resumo dos dados de uma semana era representado por apenas um arquivo.

As figuras foram utilizadas para selecionar os pacotes válidos por meio de uma análise qualitativa onde eram excluídos os pacotes que apresentaram algum problema com os sinais, como excesso de ruídos ou falhas em sua coleta ou sensor, além de falhas na continuidade do sinal (Figura 45). Após feita essa seleção era criada manualmente uma nova planilha Excel®, onde era atribuído o valor “0” para os sinais desprezados e “1” para os sinais que seriam aproveitados. A qual foi utilizada para validar apenas os pacotes sem problemas com os sinais no arquivo que continha os pacotes da semana agrupados. Desta forma, foi obtido um único arquivo contendo apenas os pacotes válidos daquela semana.

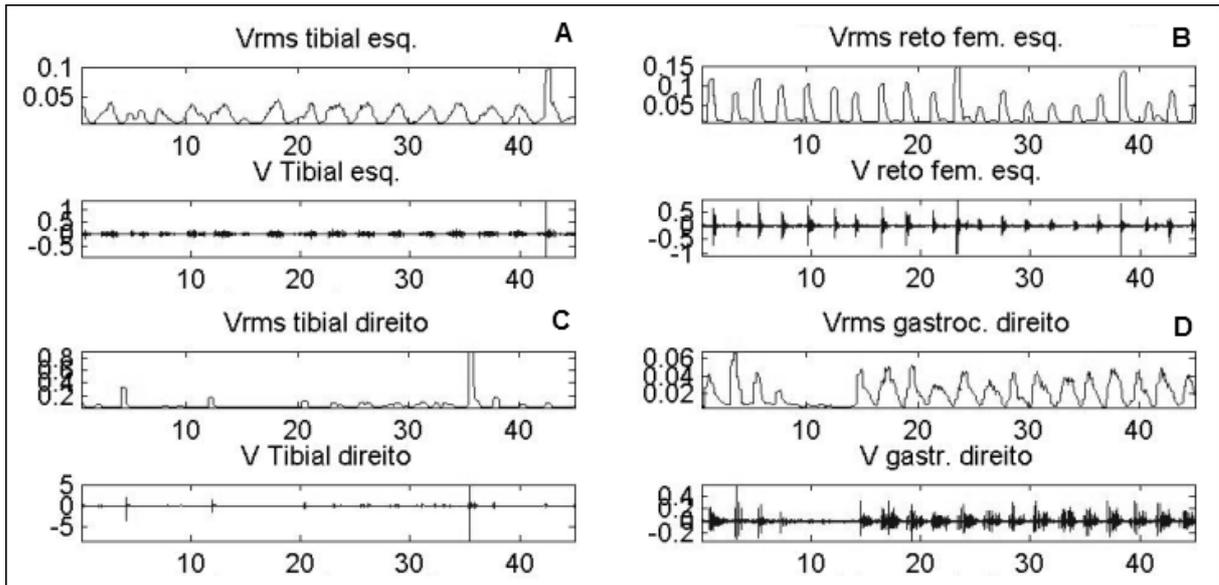


Figura 45: Sinais que foram excluídos devido a problemas com ruído (A e B), falhas na captação (C) ou continuidade (D).

A próxima etapa do processamento organizava os dados referentes aos pacotes válidos da semana e calculava as médias e desvios padrão. Os dados eram apresentados em um novo arquivo Excel® com cinco planilhas, sendo a primeira para os dados de força e variáveis espaço-temporais do passo e passada, a segunda para os valores RMS de cada músculo, a terceira para a correlação entre a *footswitch* e o valor RMS, a quarta para a correlação entre o ângulo e o valor RMS e a quinta para a correlação entre a força nos membros inferiores e o valor RMS. Na última etapa do processamento foram calculadas as médias dos grupos e os dados organizados para serem encaminhados para análise estatística.

3.3.7 Malhas de Medição

Em resumo a avaliação do TLSP é realizada por meio de malhas de medição, que são responsáveis por captar os sinais do indivíduo durante as sessões de coleta de dados. No entanto, os sinais coletados passam por diferentes processamentos por hardware e software até chegarem ao processamento final realizado em ambiente Matlab, como mostra o diagrama apresentado na Figura 46.

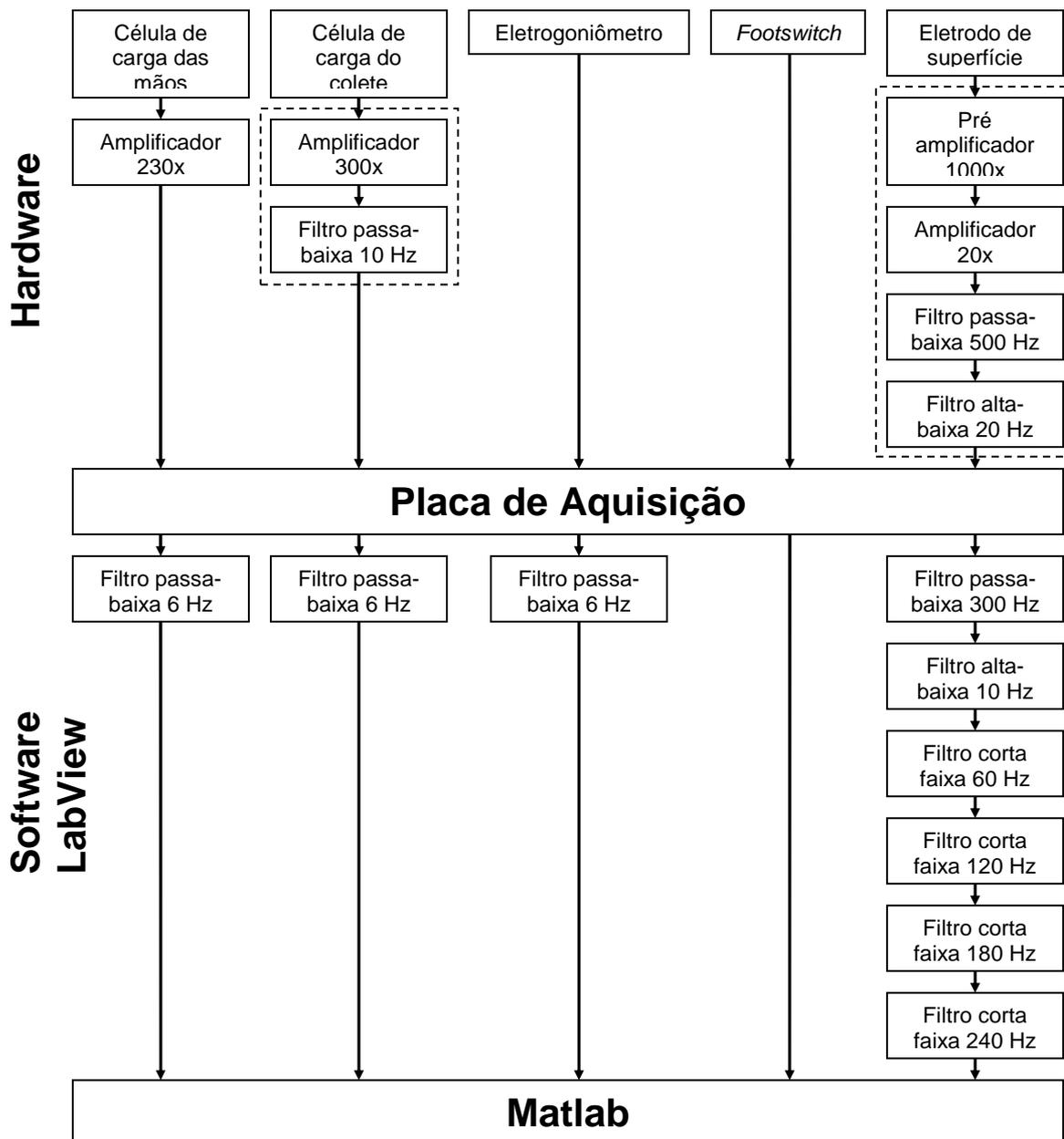


Figura 46: Diagrama representando as malhas de medição do estudo. Os módulos dentro dos retângulos pontilhados pertencem ao sistema comercial EMG 800C da EMG System.

3.3.8 Teste do Sistema de SPC e Aquisição

A fim de testar o funcionamento do sistema de suporte de peso e aquisição dos dados foi realizado um ensaio com um indivíduo hígido nas mesmas condições em que seria aplicado o TLSP em indivíduos com lesão medular. Foram coletados os sinais de EMG, força, ângulos e contato do pé, com o solo com o indivíduo caminhando sobre a esteira a uma velocidade de 1,5 km/h.

O ensaio foi realizado em um único dia e foram utilizadas descargas de peso corporal de 80 % até 0 %, onde foram coletadas três amostras (pacotes) de 45 segundos para cada descarga de peso.

3.4 APLICAÇÃO DO TLSP EM INDIVÍDUOS COM LESÃO MEDULAR

Após este projeto ter sido aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da PUCPR sob o parecer nº 1616 (Anexo II), foram submetidas ao TLSP pessoas portadoras de lesão medular completa ou incompleta, praticantes ou não de atividade física, tanto do sexo masculino quanto do sexo feminino.

3.4.1 População

Os indivíduos com lesão medular que participaram do estudo encontravam-se de acordo com os seguintes critérios:

- portadores de lesão medular há mais de 6 meses;
- faixa etária entre 18 e 50 anos;
- peso inferior ou igual a 100 kg;
- classificação da ASIA como A, B, C ou D;
- atestado médico permitindo a prática de atividade física.

Foram excluídos do estudo os indivíduos com lesão medular que apresentavam algum dos seguintes critérios:

- diagnóstico de problemas cardíacos;
- diagnóstico de insuficiência respiratória;
- limitações nos membros inferiores não associadas à lesão medular;
- não cumprimento da frequência semanal mínima de treinamento;
- lesão acima de T1;
- lesão medular oblíqua;
- presença de escaras.

A classificação da ASIA para todos os participantes do estudo foi realizada pelo mesmo médico neurocirurgião, que também forneceu o atestado permitindo a prática de atividade física após avaliá-los.

A seleção dos participantes portadores de lesão medular foi realizada pelo contato junto a Associação dos Deficientes Físicos do Paraná (ADFP). Após a formação de uma lista com os possíveis participantes da pesquisa foi realizado um contato inicial por telefonema, no qual, o indivíduo foi convidado a participar da pesquisa. Então, foi agendado um horário para realizar as avaliações clínicas (inspeção física, neurológica, cirtometria e funcionalidade) e observar se o mesmo respeitava os critérios de inclusão e exclusão da pesquisa, para aqueles que tiveram interesse.

Porém, antes dessa avaliação era realizada uma pequena apresentação com um vídeo do TLSP no qual era explicado como seriam as avaliações. Depois de selecionado e de acordo com o estudo, o voluntário assinava o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice E).

Os participantes foram divididos em dois grupos segundo a conveniência e disponibilidade dos indivíduos em participarem e se deslocarem até o local onde foi realizado o estudo. No primeiro, denominado grupo teste (GT), o voluntário realizou uma avaliação clínica inicial, 12 semanas de treino locomotor com coletas de dados semanais e uma avaliação clínica final. No segundo, denominado grupo controle (GC), o voluntário realizou uma avaliação clínica inicial, uma sessão de treino para coleta de dados e após o período de 12 semanas foi realizada outra sessão de treino para coleta de dados e uma avaliação clínica final.

Foram contatados 32 indivíduos com lesão medular, após, explicada a pesquisa e perguntado o interesse deles em participar do estudo, 19 indivíduos aceitaram participar. Entre os principais motivos colocados para não aderirem ao estudo foi à dificuldade quanto ao meio de transporte para chegar ao local de realização do mesmo, incompatibilidade de horário e prática de outro meio de reabilitação.

Após ser realizada a avaliação clínica, três indivíduos foram excluídos por não estarem de acordo com os critérios de inclusão e exclusão, dois deles possuíam a idade fora da faixa etária determinada e um deles possuía lesão medular oblíqua,

que limitava o movimento de um dos braços e isso poderia dificultar sua sustentação na posição ortostática devido a falta desse apoio. Também houve três desistências depois de iniciado o estudo (primeira semana), duas por incompatibilidade de horários e uma por problemas médicos.

No entanto, foram selecionados 13 voluntários portadores de lesão medular completa ou incompleta divididos em grupo teste (GT) e grupo controle (GC). O grupo teste foi formado por sete voluntários do sexo masculino com idade entre 22 a 43 anos e um do sexo feminino com idade de 25 anos totalizando, portanto, oito participantes. O grupo controle foi formado por cinco voluntários do sexo masculino com idade entre 25 a 45 anos. A Tabela 2 apresenta a caracterização do grupo teste enquanto a Tabela 3 apresenta a caracterização do grupo controle.

Tabela 2: Caracterização do grupo teste.

Indivíduo	Sexo	Classificação Frankel	Nível Neurológico	Causa	Tempo Lesão (meses)	Idade (anos)
GT 1	M	A - Completa	T 12	arma fogo	24	23
GT 2	M	B - Incompleta	T 12	arma fogo	18	27
GT 3	M	A - Completa	T 4 - T 5	ac. automobilístico	60	32
GT 4	M	A - Completa	T 12	arma fogo	12	22
GT 5	M	D - Incompleta	L 1	arma fogo	20	28
GT 6	M	A - Completa	T 8	ac. motobilístico	19	43
GT 7	M	A - Completa	T 4	ac. motobilístico	36	28
GT 8	F	D - Incompleta	T 11 - T 12	ac. automobilístico	17	25
Média					26	29

Tabela 3: Caracterização do grupo controle.

Indivíduo	Sexo	Classificação Frankel	Nível Neurológico	Causa	Tempo Lesão (meses)	Idade (anos)
GC 1	M	B - Completa	T5 - T9	ac. automobilístico	78	32
GC 2	M	A - Completa	T2 - T4	arma fogo	28	28
GC 3	M	B - Completa	T 12	ac. motobilístico	91	27
GC 4	M	B - Completa	T 12	arma fogo	276	45
GC 5	M	B - Completa	T 12	ac. motobilístico	24	25
Média					99,4	31,4

3.4.2 Avaliações Clínicas

Para registrar os dados das avaliações clínicas foi utilizada uma ficha de avaliação (Apêndice F), onde constavam os dados pessoais do voluntário bem como os resultados das avaliações física, neurológica e funcionalidade.

A avaliação física foi realizada com o objetivo de avaliar o estado físico geral do voluntário. Inicialmente, foram investigados problemas de pele ou escaras e a funcionalidade das articulações. Também foi mensurada a pressão arterial e realizado um exame de força muscular pela Escala de Oxford. A cirtometria consistiu da medida da circunferência de algumas regiões do corpo indicadas na Tabela 4.

Tabela 4: Regiões do corpo avaliadas na cirtometria (adaptado de FARINATTI; MONTEIRO, 1992).

Ponto da circunferência	Localização anatômica
Tórax	No plano horizontal, ao nível do ponto mesoesternal ou logo abaixo da axila
Abdômen	No plano horizontal, ao nível da cicatriz umbilical
Braço descontraído	Maior circunferência, com o braço no plano horizontal e em extensão sem apoio
Coxa	No plano horizontal 15 cm acima da borda superior da patela
Perna	No plano horizontal, na maior circunferência da panturrilha

A avaliação neurológica verificou as respostas sensitivas e motoras ainda preservadas no voluntário. Para tanto, foi utilizada a avaliação de miótomos e dermatômos, além do teste dos reflexos tendíneos (BARROS FILHO *et al.*, 1994; NEVES *et al.*, 2007). Para avaliar a influência do TLSP no cotidiano do voluntário, foi aplicado um questionário. Como existem instrumentos específicos para avaliar a funcionalidade em diversas populações, optou-se pela Medida de Independência Funcional (MIF) (Anexo III), pois, este instrumento já vem sendo utilizado na avaliação de indivíduos com lesão medular (BARROS FILHO *et al.*, 1994; RIBEIRO *et al.*, 2004; 2005; SILVA; OLIVEIRA; CONCEIÇÃO, 2005).

3.4.3 Protocolo de Treinamento

Seguindo as informações encontradas na literatura (DIETZ *et al.*, 1998; ERNI; COLOMBO, 1998; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001; PROTAS *et al.*, 2001; DOBKIN *et al.*, 2003; 2006; 2007), o programa de TLSP foi aplicado de acordo com as seguintes especificações:

- Frequência: 3 vezes por semana
- Duração da sessão: 15 min
- Velocidade: 1,5 km/h
- Período do treino: 36 sessões (12 semanas)
- Descarga de peso inicial: 80% do peso corporal

Para minimizar os problemas em relação à frequência do voluntário aos treinos, foi permitida uma falta na semana caso não fosse possível agendar outro horário. Desta forma, foi possível fornecer uma flexibilidade maior de horários aos participantes. Durante uma das sessões de treino na semana era realizada a coleta de dados.

A descarga de peso corporal como mencionado anteriormente é um dos fatores mais importantes para que o treinamento ocorra com sucesso. A sobrecarga faz com que a movimentação das pernas pelos treinadores seja dificultada, e uma movimentação ruim das pernas faz com que o voluntário perca o equilíbrio gerando uma sensação de desconforto. Portanto, como critério inicial para a descarga de peso optou-se por 80%, o que significa que apenas 20% do peso dos voluntários estariam sobre os membros inferiores.

Porém, para avaliar se a descarga de peso era suficiente para a realização do TLSP e ocorresse uma readaptação do indivíduo à posição ortostática, foram realizadas de uma a três sessões de adaptação. Durante essas sessões, caso a descarga de 80% fosse insuficiente para realizar uma passada iniciando com o toque do calcanhar e terminando com a ponta do pé, era aumentado o peso até que isso fosse possível e o movimento ficasse harmônico. Quando a carga em membros inferiores era insuficiente, o voluntário parecia estar flutuando e a passada iniciava com a ponta dos pés, e geralmente não ocorria o apoio nos calcanhares, impossibilitando a realização de todas as fases da passada.

A calibração da descarga de peso corporal era realizada com o voluntário parado na posição ortostática (PATIÑO *et al.*, 2007). Assim, após o ajuste do colete, o indivíduo era suspenso e seu peso corporal total aferido, ele então era posicionado ortostaticamente e perpendicularmente a 2ª polia do SPC, sustentado pelo colete e

apoiado pelas mãos. Os treinadores auxiliaram mantendo os joelhos do indivíduo em extensão. O valor correspondente ao peso total era então digitado na janela calibrar peso, onde se encontra o campo para o valor do peso do colete. Nessa mesma janela também era digitado o valor correspondente à descarga de peso corporal. Esse valor correspondia ao percentual do peso do indivíduo que seria sustentado pelas pernas. Após, preenchidos esses campos o software para calibração de peso era iniciado e no campo peso esperado aparecia o valor teórico que deveria ser sustentado pelo SPC, e no campo peso aparecia o valor correspondente ao peso sustentado pelo colete e pelas mãos naquele instante. Portanto, quando esses valores eram iguais o indivíduo estava pronto para iniciar o TLSP.

No entanto, quando era iniciado o TLSP e fosse percebido que a carga não estava adequada, dificultando a extensão do joelho ou realização das fases da passada do voluntário, a mesma era ajustada durante a marcha para que as passadas fossem realizadas de forma harmônica.

Após ser realizada a adaptação do indivíduo ao SPC e definido qual seria o percentual inicial da carga nos membros inferiores, foi dado início ao período de treinamento de 12 semanas. A evolução da carga em membros inferiores ocorria com um acréscimo de 5% a cada duas semanas. Porém, caso fosse percebido que a carga era insuficiente o ajuste da mesma era realizado como nas semanas de adaptação. Além disso, caso algum voluntário não se adaptasse ao ser aumentado à carga, ou a movimentação das pernas por parte dos treinadores se tornasse difícil, a carga anterior era mantida por mais uma semana.

3.4.4 Treinadores

Para a realização dos treinos foram selecionados voluntários treinadores, na sua maioria acadêmicos do curso de educação física da PUCPR, que eram responsáveis por movimentar as pernas dos indivíduos durante as sessões de treino. Depois de selecionados, os treinadores realizaram duas semanas de treinamento para se adaptarem as particularidades do movimento que seria realizado. Na primeira semana os treinos foram realizados com um indivíduo hígido e na segunda semana com um indivíduo lesado medular. Os treinadores que não

foram hábeis em realizar o movimento nas pernas dos indivíduos foram excluídos da equipe.

3.4.5 Aplicação do Treino

Após o indivíduo chegar ao local de aplicação do TLSP, o mesmo era posicionado em uma cadeira sobre a esteira. A transferência para essa cadeira sobre a esteira em alguns casos era auxiliada pelos treinadores. Em seguida era colocado o colete e seus acessórios no indivíduo, e o mesmo era suspenso para o procedimento de calibração e treino. Durante o TLSP os treinadores ficavam posicionados nas laterais da esteira, do modo como se sentissem mais confortáveis. Esta posição normalmente era ajoelhada sobre uma almofada de frente para a perna do indivíduo ou sentada na borda da esteira lateralmente a perna do indivíduo (Figura 47). As mãos eram posicionadas uma sobre o joelho e outra na tornozleira do indivíduo.



Figura 47: Treinadores posicionados nas laterais da esteira, sendo que o treinador da esquerda está posicionado de frente a perna do voluntário, enquanto o treinador da direita está lateralmente a perna voluntário.

Durante a movimentação das pernas eram respeitadas as fases da marcha (balanço e apoio), iniciando a fase de apoio sempre com o toque do calcanhar e finalizando com a ponta dos pés. Nessa fase (Figura 48), os treinadores deveriam manter o joelho do indivíduo em extensão com a mão que estava posicionada sobre o mesmo. Um detalhe importante é que nessa fase o indivíduo já realizava o toque do calcanhar com o joelho em extensão que deveria ser mantido até o final dessa fase. Caso isso não ocorresse, não haveria sustentação de carga no membro de apoio, prejudicando o equilíbrio e a movimentação do outro membro pelo treinador. Além disso, esses desequilíbrios geravam desconforto ao voluntário, por obrigá-lo a apoiar-se repetidamente nos braços identificado ou provocar oscilações do tronco identificados pelas células de carga dos membros superiores.

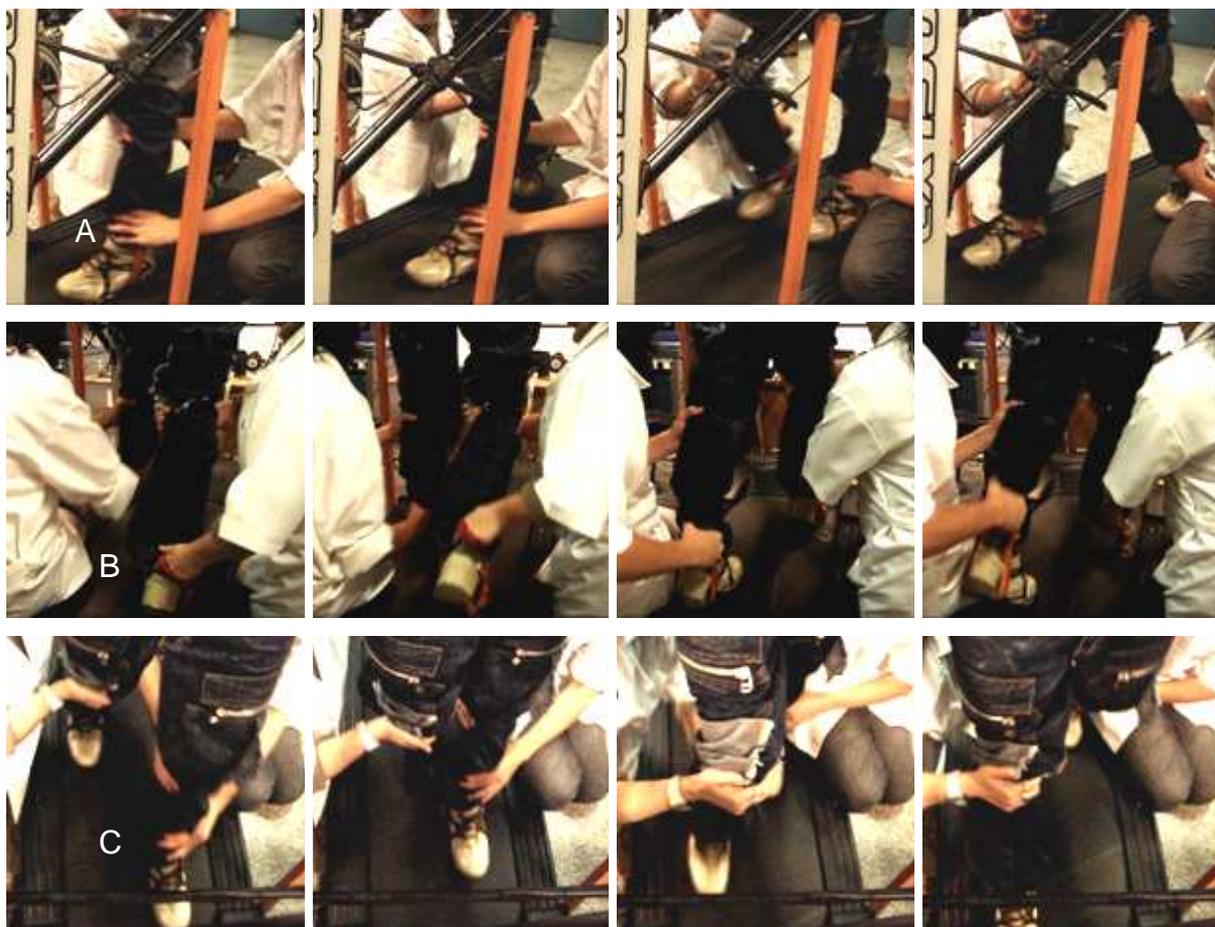


Figura 48: As seqüências mostram a fase de apoio com a perna esquerda na marcha durante o TLSP vista por vários ângulos, (A) vista lateral, (B) vista posterior e (C) vista frontal, onde pode ser observado o posicionamento das mãos e o trabalho dos treinadores iniciando esta fase com o toque do calcanhar e mantendo o joelho em extensão.

Na fase de balanço (Figura 49) era realizada a flexão do joelho trazendo a perna novamente à frente com a mão que estava posicionada na tornozeleira, tomado o cuidado para que os pés do indivíduo não tocassem na esteira ao longo desse movimento. No início dessa fase, caso não fosse possível realizar a flexão devido a alguma espasticidade, era pressionado o músculo poplíteo com a mão que estava no joelho, para promover o relaxamento do mesmo e facilitar assim a flexão do joelho.

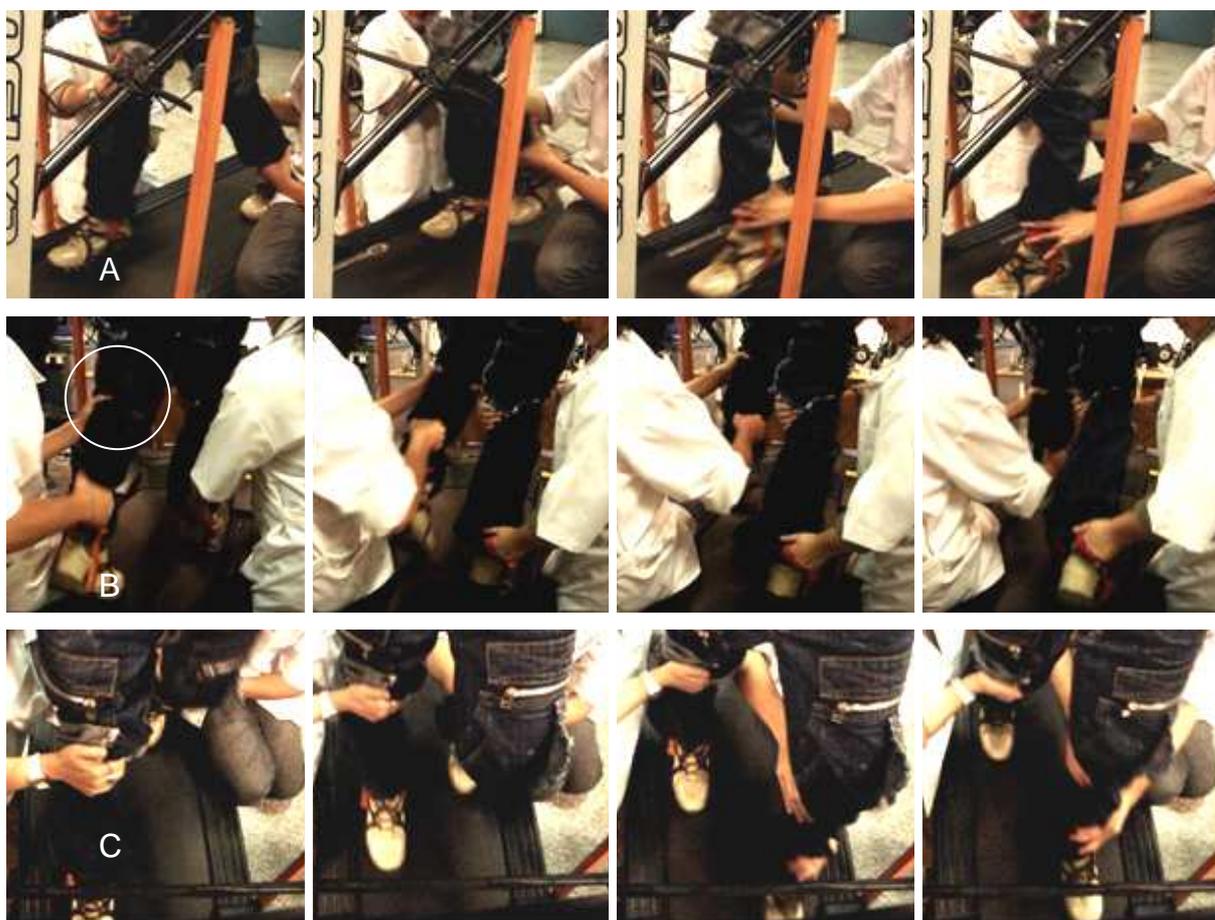


Figura 49: As seqüências mostram a fase de balanço da perna esquerda na marcha durante o TLSP vista por vários ângulos, (A) vista lateral, (B) vista posterior e (C) vista frontal, onde pode ser observado o trabalho dos treinadores na flexão do joelho e o posicionamento da mão inibindo o músculo poplíteo (círculo).

Durante a realização do TLSP, em geral havia a necessidade da troca de treinadores durante a movimentação das pernas do indivíduo devido ao cansaço. A troca normalmente era realizada a cada cinco minutos e era realizada de duas

maneiras. A primeira, mantendo a perna do indivíduo em extensão na lateral da esteira enquanto ocorria a troca, e a segunda, durante a movimentação das pernas, quando a mesma se encontrasse na fase de apoio.

3.5 COLETA DE DADOS

Além das avaliações física, neurológica e funcionalidade, foram realizadas coletas de dados referentes à distribuição das forças, atividade eletromiográfica, ângulo de movimentação do joelho e contato do pé com o solo das fases da marcha durante o TLSP. Esses dados foram coletados uma vez por semana, sendo esta coleta realizada na segunda ou terceira sessão de treino da semana. Nesse dia era realizado o treino seguindo o mesmo protocolo descrito. Porém, eram posicionados os sensores nos membros inferiores do indivíduo para medir esses dados.

Para a coleta de dados utilizaram-se os sensores e softwares descritos nos itens 3.2 e 3.3., e a mesma ocorreu ao longo de toda a sessão de treino, ou seja, 15 minutos. No entanto, esses sinais foram coletados em pacotes com duração de 45 segundos, para facilitar seu armazenamento e posterior análise. Cada semana de coleta resultou em um arquivo de referência e de 10 a 20 arquivos de treino, pois durante algumas coletas o primeiro e o último pacotes acabavam sendo descartados quando apresentavam falhas no início ou final, respectivamente. Também quando ocorria alguma falha durante a aquisição do pacote ou ocorria a troca de treinadores o mesmo era descartado.

Na sessão de coleta de dados, após o voluntário chegar ao LER, era iniciada a preparação com o indivíduo ainda em sua cadeira de rodas, inicialmente era feita a tricotomia na pele para eliminar os pelos e a limpeza da mesma com álcool 70 %, em seguida eram colocados os eletrodos de EMG, os eletrogoniômetros e as *footswitches*. O eletrogoniômetro foi posicionado na linha articular do joelho, com a haste referente à perna alinhada com o maléolo e a haste referente à coxa alinhada 180 graus a haste da perna. Como os participantes do estudo possuíam diferentes tamanhos de pé, foi construída uma *footswitch* para cada indivíduo, de acordo com o tamanho do pé.

Os eletrodos utilizados na eletromiografia foram de Ag/AgCl com 2 cm de diâmetro (Kendal Meditrace, Canadá). Os eletrodos eram posicionados a uma distância de 3 cm centro a centro sobre o ventre muscular e alinhados paralelamente ao sentido das fibras musculares (SODERBERG; KNUTSON, 2000), como mostrado na Figura 50 (KONRAD, 2005).

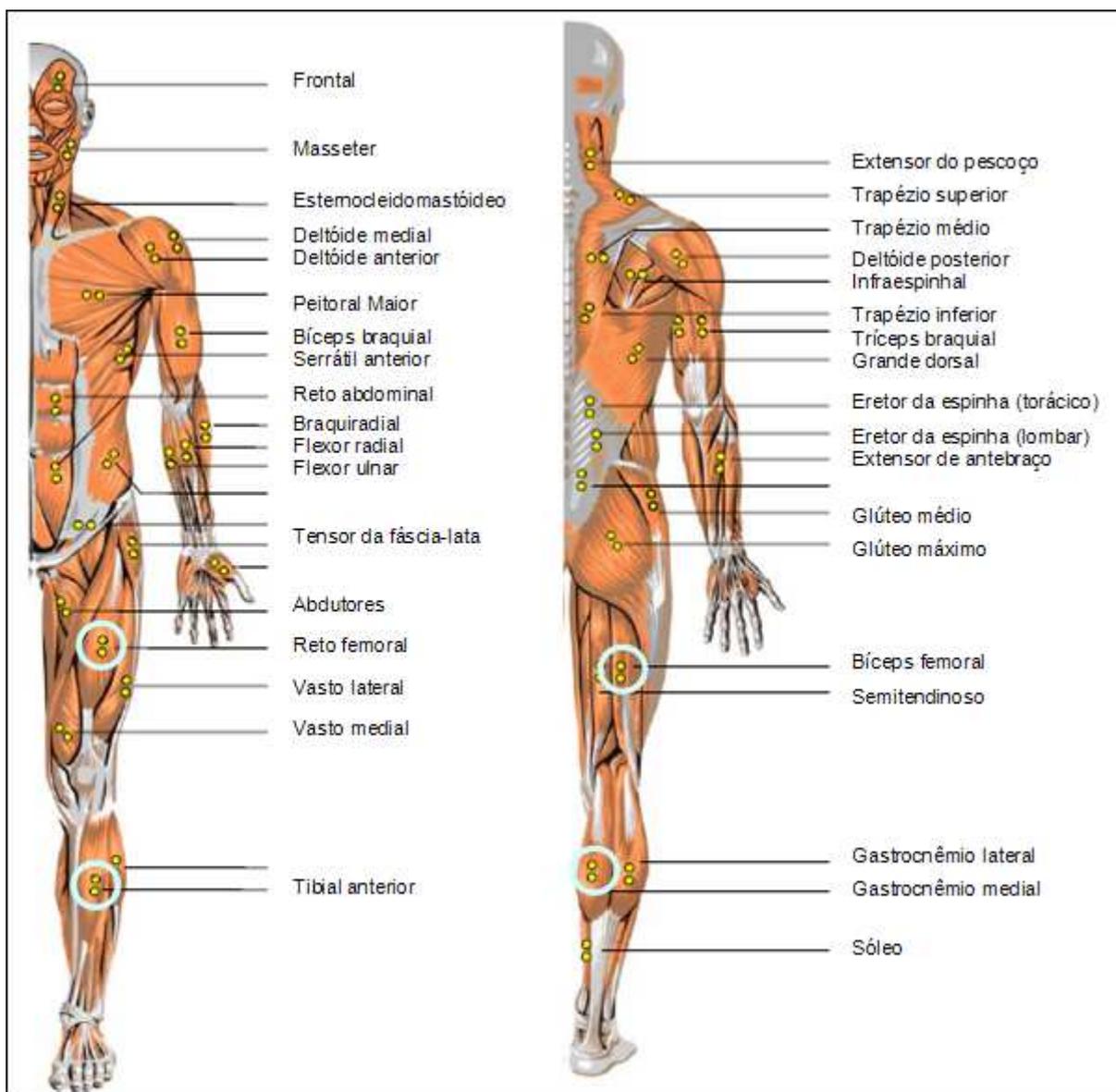


Figura 50: Vista frontal e dorsal do posicionamento dos eletrodos. Adaptado de Konrad (2005).

Durante a colocação dos eletrodos a região do ventre muscular era identificada por meio de palpação, esse procedimento foi realizado sempre pela mesma pessoa. Após ser colocado o eletrodo era feito uma marcação com caneta

de tinta para retro projetor para facilitar a colocação dos eletrodos na semana seguinte de coleta.

Os eletrodos de EMG do tibial anterior, reto femoral e de referência eram posicionados com o indivíduo sentado na cadeira de rodas. Para o posicionamento do eletrodo de referência foram realizados alguns testes para avaliar como se obteria um sinal com melhor qualidade, para tanto o mesmo foi posicionado no dorso da mão e no terço médio do osso da tíbia. Após alguns ensaios, optou-se por posicionar esse eletrodo no terço médio do osso da tíbia de cada perna como mostrado na Figura 51.



Figura 51: Posicionamento do eletrodo de referência no terço médio da tíbia (A), também está representada uma ampliação da região destacada (B) mostrando a distância entre os eletrodos.

Em seguida, o voluntário era transferido para a cadeira sobre a esteira, onde o colete juntamente com os acessórios era posicionado. Após ser colocado o colete, o indivíduo era posicionado ortostaticamente e os eletrodos de eletromiografia do gastrocnêmio e do bíceps femoral eram então posicionados.

Os cabos das *footswitches*, dos eletrogoniômetros e do eletromiógrafo foram fixados na Joelheira com esparadrapo durante as coletas, para reduzir o seu movimento e o ruído associado a ele (Figura 52). Além disso, como os treinadores

estavam manipulando as pernas do indivíduo, poderiam por acidente puxar algum cabo e desconectar algum sensor.

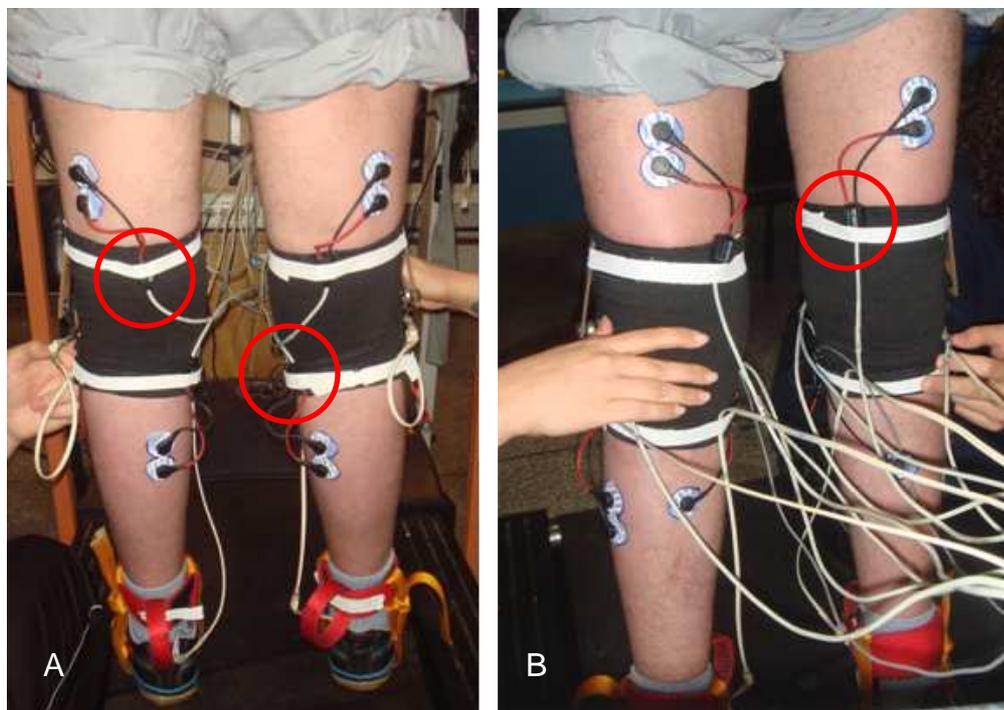


Figura 52: Cabos do eletromiógrafo em destaque, fixados na joelheira pelo pré-amplificador com esparadrapo e vista posterior (A) e frontal (B) do posicionamento dos eletrodos.

Depois de todos os sensores posicionados e ligados, o voluntário então era suspenso para iniciar o procedimento de calibração da descarga de peso corporal. Após calibrar o peso, era realizada uma coleta com 10 segundos de duração com o indivíduo parado na posição ortostática para referência. Então, iniciava-se o treino juntamente com a coleta de dados.

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise estatística foram utilizados apenas os dados referentes às semanas 2 (inicial), 6 (meio) e 12 (final) para o grupo teste e semanas 1 (inicial) e 12 (final) para o grupo controle. As variáveis com relação à composição de amostra analisadas foram tempo de lesão, idade, altura, peso, IMC e MIF. As variáveis com

relação ao TLSP foram a duração da fase de apoio e tempo do passo, variabilidade do passo e percentual de carga em membros inferiores.

Para comparação entre os grupos em relação a variáveis quantitativas foi usado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Para cada uma das variáveis, testou-se a hipótese nula de resultados iguais entre o GT e o GC, versus a hipótese alternativa de resultados diferentes.

Para comparação entre os resultados iniciais e finais de cada grupo em relação a variáveis quantitativas foi usado o teste não-paramétrico de Wilcoxon. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Para cada uma das variáveis, testou-se a hipótese nula de resultados iguais entre os dados iniciais e finais, versus a hipótese alternativa de resultados diferentes.

4 RESULTADOS

4.1 SISTEMA DE SUPORTE DE PESO

4.1.1 Calibração das Células de Carga

Nas Figuras 53, 54 e 55 são mostradas as curvas de calibração das células de carga do colete e mãos direita e esquerda, respectivamente, do sistema de SPC. Foram considerados os valores quando a carga foi aumentada e depois diminuída, podendo-se observar a ausência de histerese no sistema. Também foi possível observar a linearidade do sistema, confirmando-a com o cálculo do coeficiente de determinação (r^2) encontrando-se um valor de 0,999 para todas as células.

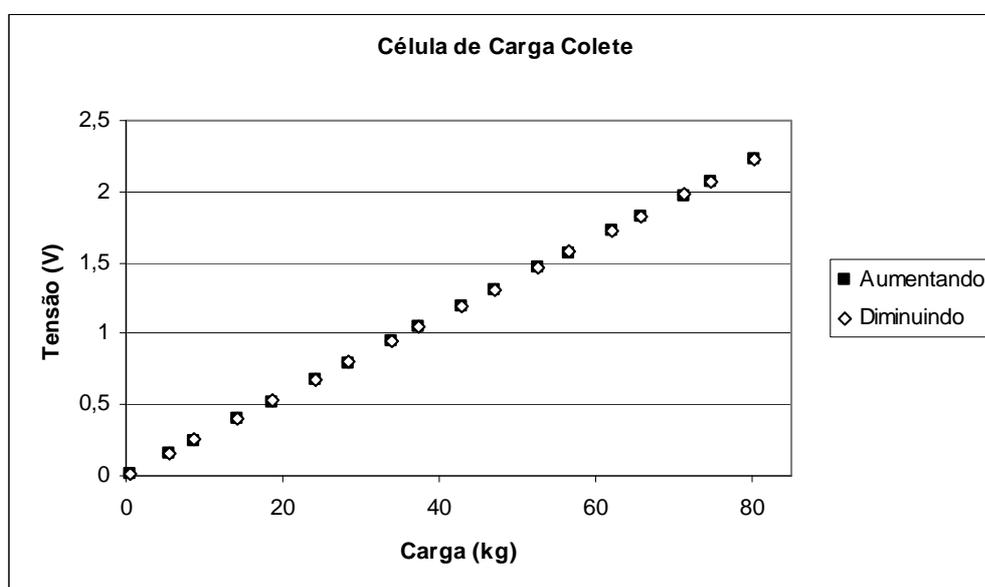


Figura 53: Curvas da relação tensão x carga da célula de carga do colete quando é aumentada e diminuída a carga.

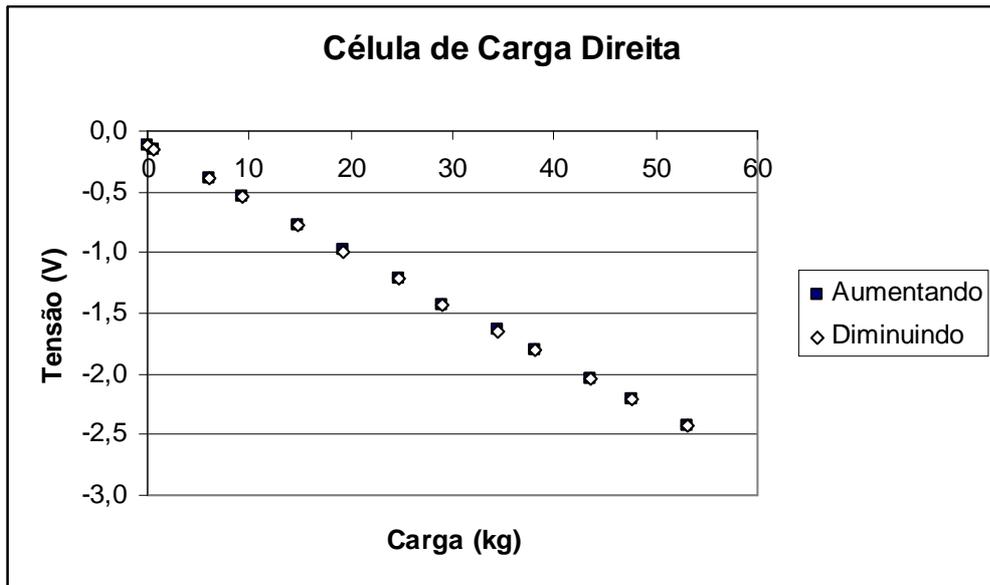


Figura 54: Curvas da relação tensão x carga da célula de carga da mão direita quando é aumentada e diminuída a carga.

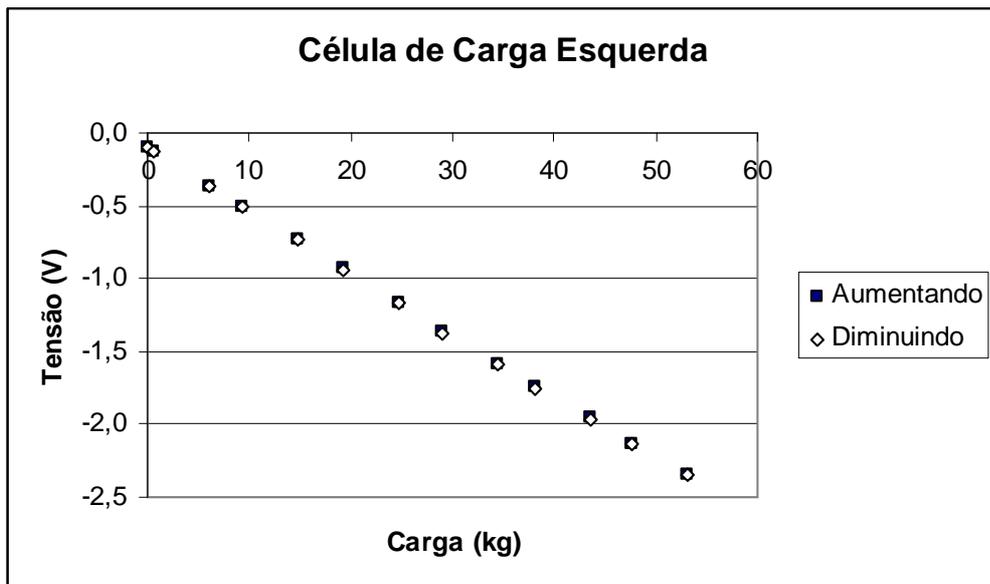


Figura 55: Curvas da relação tensão x carga da célula de carga da mão esquerda quando é aumentada e diminuída a carga.

Na Tabela 5 são descritos os valores médios referentes ao erro que as células podem apresentar entre uma medida e outra, considerando os valores quando a carga foi aumentada e diminuída, apenas aumentada e apenas diminuída. É possível constatar que todas as células de carga apresentaram erro médio inferior a 1 %.

Tabela 5: Valores médios de erro entre as medidas (%).

Célula de Carga	Colete	Direita	Esquerda
1	0,830 ($\pm 2,172$)	0,447 ($\pm 0,177$)	0,665 ($\pm 0,157$)
2	0,609 ($\pm 1,488$)	0,350 ($\pm 0,143$)	0,580 ($\pm 0,162$)
3	0,863 ($\pm 2,364$)	0,449 ($\pm 0,200$)	0,595 ($\pm 0,260$)

Nota: Aumentando e diminuindo (1), aumentando (2) e diminuindo (3) a carga.

A Tabela 6 apresenta os valores médios referentes ao erro relativo das células, considerando os valores quando a carga foi aumentada e diminuída, apenas aumentada e apenas diminuída, foi constatado que todas as células de carga apresentaram erro médio inferior a 1 %, isso evidencia a confiabilidade do sistema.

Tabela 6: Valores médios de erro relativo (%).

Célula de Carga	Colete	Direita	Esquerda
1	0,271 ($\pm 0,461$)	0,845 ($\pm 0,784$)	0,808 ($\pm 0,678$)
2	0,156 ($\pm 0,241$)	0,756 ($\pm 0,637$)	0,796 ($\pm 0,730$)
3	0,413 ($\pm 0,678$)	0,957 ($\pm 1,007$)	0,933 ($\pm 0,743$)

Nota: Aumentando e diminuindo (1), aumentando (2) e diminuindo (3) a carga.

Na Figura 56 é possível observar um exemplo de oscilação na distribuição das forças durante a aplicação do TLSP entre o sistema de suporte de peso e os membros inferiores (PEREIRA, 2008).

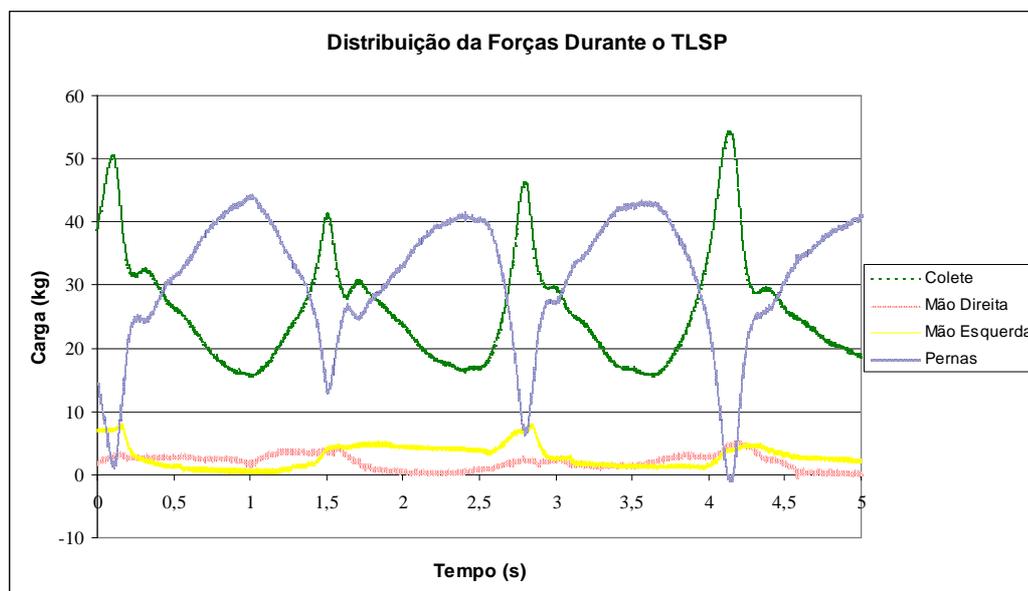


Figura 56: Curvas das cargas medidas pelas células de carga (colete, mão esquerda, mão direita) e sobre os membros inferiores (MMII), calculada a partir das mesmas, durante uma sessão de TLSP.

4.1.2 Colete

Durante os testes realizados com os equipamentos comerciais, foi verificado que com o uso da cadeira de escalada marca *Hudy Sport* de modelo *Rock Empire* ocorreu uma alteração da postura do indivíduo hígido quando em suspensão, trazendo como consequência mudanças na mecânica da marcha, principalmente pela posição semi-fletida do quadril, sendo descartado o uso desse modelo.

Os testes realizados com o cinturão do tipo segurança do trabalho (Huzimet - Huzi 100) no indivíduo hígido apresentaram uma melhora na postura ortostática. Porém, o ponto de suspensão localizado na região dorsal superior do voluntário provocou a flexão do tronco. Também foi relatado por esse indivíduo, desconforto na região da articulação coxo-femoral, apresentando sensação de formigamento e algia na região inguinal provocadas pela posição das amarras de segurança nos membros inferiores. No teste com voluntário portador de lesão medular houve dificuldade para vestir o colete em virtude de ele permanecer sentado na cadeira-de-rodas. Além disso, não foi possível realizar amarras que contribuíssem para o ajuste do colete na região do tronco. Também foi observada uma postura fletida do quadril. Esse voluntário relatou, ainda, a sensação de desconforto e insegurança ao ser mantido nessa posição.

No teste com o colete Altiseg modelo Amazonas com o voluntário hígido obteve-se uma postura ortostática adequada (Figura 57), com os pontos de suspensão localizados sobre os ombros, mantendo o tronco ereto. Porém, esse colete não forneceu um ajuste adequado ao corpo apresentando folgas na região dorsal. Além disso, persistiu o desconforto na região inguinal, conforme relato do próprio indivíduo e uma das amarras frontais teve que ser solta, pois estava pressionando o pescoço do mesmo.



Figura 57: Teste do colete Altiseg modelo Amazonas com o indivíduo hígido, pode ser observada a manutenção da posição ortostática. No entanto, persistiu o desconforto na região inguinal e não foi possível um adequado uso do colete ao indivíduo ficando folgas principalmente na região dorsal.

A partir das observações realizadas durante esses testes, desenvolveu-se um protótipo de colete para a suspensão dos indivíduos somente pela região do tórax. Assim, aumentando a liberdade nos membros inferiores, além da facilidade de ajuste ao corpo, mesmo com o indivíduo sentado.

Esse colete consiste de uma espuma de densidade 45 recoberta por um tecido (malha) e fixada ao tronco por uma banda de neoprene de 74 cm de comprimento com uma faixa de nylon de 140 cm. A fim de proporcionar melhor estabilidade na fixação do colete junto ao tórax e prevenir o deslizamento do mesmo, optou-se pelo uso de uma faixa extra, externa, com sistema de catraca de amarração (Figura 58). Esta espuma possui uma largura maior na região das axilas e uma largura menor na região do tórax e abdome, a fim de minimizar o desconforto e a diminuição da circulação nestes locais provocados pela sobrecarga, principalmente na região das axilas.



Figura 58: Colete desenvolvido posicionado em um dos voluntários do estudo (A) durante a aplicação do TLSP. Também é possível observar a faixa extra com sistema de catraca para fixar melhor o colete junto ao corpo (B) e o mesmo desmontado (C).

4.2 SISTEMA DE AQUISIÇÃO

4.2.1 Calibração do Eletrogoniômetro

Nas Figuras 59 e 60 são mostradas as curvas de calibração com a relação ângulo-tensão dos eletrogoniômetros direito e esquerdo, respectivamente. Também foi possível observar a linearidade do sistema, confirmando-a com o cálculo do coeficiente de determinação (r^2) encontrando-se um valor de 0,999 para os dois eletrogoniômetros.

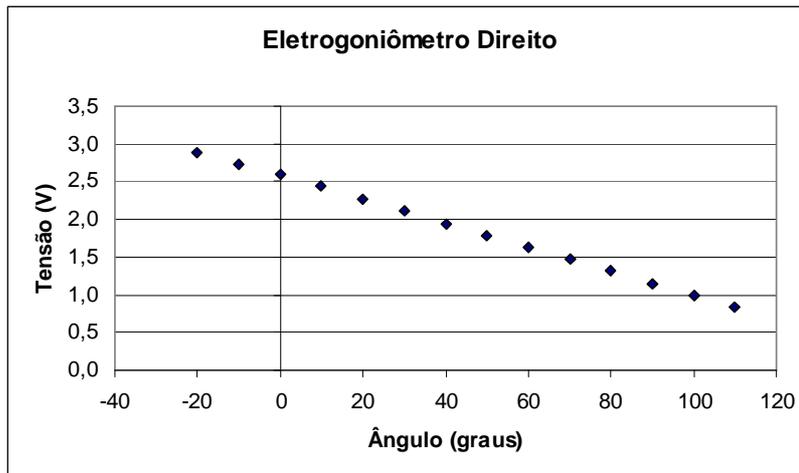


Figura 59: Curva da relação tensão x ângulo do eletrogoniômetro direito.

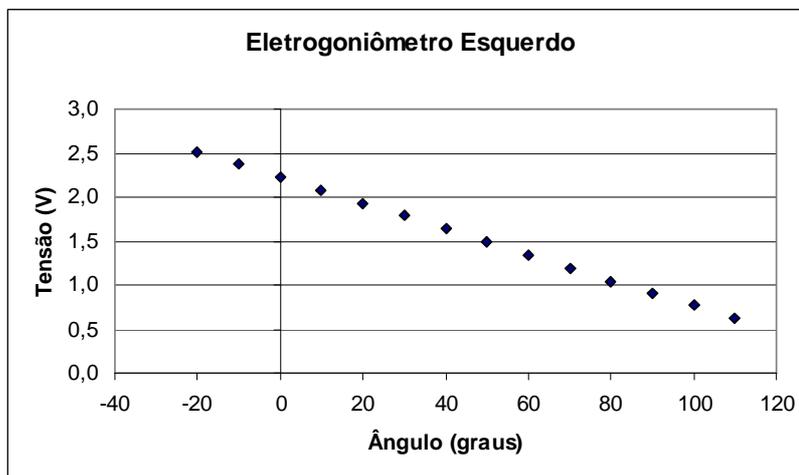


Figura 60: Curva da relação tensão x ângulo do eletrogoniômetro esquerdo.

Na Tabela 7 são descritos os valores médios referentes aos erros embutidos nas medidas realizadas com o eletrogoniômetro. O erro entre as medidas realizadas apresentou valores abaixo de 0,5 %, o que mostra a estabilidade do sensor para a realização de várias medidas. O erro relativo do eletrogoniômetro direito foi maior que o esquerdo, mas os valores esses foram inferiores a 1,5 %, podendo considerar o sensor confiável.

Tabela 7: Valores médios dos erros dos eletrogoniômetros (%).

Eletrogoniômetro	Direito	Esquerdo
Erro relativo	1,22 ($\pm 2,27$)	0,13 ($\pm 1,85$)
Erro entre medidas	0,19 ($\pm 0,16$)	0,45 ($\pm 0,28$)

4.3 TESTE DO SISTEMA COM INDIVÍDUO HÍGIDO

A Figura 61 apresenta os resultados de um ensaio piloto realizado com um indivíduo hígido. São apresentados os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial do membro esquerdo sincronizados com o eletrogoniômetro e a *footswitch*.

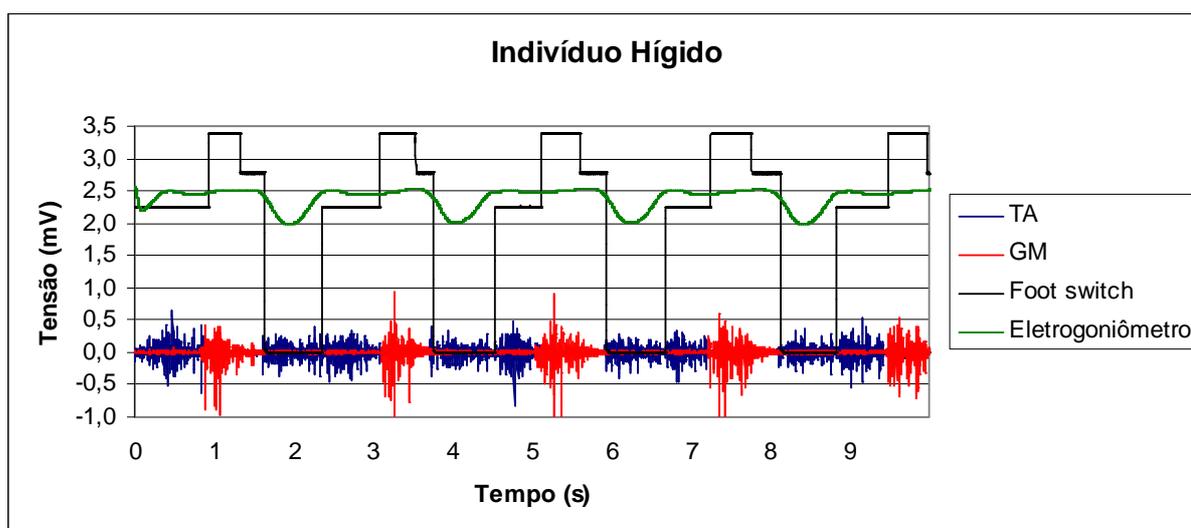


Figura 61: Sinais obtidos durante a marcha de um indivíduo hígido para teste do sistema de aquisição. São apresentados os sinais de EMG dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) sincronizados com a *footswitch* e o eletrogoniômetro do membro esquerdo.

A Tabela 8 apresenta os valores espaço-temporais obtidos durante o teste piloto com um indivíduo hígido utilizando o sistema proposto para a aquisição e processamento dos sinais.

Tabela 8: Valores médios do percentual da fase de apoio e tempo do passo.

Variável	Fase do Apoio (%)	Tempo do passo (s)
Direita	63,26	0,99
Esquerda	64,38	1,01

Na Tabela 9 são apresentados os valores RMS do sinal de EMG obtidos de um pacote durante a marcha. Também são apresentados os valores da correlação calculados com um dos programas em ambiente Matlab (Anexo IV), onde é

calculada relação entre a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial de cada membro. Quando esse valor é negativo, indica que enquanto um músculo está ativo, o outro se encontra relaxado.

Tabela 9: Valores RMS do sinal de EMG e a correlação entre a ativação do TA e do GM.

Variável	TA (μV)	GM (μV)	RF (μV)	BF (μV)	Correlação TA-GM
Direita	43,5	98,5	9,9	20,9	-0,71
Esquerda	77,1	89,4	11,6	35,2	-0,77

Nota: Tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF).

Os resultados obtidos no ensaio com um indivíduo hígido, permitiram observar o funcionamento completo do sistema, e foi possível coletar e analisar as variáveis propostas para o estudo.

4.4 AMOSTRA

Na Tabela 10 são apresentados os resultados da comparação entre o grupo teste e o grupo controle com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney, para avaliar se os mesmos são homogêneos. Os grupos apresentaram diferença significativa apenas para o tempo de lesão.

Tabela 10: Comparação entre o GT e o GC.

Variável	GT (média \pm dp)	GC (média \pm dp)	p
Idade (anos)	29 \pm 6,66	31,4 \pm 10,16	0,435
Peso (kg)	66,30 \pm 10,27	75,50 \pm 11,03	0,171
Altura (m)	1,74 \pm 0,12	1,75 \pm 0,05	1
IMC	21,99 \pm 3,50	24,53 \pm 3,43	0,222
Tempo de Lesão (meses)	26,00 \pm 14,52	99,40 \pm 92,12	0,019*
MIF	100,46 \pm 5,63	104,80 \pm 8,84	0,354

Nota: os valores de $p < 0,05$ indicam diferença entre os grupos.

4.5 AVALIAÇÕES CLÍNICAS

A Figura 62 apresenta os resultados do peso, ao comparar os resultados iniciais ($p = 0,171$) e finais ($p = 0,222$) entre os dois grupos, não foram encontradas diferenças significativas. O mesmo também ocorreu para comparação dentro dos grupos, onde o GT obteve um valor de $p = 0,208$ e o GC um valor de $p = 0,686$.

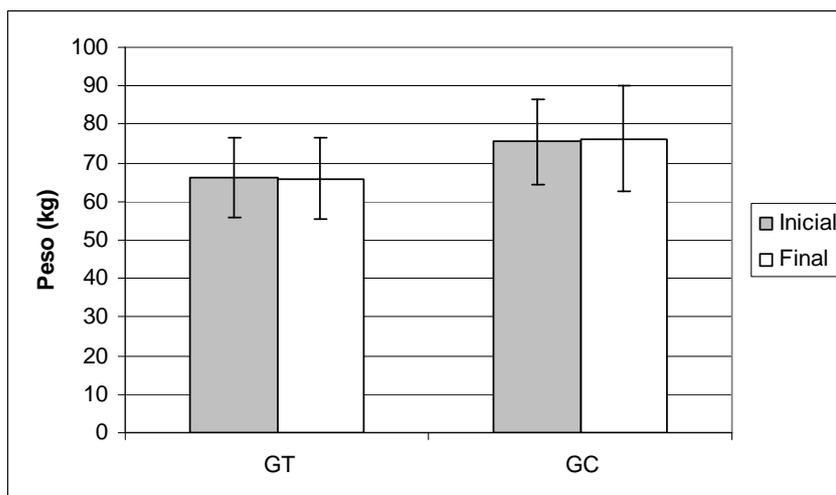


Figura 62: Valores médios de peso corporal nos grupos teste e controle no início e ao final das 12 semanas de TLSP.

A Figura 63 apresenta os resultados do IMC para os dois grupos que participaram do estudo, a comparação entre os grupos não revelou diferenças significativas para os resultados iniciais ($p = 0,222$) e finais ($p = 0,171$).

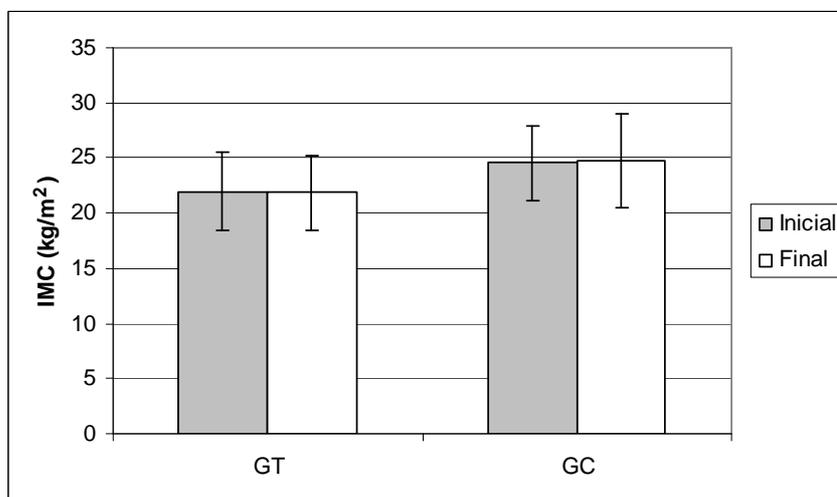


Figura 63: Valores médios do IMC nos grupos teste e controle no início e ao final das 12 semanas de TLSP.

Os resultados da MIF observados na Tabela 11 não apresentam alterações para os domínios de cuidados pessoais, controle vesical, locomoção, comunicação e cognição social em ambos os grupos. No entanto, para o domínio de mobilidade e transferência três indivíduos do GT e um indivíduo do GC apresentaram alteração.

Tabela 11: Resultados individuais da MIF por domínio.

Indivíduo (Frankel)	Cuidados Pessoais		Controle Vesical		Mobilidade/Transf.		Locomoção		Comunicação		Cognição Social	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
GT 1 (A)	42	42	12	12	20	20	7 CR	7 CR	7	7	21	21
GT 2 (B)	42	42	12	12	20	20	7 CR	7 CR	7	7	21	21
GT 3 (A)	42	42	12	12	19	19	7 CR	7 CR	7	7	21	21
GT 4 (A)	36	36	12	12	13	16	5 CR	5 CR	7	7	21	21
GT 5 (D)	42	42	14	14	20	20	6	6	7	7	21	21
GT 6 (A)	40	42	12	12	15	18	5 CR	5 CR	7	7	21	21
GT 7 (A)	42	42	12	12	19	19	7 CR	7 CR	7	7	21	21
GT 8 (D)	42	42	13	13	16	19	5 CR	5 CR	7	7	21	21
GC 1 (B)	42	42	12	12	20	20	7 CR	7 CR	7	7	21	21
GC 2 (A)	33	33	10	10	13	14	5 CR	5 CR	7	7	21	21
GC 3 (B)	42	42	12	12	19	19	7 CR	7 CR	7	7	21	21
GC 4 (B)	42	42	12	12	20	20	7 CR	7 CR	7	7	21	21
GC 5 (B)	42	42	12	12	20	20	7 CR	7 CR	7	7	21	21

Nota: Cadeira de rodas (CR).

A Figura 64 apresenta os resultados da MIF para o GT e o GC, não houve diferenças significativas na comparação entre os grupos para os resultados iniciais ($p = 0,354$) e finais ($p = 0,833$). O mesmo ocorreu para comparação dentro dos grupos, onde o GT obteve um valor de $p = 0,109$ e o GC um valor de $p = 0,068$.

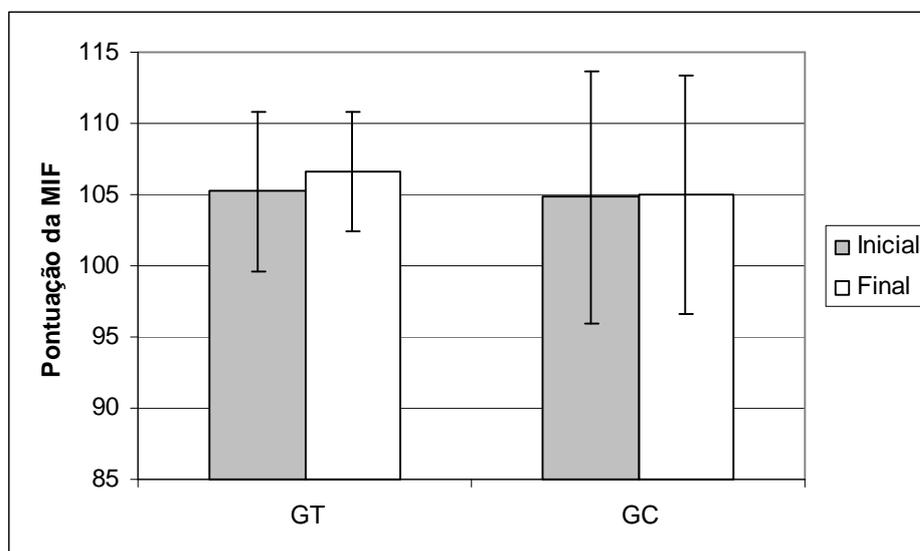


Figura 64: Comparação entre a média da MIF inicial e final. Não houve variação estatisticamente significativa entre os valores iniciais e finais.

A Tabela 12 apresenta os resultados da inspeção de pele, onde é possível observar que tanto os voluntários do GT como os do GC não apresentaram

mudanças em relação à presença de escaras, hematomas e cicatrizes. No entanto, no início do estudo nove voluntários apresentaram edemas principalmente em membros inferiores e ao final apenas três voluntários do GC apresentaram edema.

Tabela 12: Resultados da inspeção de pele dos voluntários do estudo.

Nome	Escaras		Edema		Hematomas		Cicatriz	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
GT 1	N	N	N	N	N	N	S	S
GT 2	N	N	S	N	N	N	S	S
GT3	N	N	S	N	N	N	S	S
GT 4	N	N	S	N	N	N	S	S
GT 5	N	N	S	N	N	N	S	S
GT 6	N	N	S	N	N	N	S	S
GT 7	N	N	S	N	N	N	S	S
GT 8	N	N	N	N	N	N	S	S
GC 1	N	N	N	N	N	N	S	S
GC 2	N	N	S	S	N	N	S	S
GC 3	N	N	S	N	N	N	S	S
GC 4	N	N	N	S	N	N	S	S
GC 5	N	N	S	S	N	N	S	S

Nota: Sim (S) e Não (N).

4.6 RESULTADOS DO TLSP

A seguir serão relatados os resultados referentes às variáveis espaço-temporais, descarga de peso corporal e eletromiográficas. Durante as 12 semanas de TLSP apenas o voluntário GT 1 apresentou duas faltas na décima primeira semana devido a problemas médicos. Os outros voluntários do GT não apresentaram nenhuma falta. No entanto, houve a necessidade de remanejar alguns horários devido a imprevistos dos voluntários. Todos os oito voluntários do GT e os cinco voluntários do GC completaram todas as etapas do estudo.

4.6.1 Variáveis Espaço-temporais

A variabilidade do passo é mostrada na Figura 65, e não há diferença significativa para a comparação entre os grupos tanto no início ($p = 0,524$) quanto no final ($p = 1$). O mesmo ocorreu para comparação dentro dos grupos, onde o GT obteve um valor de $p = 0,889$ e o GC um valor de $p = 0,686$.

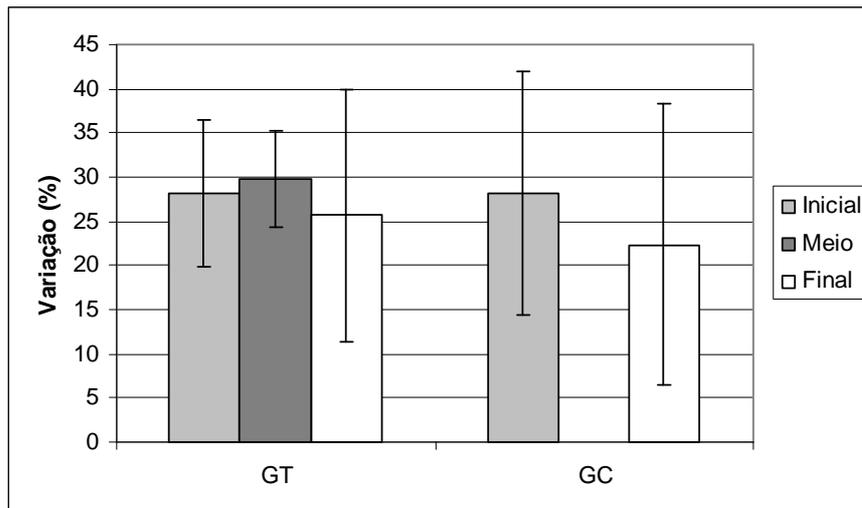


Figura 65: Variabilidade do passo durante a prática do TLSP.

O tempo do passo obtido pela força no colete durante as coletas é apresentado na Figura 66. Observa-se uma redução em ambos os grupos. A diferença entre os grupos não foi significativa tanto no início ($p = 0,943$) quanto no final ($p = 0,171$). No entanto, para a comparação dentro dos grupos em momentos diferentes houve uma diferença significativa do início para o final no GT com valor de $p = 0,036$ e no GC com valor de $p = 0,043$.

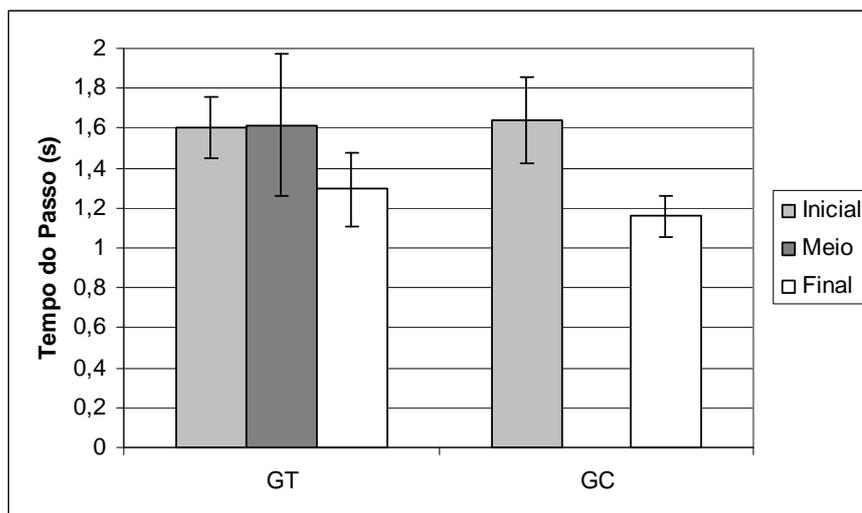


Figura 66: Duração do passo durante a prática do TLSP.

A Figura 67 apresenta o comportamento da duração da fase de apoio durante a passada nos voluntários do GT e do GC nas semanas inicial, do meio e

final do período de treino, sendo que para o GC não houve coleta no meio desse período. Apenas na fase de apoio da perna esquerda do GC houve uma redução em sua duração. Também no GC não foi possível mensurar essa variável em dois indivíduos devido ao encurtamento dos músculos posteriores dos mesmos, o que provocava a plantiflexão do tornozelo impedindo o contato da sola do pé com o solo, o que resultava em falhas no acionamento das *footswitches*.

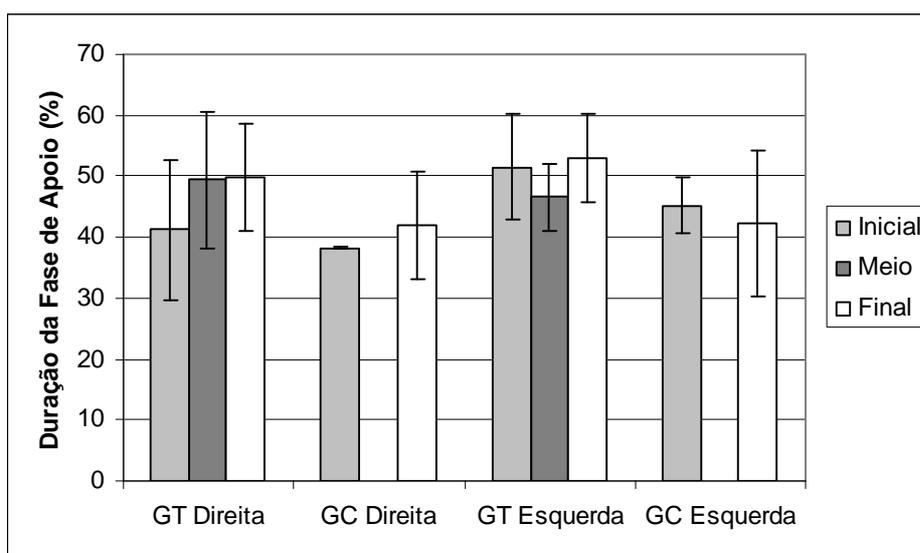


Figura 67: Comportamento da duração da fase de apoio do GT e GC durante o TLSP no início, no meio e no final do programa de treinamento.

4.6.2 Descarga de Peso Corporal

O sistema de SPC possibilitou acompanhar como estava a distribuição das cargas tanto em membros inferiores quanto superiores durante o TLSP. O comportamento da distribuição das cargas ao longo das 12 semanas de TLSP de cada indivíduo dos grupos teste e controle está no Apêndice G.

A Figura 68 apresenta o comportamento da distribuição da carga em membros inferiores durante o TLSP. Observa-se um aumento em ambos os grupos. A diferença entre os grupos não foi significativa tanto no início ($p = 0,755$) quanto no final ($p = 0,149$). No entanto, para a comparação dentro dos grupos em momentos diferentes houve uma diferença significativa do início para o final no GT com valor de $p = 0,012$, mas o mesmo não aconteceu com o GC com valor de $p = 0,686$.

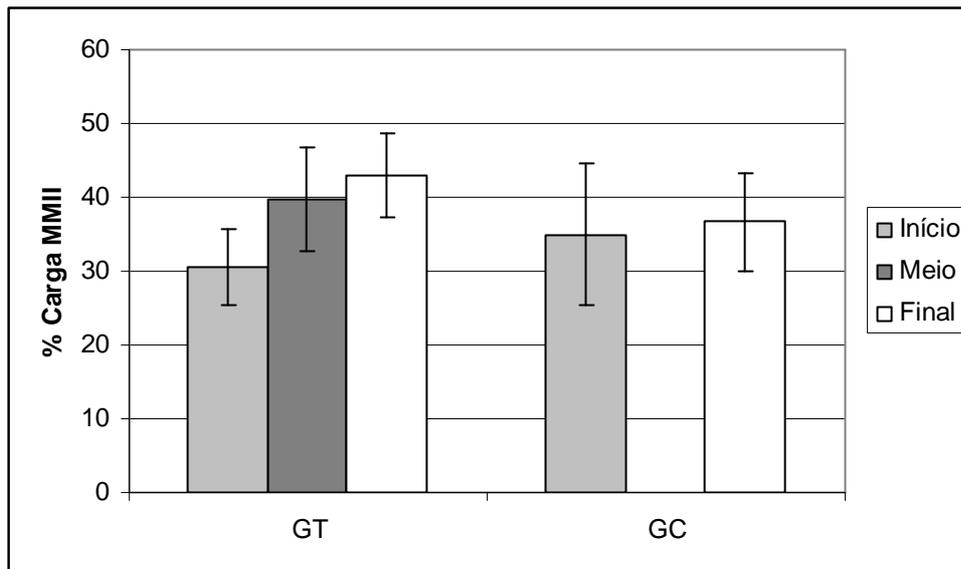


Figura 68: Comportamento da distribuição da carga em membros inferiores durante o TLSP.

A Figura 69 apresenta os valores da correlação entre o percentual de carga sustentado nos membros inferiores e superiores ao longo da sessão do TLSP (Anexo V), é possível observar que houve um aumento da mesma tanto para o GT quanto para o GC.

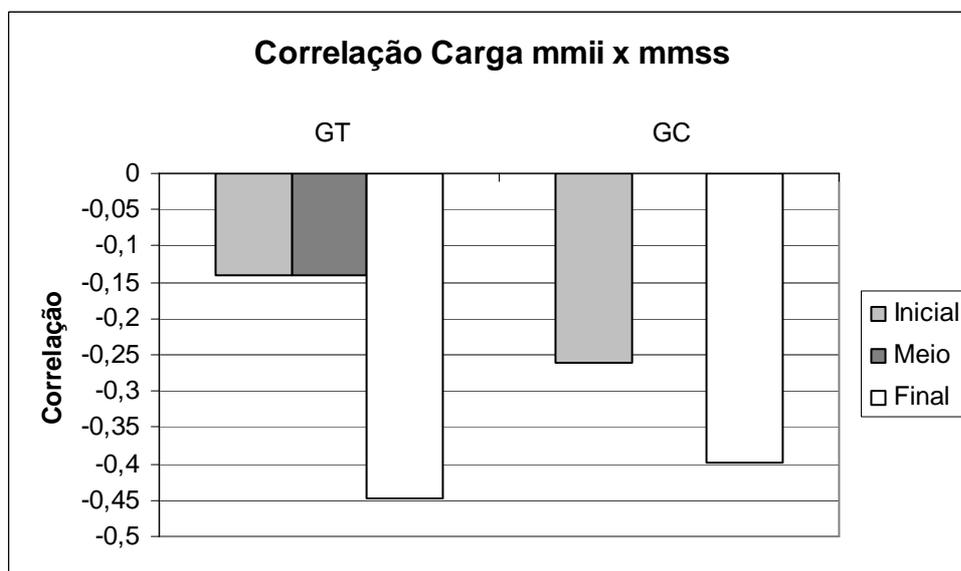


Figura 69: Correlação entre o percentual de carga sustentado nos membros inferiores e superiores.

Na Figura 70 é apresentado um exemplo típico do comportamento da distribuição das cargas durante as semanas no voluntário GT 3. Neste caso há

transferência da carga sustentada nos membros inferiores para os membros superiores durante a realização do TLSP, ou seja, durante o instante em que ocorria a calibração, esse indivíduo encontrava-se parado e com um valor de carga sustentado em membros inferiores, e quando era iniciada a movimentação das pernas, diminuía a carga sustentada em membros inferiores e aumentava a carga sustentada em membros superiores.

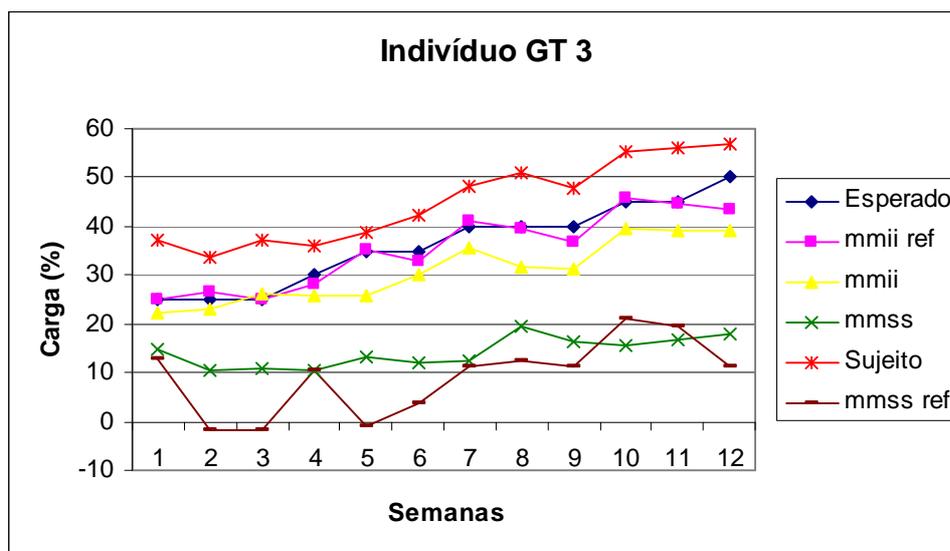


Figura 70: Distribuição das cargas durante as 12 semanas de TLSP do indivíduo GT 3. Na linha azul é apresentada a carga esperada em membros inferiores durante o treino, na linha rosa mostra a carga em membros inferiores na calibração, em amarelo aparece a carga em membros inferiores durante a sessão de TLSP. A carga em membros superiores durante o TLSP é mostrada na linha verde e durante a calibração na linha marrom. Na linha vermelha é mostrada a carga total sustentada pelo indivíduo durante o TLSP.

4.6.3 Eletromiografia

Durante as coletas foi observada a presença de atividade muscular através do sinal de EMG em indivíduos com lesão medular completa (Figura 71). Também foi identificada a presença dessa atividade eletromiográfica no membro parado em extensão por influência da movimentação do membro contra-lateral (figura 72). A atividade eletromiográfica esteve presente e sincronizada com os eventos da marcha nesses indivíduos desde a primeira sessão de TLSP (figura 73).

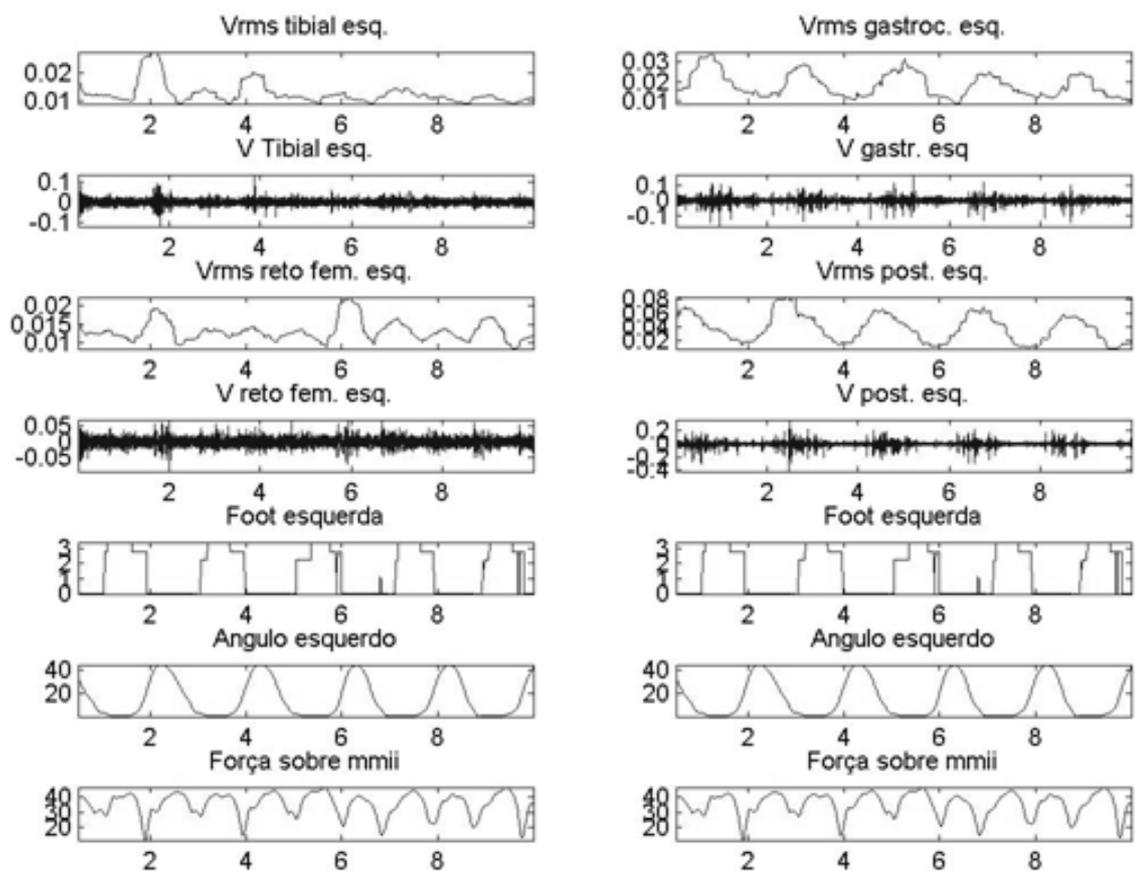


Figura 71: Sinal de EMG durante o TLSP em indivíduo com lesão medular completa (indivíduo GT 7 durante a semana 12 entre o terceiro e o quarto minuto da coleta).

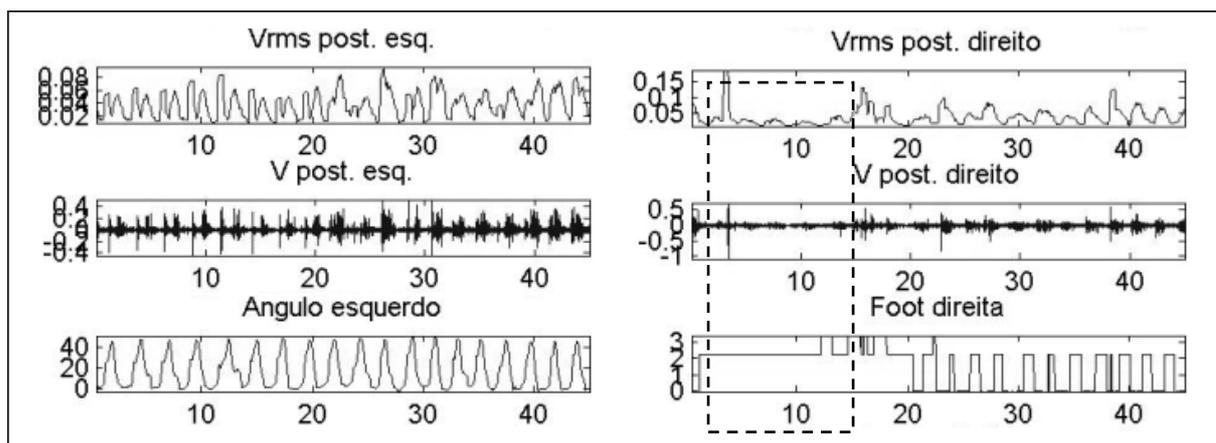


Figura 72: A atividade eletromiográfica no músculo bíceps femoral esquerdo e a continuidade do movimento podem ser observadas. Percebe-se também que a *footswitch* direita encontra-se acionada o que sugere a extensão dessa perna, porém aparece atividade eletromiográfica mesmo com esse membro parado (indivíduo GT 2 durante a semana 8 entre o nono e o décimo minuto da coleta).

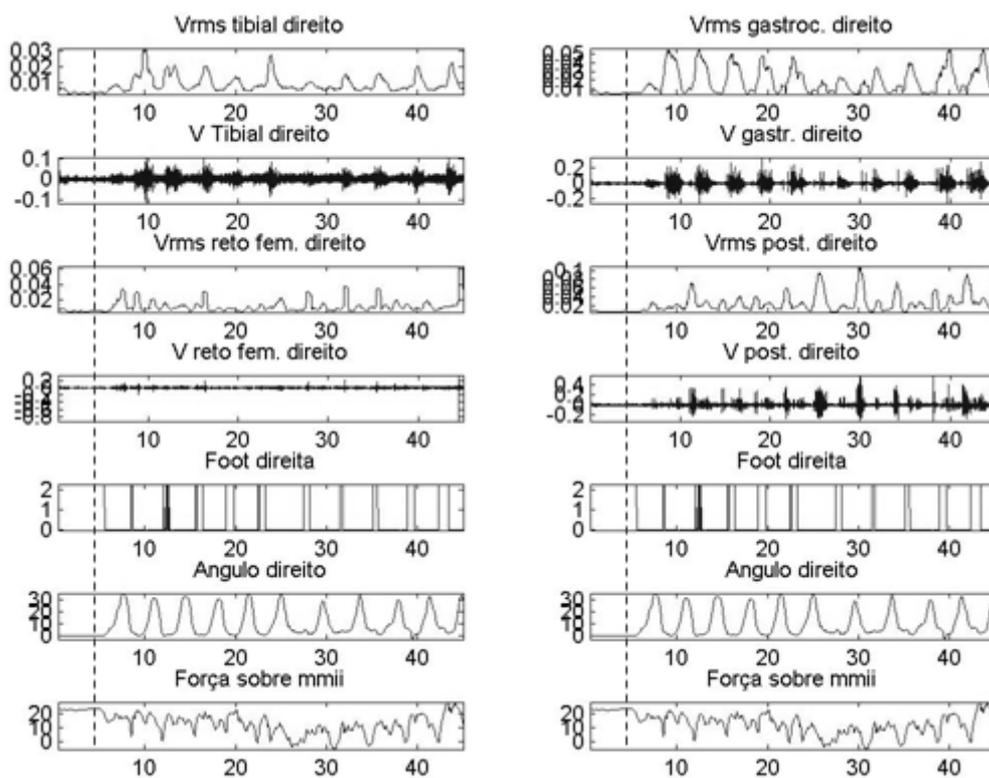


Figura 73: A atividade eletromiográfica presente desde as sessões iniciais sincronizada com os eventos da marcha. No início dos sinais (antes do tracejado), o indivíduo encontra-se em repouso ortostaticamente, identificado pelo sinal da *footswitch* e do ângulo do joelho. Após iniciar a movimentação dos membros é observado o aparecimento do sinal de EMG sincronizado com os eventos da marcha, principalmente no músculo tibial anterior (indivíduo GT 1 durante a semana 2 no primeiro minuto da coleta).

Durante a coleta dos sinais eletromiográficos alguns canais apresentaram problemas devido a ruídos principalmente oriundos de artefatos de movimento, por isso tiveram que ser excluídos. Portanto, para uma melhor exposição e análise desses resultados, os mesmos foram apresentados separadamente por grupo muscular. Também não foi possível aplicar nenhum teste estatístico para a análise dos sinais de EMG devido à quantidade desses sinais válidos.

Durante a sessão semanal de TLSP foi observado que a amplitude do sinal de EMG apresentava uma redução como apresentado nas Figuras 74 e 75, esse comportamento foi constatado para 76,1 % dos sinais válidos.

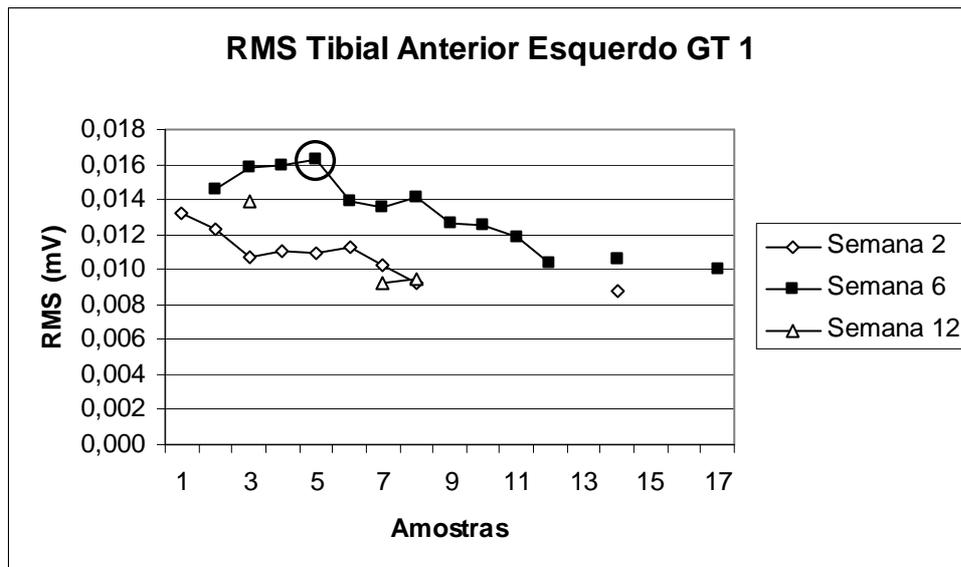


Figura 74: Amplitude do sinal de EMG RMS do músculo tibial anterior esquerdo ao longo da sessão de TLSP (indivíduo GT 1 durante a sessão de coleta dados da segunda, sexta e décima segunda semana). O círculo sinaliza o valor RMS máximo do sinal de EMG da semana.

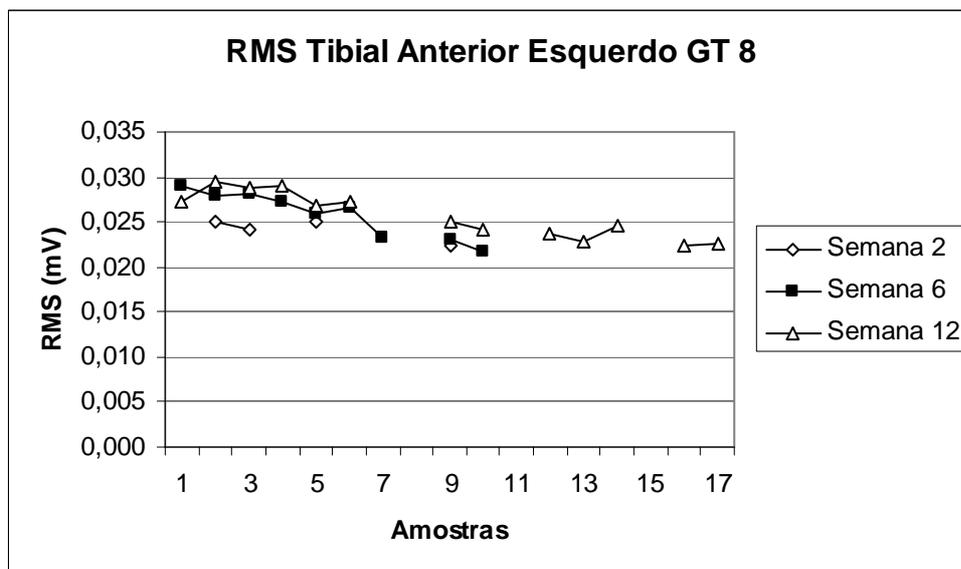


Figura 75: Amplitude do sinal de EMG RMS do músculo tibial anterior esquerdo ao longo da sessão de TLSP (indivíduo GT 8 durante a sessão de coleta dados da segunda, sexta e décima segunda semana).

Na Tabela 13, são apresentados os valores RMS máximos do sinal de EMG do músculo tibial anterior obtido durante uma sessão de TLSP. No indivíduo GT 5 não foi possível recuperar nenhuma amostra desse sinal devido a problemas

durante a coleta, sendo esses sinais desprezados durante o processamento.

Tabela 13: Valor RMS máximo do sinal de EMG do músculo tibial anterior.

Indivíduo	EMG RMS TD (mV)			EMG RMS TE (mV)		
	Inicial	Meio	Final	Inicial	Meio	Final
GT 1	0,012	-	0,014	0,013	0,016	0,014
GT 2	-	-	-	-	0,033	0,016
GT 3	0,008	-	0,011	0,017	0,012	-
GT 4	-	-	0,006	-	-	-
GT 6	-	0,025	-	0,014	0,022	0,015
GT 7	-	-	0,008	-	-	-
GT 8	0,030	-	-	0,025	0,029	0,029
GC 1	-	-	-	0,026	-	0,013
GC 2	-	-	0,016	-	-	0,031
GC 3	0,015	-	0,011	0,013	-	0,011
GC 4	-	-	-	0,027	-	0,016
GC 5	0,013	-	-	0,011	-	0,012

Nota: Sinal desconsiderado (-); GT: inicial (semana 2), meio (semana 6) e final semana (12); GC: inicial (semana 1) e final (semana 12).

Na Tabela 14, são apresentados os valores RMS máximos do sinal de EMG do músculo gastrocnêmio medial obtido durante uma sessão de TLSP. No indivíduo GT 5 também não foi possível recuperar nenhuma amostra desse sinal devido a problemas durante a coleta, sendo esses sinais desprezados durante o processamento. Também pode ser observado que o valor do sinal de EMG RMS final diminuiu em relação ao inicial para a maioria dos voluntários.

Tabela 14: Valor RMS máximo do sinal de EMG do músculo gastrocnêmio medial.

Indivíduo	EMG RMS GD (mV)			EMG RMS GE (mV)		
	Inicial	Meio	Final	Inicial	Meio	Final
GT 1	0,027	-	0,032	0,035	0,058	0,026
GT 2	0,038	0,053	0,055	0,050	0,069	-
GT 3	-	-	-	0,019	0,017	0,014
GT 4	-	-	-	0,020	0,010	0,006
GT 5	-	-	-	-	-	-
GT 6	0,047	0,039	0,030	0,043	0,027	0,035
GT 7	-	0,024	-	-	-	0,017
GT 8	0,039	0,042	0,043	0,039	0,046	0,053
GC 1	-	-	-	-	-	0,054
GC 2	-	-	0,028	-	-	-
GC 3	0,042	-	-	0,058	-	0,042
GC 4	0,014	-	0,024	0,018	-	0,009
GC 5	0,037	-	0,035	0,037	-	0,025

Nota: Sinal desconsiderado (-); GT: inicial (semana 2), meio (semana 6) e final semana (12); GC: inicial (semana 1) e final (semana 12).

Na Tabela 15, são apresentados os valores RMS máximos do sinal de EMG do músculo reto femoral obtido durante uma sessão de TLSP. Apenas o indivíduo GT 5 apresentou amostras iniciais e finais para esse músculo, mas apenas para o membro direito, os demais voluntários apresentaram apenas uma amostra impossibilitando a avaliação do comportamento desse sinal.

Tabela 15: Valor RMS máximo do sinal de EMG do músculo reto femoral.

Indivíduo	EMG RMS RD (mV)			EMG RMS RE (mV)		
	Inicial	Meio	Final	Inicial	Meio	Final
GT 1	-	-	-	0,071	-	-
GT 2	-	0,043	-	-	-	-
GT 5	0,199	0,149	0,194	-	0,069	0,061
GT 6	0,055	-	-	0,057	-	-
GT 7	-	-	-	0,014	-	-
GC 1	-	-	0,044	-	-	0,045
GC 3	-	-	-	-	-	0,006
GC 4	-	-	0,012	-	-	-

Nota: Sinal desconsiderado (-); GT: inicial (semana 2), meio (semana 6) e final semana (12); GC: inicial (semana 1) e final (semana 12).

Na Tabela 16, são apresentados os valores máximos do sinal de EMG do músculo bíceps femoral obtido durante uma sessão de TLSP. Os indivíduos GT 3 e GC 4 não apresentaram nenhuma amostra desse sinal devido a problemas durante a coleta, sendo esses sinais desprezados durante o processamento. O valor do sinal de EMG RMS final diminuiu em relação ao inicial para a maioria dos indivíduos.

Tabela 16: Valor RMS máximo do sinal de EMG do músculo bíceps femoral.

Indivíduo	EMG RMS PD (mV)			EMG RMS PE (mV)		
	Inicial	Meio	Final	Inicial	Meio	Final
GT 1	0,082	0,064	0,046	-	0,050	0,047
GT 2	-	0,062	-	0,061	0,043	-
GT 4	-	-	-	-	-	0,008
GT 5	0,024	0,029	0,033	-	-	-
GT 6	0,035	0,023	0,030	0,066	-	-
GT 7	-	0,021	0,056	-	0,034	0,053
GT 8	-	-	0,020	-	0,026	0,025
GC 1	0,025	-	-	0,031	-	-
GC 2	0,027	-	0,059	0,032	-	-
GC 3	0,045	-	0,036	0,043	-	0,032
GC 5	0,036	-	0,024	0,024	-	-

Nota: Sinal desconsiderado (-); GT: inicial (semana 2), meio (semana 6) e final semana (12); GC: inicial (semana 1) e final (semana 12).

5 DISCUSSÃO

5.1 SOBRE O SISTEMA DESENVOLVIDO

A célula de carga tem sido um sensor utilizado nos sistemas de suporte de SPC para o controle da descarga de peso corporal (GAZZANI *et al.*, 2000; BERES-JONES; HARKEMA, 2004; ROESLER *et al.*, 2005; PATIÑO *et al.*, 2007). No entanto, geralmente é utilizada uma célula no colete apenas para realizar a calibração (PATIÑO *et al.*, 2007) ou controle da descarga de peso corporal (GAZZANI *et al.*, 2000). Roesler e colaboradores (2005) propuseram um sistema que utiliza, além da célula de carga no colete, uma outra para os membros superiores. Porém, as células adotadas são do tipo anel para o colete e do tipo viga para as mãos, sendo utilizada apenas uma célula para as mãos e com os apoios localizados a frente do indivíduo. O sistema aqui proposto utiliza duas células para as mãos, o que permite medir separadamente a descarga de peso sobre os membros superiores e identificar possíveis oscilações ou desequilíbrios do tronco durante a marcha, com o uso de células do tipo “S”, que medem tração e compressão, o que seria muito útil em um estudo com hemiparéticos. Além disso, como as células são posicionadas lateralmente, é possível manter os braços ao lado do corpo.

O sistema desenvolvido aproveitou a estrutura do laboratório onde foi construído o que reduziu os custos, pois, não foi necessário construir uma estrutura metálica como a apresentada por Roesler e colaboradores (2005) e Patiño e colaboradores (2007). Para calibração do seu sistema, Threlkeld e colaboradores (2003) utilizaram cargas de 5 até 45 kg para obter a equação de linearidade, esses autores obtiveram um coeficiente de determinação (r^2) de 0,996. O sistema proposto também apresentou um comportamento linear e apresentou um coeficiente de determinação (r^2) de 0,999 para todas as células de carga.

As curvas do erro relativo e do erro entre as medidas na célula de carga do colete mostram valores maiores quando as cargas aplicadas são inferiores a 1 kg, sendo que esses erros são minimizados com o aumento da carga. Isso ocorreu

devido ao sistema utilizar cabos de aço e roldanas em sua composição. Assim, cargas inferiores a 1 kg, não eram suficientes para tracionar o cabo de aço, e a força acabava sendo amortecida pelo mesmo, aumentando, assim, os erros para essas cargas pequenas. No entanto, essas cargas pequenas não foram observadas nas células de carga do colete, e dificilmente ocorreriam durante a marcha.

O erro que o sistema apresentou entre as medidas foi inferior a 1 %, assim, as medidas ao longo do programa de treinamento ou o uso repetitivo do sistema para várias calibrações em dias ou momentos diferentes torna-se confiável. O erro relativo também apresentou valores abaixo de 1 %, o que reflete medidas próximas as reais.

Durante a aplicação do TLSP, assim como Roesler e colaboradores (2005) também foram observadas variações na distribuição das forças ao longo da passada. Desta forma, observando que as cargas aplicadas ao longo do TLSP não eram constantes, e variavam de acordo com a fase da passada.

Os eletrogoniômetros também se comportaram de forma linear, e os erros apresentados mostram que podem ser realizadas medidas repetidas e próximas as reais.

Nos estudos revisados sobre o TLSP não foi encontrada descrição de testes realizados com o colete utilizado por eles, foi apenas mencionado o modelo e a marca (WILSON *et al.*, 2000; SULLIVAN; KNOWLTON; DOBKIN, 2002; THRELKELD *et al.*, 2003; PATIÑO *et al.*, 2007). Desta forma, não foi possível determinar a praticidade ou funcionalidade desses coletes. Sendo que em nenhum desses estudos foi mencionado a razão da escolha do colete, ou se aconteceu alguma situação adversa pelo uso do equipamento. No entanto, ao observar os modelos utilizados e as figuras disponíveis nestes trabalhos, percebe-se a presença de faixas na região inguinal. Os testes prévios realizados neste projeto com coletes que também possuíam tais faixas, encontraram dificuldades na movimentação das pernas, além de desconforto.

Apenas o estudo de Harkema (2008a) apresentou um colete semelhante ao desenvolvido aqui, com os voluntários sendo suspensos pelo tronco liberando com isso os membros inferiores.

O modelo Huzi 100 (Huzimet) além das faixas na região inguinal possuía apenas um ponto de fixação localizado na região dorsal, no qual era conectado ao sistema de SPC. Nos testes preliminares realizados com esse modelo foram encontradas dificuldades na manutenção da postura ereta pela instabilidade gerada por suspender o indivíduo apenas por um ponto. Para a solução dessa instabilidade, foi adotado o uso de uma haste para realizar a suspensão por dois pontos com uma distância mínima de 0,50 m entre eles como sugerido por Wilson e colaboradores (2000). Também foi observada a presença dessa haste no estudo de Harkema (2008a) e no modelo comercial da Robomédica utilizado no estudo de Domingo, Sawaki e Ferris (2007).

Portanto, os coletes comerciais aqui testados mostraram uma redução na eficiência no gesto de andar na posição ortostática, além do desconforto pelo garroteamento da circulação de membros inferiores. Apesar dos estudos não relatarem, questiona-se se isso não teria ocorrido quando coletes semelhantes foram utilizados.

O colete desenvolvido não provoca pressão na região inguinal nem alteração da posição ereta do indivíduo durante o TLSP. Porém, existe a possibilidade do colete deslizar pelo tronco do indivíduo. Entretanto, o uso de uma terceira faixa com catraca permitiu que o colete permanecesse firme e estável ao tronco, sem acréscimo de pressão sobre o mesmo pela ação das espumas, e favorece assim uma melhor e mais eficiente prática da marcha durante o TLSP.

A aquisição dos dados foi realizada em ambiente Labview como sugerido por Beres-Jones e Harkema (2004) e mostrou-se satisfatória, permitindo a captação de todos os sinais e posterior análise. Os testes realizados com indivíduos hígidos foram utilizados para avaliar a funcionalidade do sistema de aquisição e não com a intenção de obter um padrão para comparação. Foi observado que a duração das fases da marcha obtida com o uso das *footswitches* foi semelhante à sugerida por Sutherland, Kaufman e Moitza (1998) para indivíduos hígidos. A resposta de ativação muscular também ficou de acordo com o apresentado por Capaday (2002) com o gastrocnêmio sendo ativado durante a fase de apoio e o tibial anterior durante a fase de balanço e o início da fase de apoio. Também pode ser observada a correlação entre a ação desses músculos, onde no instante que um desses

músculos está contraído o outro se encontra relaxado.

5.2 SOBRE A APLICAÇÃO E AVALIAÇÃO DO TLSP

A composição dos GT e GC segundo o teste estatístico para as variáveis: idade, peso, altura, MIF e IMC não apresentaram diferenças significativas. Apenas a variável tempo de lesão apresentou diferença significativa. No entanto, essa é uma variável muito importante, pois diz respeito ao tempo em que a musculatura encontra-se em desuso, podendo dessa forma influenciar os resultados.

O GC é formado em sua maioria por voluntários classificados como ASIA B, enquanto o GT é formado em sua maioria por voluntários ASIA A, ou seja, possuem um maior comprometimento devido à lesão medular. Porém, ainda nesse grupo há dois voluntários classificados como ASIA D, ou seja, possuem um comprometimento menor que os outros indivíduos do grupo, isso faz com que aumente o desvio padrão dentro do grupo.

A realização do TLSP seguiu as recomendações de Beres-Jones e Harkema (2004). Desta forma, foi possível a realização das passadas de forma ritmada, e os problemas com a espasticidade na flexão do joelho foram resolvidos pressionando o músculo poplíteo, relaxando-o e facilitando assim a flexão do joelho. Entretanto, durante os ensaios preliminares seguia-se a recomendação de Behrman e Harkema (2000), com três treinadores para realizar o treino, mas com o uso da faixa elástica para estabilizar o quadril, foram necessários apenas dois treinadores, sendo um para movimentar cada perna. Também foi possível observar que a aplicação do TLSP não trouxe malefícios aos participantes, sendo que nenhum deles apresentou problemas quanto a escaras devido ao treino, e ainda houve uma redução nos edemas em membros inferiores ao final das 12 semanas de treino em todos os voluntários do grupo teste.

O SPC teve a função de auxiliar na execução da marcha, porém conforme a descarga de peso utilizada algumas alterações no padrão da marcha podem ocorrer. Como a redução na duração da fase de apoio para descargas maiores que 30 % do peso corporal, observada no estudo de Threlkeld e colaboradores (2003), realizado com indivíduos hígidos. Essas alterações também foram observadas nesse estudo

pela duração da fase de apoio, onde no início do treino, com uma carga de peso maior, a fase de apoio foi menor, e com o aumento da carga sobre os membros inferiores essa duração aumentou, mas não chegou aos valores próximos dos padrões da marcha obtidos com indivíduos hígidos sem SPC, pois ainda havia uma descarga de peso.

Outra alteração que ocorreu foi uma redução no tempo do passo com o aumento da carga sobre os membros inferiores, o mesmo foi observado no estudo de Patiño e colaboradores (2007) e Threlkeld e colaboradores (2003), porém, nesse estudo é relatada a redução na cadência com o aumento da descarga de peso corporal. Desta forma, uma redução na cadência implica num aumento no tempo do passo.

No entanto, essa redução no tempo do passo além das alterações no tempo da fase de apoio podem estar ligadas ao aperfeiçoamento da equipe de treinadores, que com o próprio treinamento dessa tarefa motora atingiram uma sincronia melhor, além de uma melhor técnica para a execução do movimento. A variabilidade no tempo do passo apresentou uma redução, mostrando assim que as passadas passaram a ser executadas de maneira mais uniforme.

A manutenção de uma postura ereta pelos voluntários facilitava o trabalho dos treinadores na movimentação das pernas e o estímulo aferente da articulação do quadril em combinação com os receptores de carga contribui essencialmente para a geração de atividade locomotora em lesados medulares (NAKAZAWA *et al.*, 2004; DIETZ; HARKEMA, 2004; DIETZ, 2008). Isso era percebido quando o voluntário mudava a postura alterando a posição do quadril ao desequilibrar seu tronco para frente e a carga sobre os membros inferiores causando assim dificuldades na movimentação das pernas por parte dos treinadores.

O controle da carga utilizada foi essencial para facilitar a movimentação das pernas dos voluntários, pois quando havia uma carga excessiva eram encontradas dificuldades para movimentar a perna e principalmente mantê-la em extensão, o que provocava instabilidade na marcha e desconforto ao voluntário, corroborando com Dietz e colaboradores (1998). Além disso, quando um dos treinadores falhava na realização do movimento gerava um desequilíbrio que dificultava a ação do outro

treinador. Por isso, a carga sobre os membros inferiores e a sincronia entre os treinadores eram elementos fundamentais.

A calibração da carga sobre os membros inferiores foi realizada como sugerido por Patiño e colaboradores (2007) com o indivíduo parado na posição ortostática. No entanto, como observado em algumas coletas, a carga esperada nos membros inferiores não foi a que estava calibrada. Ao analisar a distribuição das cargas sobre os membros foi constatado que no instante da calibração havia um valor de carga sustentado em membros superiores, mas no instante que era iniciado o treino esse valor aumentava. Isso ocorria devido ao desequilíbrio provocado pela movimentação das pernas. Assim, para que o voluntário conseguisse se equilibrar com a movimentação das pernas era necessário que o mesmo aplicasse uma carga maior sobre os membros superiores, já que nem todos possuíam controle de tronco para ajudar na manutenção do equilíbrio.

A variação na carga ao longo do TLSP pode ser observada devido ao sistema de SPC instrumentalizado. Threlkeld e colaboradores (2003) observaram variações de 3 a 6 % na carga sustentada pelo colete. O sistema desses autores possuía apenas uma célula de carga no colete, desta forma eles observaram que ocorriam variações nessa carga ao longo do TLSP, mas não poderiam relacioná-las a transferência de carga para os membros superiores, como foi feito aqui nesse estudo devido às células de carga das mãos.

A variação da carga em membros inferiores associada à variação da carga em membros superiores pode ser verificada ainda pela correlação dessas cargas ao longo da sessão de TLSP. A correlação sofreu um aumento quando comparada a sessão inicial com a final. Este aumento na correlação pode estar relacionado a aplicação de maiores cargas em membros inferiores, pois nas sessões iniciais havia uma carga menor em membros inferiores e a maior parte da carga era sustentada pelo colete. Porém, nas sessões finais como havia uma carga maior aplicada nos membros inferiores, ocorria uma distribuição da carga do SPC entre o colete e as mãos. Como o colete era fixo, ou seja, após ser feita a calibração não se alterava mais a força sustentada por ele, o único ponto onde poderia se variar a carga eram os membros inferiores e superiores. Desta forma, devido ao esforço em membros superiores para manter a postura ereta, quando o voluntário cansava reduzia a força

aplicada nos membros superiores e aumentava a força em membros inferiores, após descansar voltava a aplicar maior força em membros superiores. Portanto, uma estava correlacionada com a outra.

Os indivíduos do grupo controle apresentaram uma evolução significativa na capacidade de sustentação da carga em membros inferiores, enquanto que o grupo controle não apresentou uma evolução nessa carga. A capacidade de sustentar uma carga maior nos membros inferiores se deu devido a aplicação de um programa de TLSP, o mesmo comportamento foi observado em outros estudos (DIETZ *et al.*, 1998; BEHRMAN; HARKEMA, 2000; GRASSO *et al.*, 2004a)

Apesar da evolução na sustentação das cargas em membros inferiores não ter se comportado totalmente como o esperado com a calibração do peso, o sistema de SPC permitiu identificar e acompanhar a evolução das cargas sustentadas pelos voluntários ao longo do TLSP. Desta forma, uma adequada movimentação das pernas em combinação com a adaptação do voluntário a carga contribuiu para a redução do peso corporal sustentado pelo SPC ao longo do período de treinos (DIETZ *et al.*, 1998; DIETZ; HARKEMA, 2004; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001).

As curvas de distribuição das cargas do voluntário GT 3 mostram o comportamento evolutivo da descarga de peso corporal em membros inferiores ao longo das semanas. Também permite identificar a transferência da carga sustentada em membros inferiores para os membros superiores. A carga de referência obtida durante a calibração está bem próxima à carga esperada, e quando era iniciado o treino a carga em membros inferiores diminuía e a carga em membros superiores aumentava proporcionalmente.

Um fator que pode ter influenciado a diferença apresentada entre a carga de referência e a carga esperada é o fato de terem sido utilizados dois softwares para trabalhar com esse dado. O primeiro era utilizado para a calibração da carga em membros inferiores e o segundo realizava o armazenamento dos dados. No entanto, durante a calibração apesar do voluntário ser orientado para permanecer parado, pode ter ocorrido algum movimento indesejado principalmente de tronco, o que resultou na diferença do valor calibrado para o armazenado.

No GC a maioria das calibrações apresentou diferenças inferiores a 5 % em relação à carga esperada. Apenas o voluntário GC 2, na primeira sessão,

apresentou uma carga em membros inferiores negativa, pois o mesmo sustentou toda carga em membros superiores. No entanto, como não foi realizada uma sessão de adaptação com esses voluntários, a carga para a movimentação adequada das pernas teve que ser alterada durante a coleta, o que contribuiu para a diferença da carga em membros inferiores em relação à calibrada.

Apenas um voluntário (GT 5) foi capaz de realizar a marcha de forma independente durante as sessões de TLSP, sendo que durante as três primeiras semanas foi necessário o auxílio dos treinadores para realizar a movimentação dos membros inferiores desse sujeito. Porém, após a terceira semana, o mesmo realizava a deambulação sobre a esteira apenas com o auxílio do SPC. No estudo de Behrman e Harkema (2000), um dos voluntários também precisou de auxílio no treino apenas durante as primeiras três semanas, depois foi capaz de realizar o treino independentemente.

Ficou evidente com esse estudo que os indivíduos com lesão medular completa não apresentam um controle locomotor que possa ser transferido para a caminhada no solo como ocorre em indivíduos com lesão medular incompleta (HARKEMA, 2008). Todos os voluntários classificados como ASIA A e B necessitaram do auxílio dos treinadores para a movimentação das pernas. Um dos voluntários classificado como ASIA D também necessitou desse auxílio, mas era perceptível pelos treinadores quando o mesmo ajudava nessa tarefa. Isso corrobora com o estudo de Dobkin e colaboradores (2006), onde o grupo de voluntários classificados como ASIA B não obteve ganhos para caminhar no solo, mas alguns voluntários classificados como ASIA C e D conseguiram caminhar de alguma forma independentemente. No entanto, apesar de não haver um ganho no controle motor, há o benefício sobre o sistema cardiovascular e com a prevenção da atrofia e a redução da espasticidade do músculo esquelético (DIETZ, 2008).

Domingo, Sawicki e Ferris (2007) observaram que o TLSP realizado com auxílio manual contribuía para a execução do movimento da passada de forma correta e padronizada. O voluntário GT 8 conseguia realizar o movimento da passada de modo independente com uma carga de apenas 20 % sobre os membros inferiores. Porém, esse gesto não era realizado de forma padronizada e a carga não era totalmente distribuída sobre os membros inferiores. Portanto, o auxílio manual

contribuía para um aumento na capacidade de sustentação de maiores cargas sobre os membros inferiores e a execução do gesto de maneira correta e padronizada.

A atividade eletromiográfica também é citada como um dos meios de acompanhar a evolução do TLSP (DIETZ *et al.*, 1998; ERNI; COLOMBO, 1998; WIRZ; COLOMBO; DIETZ, 2001; DIETZ; MÜLLER; COLOMBO, 2002). Segundo Erni e Colombo (1998) o sinal de EMG vai evoluindo até atingir um padrão de ativação semelhante ao de sujeitos hígidos. No entanto, aqui foi observada a atividade eletromiográfica associada a movimentação das pernas e a descarga de peso corporal desde as sessões iniciais.

Como observado e corroborando com Dietz, Wirz e Jensen (1997) e Dietz (1998) durante a fase de apoio eram recrutados os músculos extensores da perna. Além disso, a movimentação rítmica e sincronizada facilitava a flexão do membro contra-lateral como citado por Harkema e colaboradores (1997), e isso era percebido durante as sessões de treino onde pequenos reflexos auxiliavam a flexão do quadril no início da fase de balanço.

O TLSP pode ser aplicado em indivíduos com lesão medular tanto completa quanto incompleta meses ou anos após ter ocorrida à lesão e não apenas em lesões recentes segundo Harkema (2008). Os voluntários do GC ajudam a reforçar essa informação, pois apresentavam um tempo médio de lesão medular de 99 meses. Além disso, o voluntário GC 4 (ASIA B) possuía um tempo de lesão medular de 276 meses e ainda assim foram obtidas respostas eletromiográficas dos músculos associadas ao movimento das pernas. Porém, uma das dificuldades encontradas ao trabalhar com esses voluntários que possuem um tempo maior de lesão foi em relação a atrofia muscular. Principalmente os voluntários GC 3 e GC 4 que apresentaram um encurtamento muscular que impossibilitava a extensão total do joelho quando os mesmos foram posicionados ortostaticamente, isso dificultava a realização do TLSP.

Algumas alternativas compensatórias podem ser desenvolvidas para suprir as funções perdidas segundo Grasso e colaboradores (2004a). O comportamento do voluntário GT 5 (ASIA D) corrobora com essa afirmação. Ao ser aumentada a carga em membros inferiores, o mesmo fez uma transferência compensatória dessa carga

para os membros superiores. Além disso, a independência motora adquirida por esse voluntário pode possibilitar a marcha com órtese.

A recuperação motora poderia ser resultado da criação de novos caminhos neurais ou da modificação dos já existentes no caso de indivíduos com lesão medular incompleta (FERRIS, SAWICKI, DOMINGO, 2005). No entanto, a melhora na locomoção também pode ser atribuída a mudanças que ocorrem no músculo com o treinamento (DIETZ *et al.*, 1998) ou a espontânea recuperação da medula (DIETZ, 1998). Os voluntários classificados como ASIA D ajudam a discutir essas afirmações, principalmente o voluntário GT 5, que foi capaz de realizar os treinos de forma independente. Contudo, foi observado que esse indivíduo apresentou um padrão de marcha mais consistente e uma resistência maior para deambular fora da esteira com auxílio de muletas. Provavelmente associado a um ganho em seu condicionamento físico. Porém, sua avaliação neurológica não mostrou evolução quanto ao comprometimento motor ou sensorial. Mas, houve um ganho de sustentação do peso corporal e da capacidade de deambular devido ao treinamento de suas habilidades remanescentes.

A atividade eletromiográfica pode sofrer algumas alterações e isso pode ser percebido pela variação apresentada pelo valor RMS do sinal de EMG ao longo das sessões de TLSP. Também foi identificada em alguns casos a atividade eletromiográfica nos músculos de uma perna e a mínima ou nenhuma atividade na outra. Além disso, também foi observada no voluntário GT 2 resposta eletromiográfica no membro contralateral com o mesmo parado em extensão, além de co-contrações entre flexores e extensores (HARKEMA, 2008).

A diferença na amplitude do sinal de EMG entre as pernas também fica evidenciada ao observar o valor RMS do sinal de EMG corroborando com Dietz, Muller e Colombo (2002), que afirmam que as amplitudes dos sinais de EMG podem ser diferentes entre as pernas.

O sinal EMG também apresenta variações em sua amplitude durante uma série de passos (HARKEMA, 2008). A análise dos valores RMS dos sinais de EMG durante toda a sessão de treino confirmam essa afirmação. No início da sessão foi encontrado um valor RMS para o sinal de EMG e ao longo dessa mesma sessão houve uma redução em sua amplitude. Supõe-se que essa redução seja devido a

adaptação muscular, ou seja, a musculatura se adapta a atividade e passa a realizá-la de forma automatizada, ou ainda, pode ser devido a uma redução na espasticidade. Apesar de não ter sido avaliada com instrumentos específicos, foi observada a sua redução em alguns casos ao longo das sessões de treino.

Para Dietz (2008), os indivíduos com lesão medular completa (ASIA A e B) são beneficiados pelo TLSP principalmente com a prevenção da atrofia e a redução na espasticidade. Esse fato foi observado nesse estudo quando os voluntários do GT relatavam apresentar uma redução na espasticidade, após ser encerrada à sessão de TLSP.

Com relação à avaliação da funcionalidade o instrumento escolhido apresentou mudanças apenas para o domínio mobilidade e transferência, sendo que três indivíduos do grupo teste apresentaram melhora. O domínio locomoção não apresentou mudanças, como no estudo de Behrman e Harkema (2000) que também não obtiveram mudanças para o indivíduo classificado como ASIA A. Silva, Oliveira e Conceição (2005) também utilizaram esse instrumento em indivíduos classificados como ASIA A para avaliar os efeitos de um programa de natação aplicado a indivíduos com lesão medular, foram apontadas ganhos nas habilidades funcionais dos participantes desse programa, porém não houve mudanças no domínio relacionado à locomoção.

5.3 SOBRE OS TRABALHOS FUTUROS

A frequência dos voluntários ao treino foi uma das dificuldades encontradas durante o estudo, pois, tratando-se de um estudo com duração de várias semanas dificilmente não ocorreriam imprevistos como a indisponibilidade dos voluntários, a falta de meio de transporte, entre outros. Fatores esses que foram contornados com a alteração de alguns horários. No entanto, alguma solução quanto ao transporte desses voluntários pode contribuir para o aumento do número de voluntários e a redução do número de faltas às sessões.

O recrutamento e capacitação dos treinadores também foi uma grande dificuldade, e durante o período de férias houve muitos desfalques na equipe. No entanto, a redução de três para apenas dois treinadores necessários para a

realização da sessão de TLSP permitiu atender todos os voluntários conforme a programação. O desenvolvimento de um sistema semi-automatizado, onde não houvesse a necessidade de uma grande equipe para atender os voluntários, também contribuiria para um aumento na capacidade de atender mais voluntários, além de reduzir o desgaste dos treinadores, e a padronização do movimento.

A calibração da carga nos membros inferiores foi outra dificuldade, pois, foi observado que essa carga não havia sido a mesma programada. Portanto, houve a necessidade de algumas adaptações que ficaram implícitas durante as sessões de coleta de dados. Porém, nas sessões de treino essas adaptações puderam ser controladas com o uso do valor médio da carga sustentada em membros inferiores durante uma série de passos (BERES-JONES; HARKEMA, 2004). O software de calibração permitia conhecer essa carga durante a movimentação das pernas. Assim, quando havia a necessidade de alterar a carga sustentada pelo voluntário, fazia-se uma coleta de 5 segundos durante a realização da marcha e era utilizado o valor médio para estimar a carga em membros inferiores que estava sendo aplicada nesse instante. Entretanto, caso as passadas não fossem realizadas de forma sincronizada e ritmada esse valor era desconsiderado. Portanto, a aplicação do TLSP com um novo método de calibração pode contribuir no sentido de controlar melhor o dimensionamento da carga em membros inferiores.

A coleta dos sinais também foi difícil, iniciando pelo posicionamento dos sensores. Como alguns eletrodos tinham que ser posicionados com o indivíduo em pé, e a fixação de alguns cabos de EMG também era realizada com o indivíduo nessa posição, essa ação tinha que ser executada de maneira rápida. A permanência do voluntário em pé por muito tempo causava uma hipotensão no mesmo, sendo necessário desce-lo e esperar ele se recuperar, para então iniciar o treinamento. Portanto, uma maneira mais rápida de posicionar os sensores pode ajudar a evitar esses imprevistos.

A *footswitch* também apresentou falha em algumas sessões de coleta, principalmente quando a carga em membros inferiores não era tão alta ou a realização da passada não era feita firmemente. Os pés dos indivíduos não se acomodava firmemente sobre a *footswitch* o que causava falhas no acionamento das chaves. Portanto, o desenvolvimento de um sistema mais sensível talvez evite

a perda dessas informações substituindo as chaves por sensores do tipo FSR (Force Sensing Resistor).

A EMG também ficou prejudicada principalmente pela presença de ruídos oriundos de artefatos de movimento. Isso foi sendo resolvido ao longo das sessões com a fixação desses cabos com fita e o cuidado dos treinadores em não esbarrarem neles. No entanto, qualquer movimento indesejado do cabo era o suficiente para gerar ruído, o que invalidava os sinais coletados. Portanto, o desenvolvimento de novas técnicas de processamento pode contribuir para recuperar os sinais perdidos, ou ainda, novas técnicas para a aquisição que evitem ou minimizem a presença de ruídos.

A intensidade é uma variável utilizada para o controle e planejamento de uma atividade física. No TLSP essa intensidade pode ser alterada ao se modificar a carga nos membros inferiores ou a velocidade na esteira. Ao alterar o protocolo de treino com a variação da velocidade, pode-se obter alterações na intensidade. Desta forma, o TLSP pode ser utilizado não apenas como um instrumento para reabilitação motora, mas também como uma forma de atividade física, que promova a manutenção da saúde para quem o pratica de forma regular. Além de contribuir para minimizar os riscos de doenças cardiovasculares (NAHAS, 2001).

6 CONCLUSÃO

O sistema de SPC desenvolvido se comportou de forma linear e possibilitou observar o comportamento da descarga de peso corporal durante o TLSP. Além disso, o sistema de aquisição desenvolvido permitiu armazenar os sinais coletados e processá-los posteriormente. O colete utilizado também não causou desconforto aos voluntários.

O sistema desenvolvido para medir as variáveis espaço-temporais e cinemáticas também apresentou um comportamento linear, também mostrou-se robusto e prático.

O sistema de aquisição completo permitiu identificar as características da marcha em um indivíduo hígido conforme os dados apresentados na literatura, o que mostra o seu correto funcionamento.

Os parâmetros espaço-temporais também foram medidos com auxílio do sistema de SPC, onde com a força do colete foi possível determinar o tempo do passo, e identificar que o mesmo apresentou uma redução com o aumento da carga sobre os membros inferiores. No entanto, a duração da fase de apoio da marcha apresentou um aumento quando foi aumentada a carga em membros inferiores.

O processamento dos dados coletados permitiu conhecer a distribuição das cargas durante o TLSP e estimar a carga em membros inferiores para acompanhar esse comportamento ao longo das sessões. Foi identificado um ganho na carga sustentada pelos voluntários em membros inferiores do início para o fim do estudo, porém, essa carga não se comportou como o esperado com a calibração. Portanto, após analisar a carga sustentada pelo voluntário tanto em membros inferiores quanto em membros superiores, foi observado que durante o TLSP essas cargas estão relacionadas, ou seja, quando a sustentação em membros superiores aumenta ocorre uma redução da sustentação em membros inferiores.

Além disso, o grupo teste apresentou um aumento significativo na carga sustentada em membros inferiores após as 12 semanas, o mesmo não ocorreu com o grupo controle.

A avaliação eletromiográfica mostrou que esse sinal estava presente desde as sessões iniciais em resposta ao TLSP. Além disso, foi observado uma redução na amplitude do sinal de EMG RMS ao longo da sessão de treino. Esse comportamento foi constatado em 76,1 % dos sinais válidos.

As alterações na funcionalidade foram avaliadas com o uso da MIF não apresentaram alterações significativas após a aplicação do TLSP. Apesar de três indivíduos do grupo teste terem apresentado um ganho no domínio mobilidade e transferência, esse aumento não foi significativo.

O sistema foi capaz de medir as variáveis espaço-temporais e cinemáticas em conjunto com o SPC permitiu a prática e avaliação do TLSP, onde foi possível identificar esses fenômenos durante o TLSP aplicado em indivíduos com lesão medular.

REFERÊNCIAS

ABRAHÃO, F. Análise do controle motor após treino em esteira com suporte parcial de peso corporal em pacientes com hemiplegia crônica. **Tese de doutorado**. São Carlos – SP: UFSCar; 2005.

ADAMS, M.M.; DITOR, D.S.; TARNOPOLSKY, M.A.; PHILLIPS, S.M.; MCCARTNEY, N.; HICKS, A.L. The Effect of Body Weight-Supported Treadmill Training on Muscle Morphology in an Individual With Chronic, Motor-Complete Spinal Cord Injury: A Case Study. **The Journal of Spinal Cord Medicine**. v. 29, n. 2, p. 167-171, 2006.

ASIA. Standard Neurological Classification of Spinal Cord Injury. Disponível em: www.asia-spinalinjury.org/publication/2001_classif_worksheet.pdf. Acesso em: 27/02/2007.

BARBEAU, H. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. **Neurorehabil Neural Repair**. v. 17, n. 1, p. 3-11, 2003.

BARBEAU, H.; LADOUCEUR, M.; NORMAN, K.E.; PÉPIN, A.; LEROUX, A. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 80, p. 225-235, 1999.

BARBEAU, H.; VISINTIN, M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 84, p. 1458-1465, 2003.

BARROS FILHO, T.E.P.; OLIVEIRA, R.P.; KALIL, E.M.; PRADA, F.S. Associação Americana de Lesões Medulares: normas para a classificação neurológica e funcional das lesões da medula espinhal. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 29, n. 3, p. 99-106, 1994.

BEHRMAN, A.L.; HARKEMA, S.J.; Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. **Physical Therapy**. v. 80, n. 7, p. 688-700, 2000.

BEHRMAN, A.L.; LAWLESS-DIXON, A.R.; DAVIS, S.B.; BOWDEN, M.G.; NAIR, P.; PHADKE, C.; HANNOLD, E.M.; PLUMMER, P.; HARKEMA, S.J. Locomotor training progression and outcomes after incomplete spinal cord injury. **Physical Therapy**. v. 85, n. 12, p. 1356-1371, 2005.

BERES-JONES, J.A.; HARKEMA, S.J. The human spinal cord interprets velocity-dependent afferent input during stepping. **Brain**. v. 127, n. 10, p. 2232-2246, 2004.

CAPADAY, C. The special nature of human walking and its neural control. **Trends in Neurosciences**. v. 25, n. 7, p. 370-376, 2002.

COLOMBO, G.; WIRZ, M.; DIETZ, V. Driven gait orthosis or improvement of locomotor training in paraplegic patients. **Spinal Cord**. v. 39, p. 252-255, 2001.

CUNHA, I. T.; LIM, P. A.; QURESHY, H.; HENSON, H.; MONGA, T.; PROTAS, E. J. Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: a randomized controlled pilot study. **Arch Phy Med Rehabil**. v. 83, p. 1258, 1265, 2002.

DEFINO, H.L.A. Trauma raquimedular. **Medicina, Ribeirão Preto**. v. 32, p. 388-400, 1999.

DIETZ, V. Evidence for a load receptor contribution to the control of posture and locomotion. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**. v. 22, n. 44, p. 495-499, 1998.

DIETZ, V. Body weight supported training: From laboratory to clinical setting. **Brain Research Bulletin**. v. 74, p. 459-463, 2008.

DIETZ, V. Spinal cord pattern generators for locomotion. **Clinical Neurophysiologic**. v. 114, p. 1379-1389, 2003.

DIETZ, V.; HARKEMA, S.J. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. **Journal Appl Physiology**. v. 96, n. 5, p. 1954-60, 2004.

DIETZ, V.; MÜLLER, R.; COLOMBO, G. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. **Brain**. v. 125, n. 12, p. 2626-34, 2002.

DIETZ, V.; WIRZ, M.; COLOMBO, G.; CURT, A. Locomotor capacity and recovery of spinal cord function in paraplegic patients: a clinical and electrophysiological evaluation. **Electroencephalography Clinical Neurophysiology**. v. 109, n. 2, p. 140-53, 1998.

DIETZ, V.; WIRZ, M.; JENSEN, L. Locomotion in patients with spinal cord injuries.(Special Series on Balance). **Physical Therapy**. v. 77, n. 5, p. 508-509, 1997.

DOBKIN, B.; APPLE, D.; BARBEAU, H.; BASSO, M.; BEHRMAN, A.; DEFORGE, D.; DITUNNO, J.; DUDLEY, G.; ELASHOFF, R.; FUGATE, L.; HARKEMA, S.; SAULINO, M.; SCOTT, M. Weight-supported treadmill vs overground training for walking after acute incomplete SCI. **NEUROLOGY**. v. 66, p. 484-493, 2006.

DOBKIN, B.; APPLE, D.; BARBEAU, H.; BASSO, M.; BEHRMAN, A.; DEFORGE, D.; DITUNNO, J.; DUDLEY, G.; ELASHOFF, R.; FUGATE, L.; HARKEMA, S.; SAULINO, M.; SCOTT, M. Methods for a randomized trial of weight-supported treadmill training

versus conventional training for walking during inpatient rehabilitation after incomplete traumatic spinal cord injury. **Neurorehabil Neural Repair**. v. 17, p. 153-167, 2003.

DOBKIN, B.; BARBEAU, H.; DEFORGE, D.; DITUNNO, J.; ELASHOFF, R.; APPLE, D.; BASSO, M.; BEHRMAN, A.; FUGATE, L.; HARKEMA, S.; SAULINO, M.; SCOTT, M. Traumatic spinal cord injury: the multicenter randomized spinal cord injury locomotor trial the evolution of walking-related outcomes over the first 12 weeks of rehabilitation for incomplete. **Neurorehabil Neural Repair**. v. 21, p. 25-35, 2007.

DOMINGO, A.; SAWICKI, G. S.; FERRIS, D. P. Kinematics and muscle activity of individuals with incomplete spinal cord injury during treadmill stepping with and without manual assistance. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. v. 4, n. 32, 2007.

DURIGAN, J.L.Q.; CANCELLIERO, K.M.; POLACOW, M.L.O.; SILVA, C.A.; GUIRRO, R.R. Modelos de desuso muscular e estimulação elétrica neuromuscular: aspectos pertinentes à reabilitação fisioterapêutica. **Fisioterapia em Movimento**. v. 18, n. 4, p. 53-62, 2005.

EDGERTON, V. R.; COURTINE, G.; GERASIMENKO, Y. P.; LAVROV, I.; ICHIYAMA, R. M.; FONG, A. J.; CAI, L. L.; OTOSHI, C. K.; TILLAKARATNE, N. J.K.; BURDICK, J. W.; ROY, R. R. Training locomotor networks. **Brain Research Reviews**. v. 57, p. 241-254, 2008.

ERNI, T.; COLOMBO, G. Locomotor training in paraplegic patients: a new approach to assess changes in leg muscle EMG patterns. **Electroencephalography Clinical Neurophysiology**. v. 109, n. 2, p. 135-9, 1998.

FARINATTI, P.T.V.; MONTEIRO, W.D. **Fisiologia e Avaliação Funcional**. Rio de Janeiro: Sprint; 1992.

FERRIS, D.P.; SAWICKI, G.S.; DOMINGO, A. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. **Top Spinal Cord Inj Rehabil**. v. 11, n. 2, p. 34-49, 2005.

FIELD-FOTE, E.C. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 82, p. 818-824, 2001.

FIELD-FOTE, E.C. Spinal cord control of movement: implications for locomotor rehabilitation following spinal cord injury. **Physical therapy**. v. 80, n. 5, p. 477-484, 2000.

FIELD-FOTE, E.C.; TEPAVAC, D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. **Phys Ther**. v. 82, n. 7, p. 707-15, 2002.

FREED, M.M. Lesões Traumáticas e congênitas da medula espinhal. in: KOTTKE, F.J.; LEHMANN, J.F. **Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen**. v. 2, 4º ed. São Paulo: Manole, 1994.

GAZZANI, F.; FADDA, A.; TORRE, M.; MACELLARI, V. Ward: a pneumatic system for body weight relief in gait rehabilitation. **IEEE TRANSACTIONS ON HABILITATION ENGINEERING**, v. 8, n. 4, p. 506-513, 2000.

GRASSO, R.; IVANENKO, Y. P.; ZAGO, M.; MOLINARI, M.; SCIVOLETTO, G.; LACQUANITI, F. Recovery of forward stepping in spinal cord injured patients does not transfer to untrained backward stepping. **Exp Brain Res**. v. 157, p. 377-382, 2004.

GRASSO, R.; IVANENKO, Y. P.; ZAGO, M.; MOLINARI, M.; SCIVOLETTO, G.; CASTELLANO, V.; MACELLARI, V.; LACQUANITI, F. Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. **Brain**. v. 127, p. 1019-1034, 2004a.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HANNOLD, E.M.; YOUNG, M.E.; RITTMAN, M.R.; BOWDEN, M.G.; BEHRMAN, A.L. Locomotor training: Experiencing the changing body. **Journal of Rehabilitation Research & Development**. v. 43, n. 7, p. 905-916, 2006.

HARKEMA, S.J. Plasticity of interneuronal networks of the functionally isolated human spinal cord. **Brain Research Reviews**. v. 57, p. 255–264, 2008.

HARKEMA, S.J. Human Locomotion Research Center. Disponível em: <http://www.harkema.ucla.edu/publications.html>. Acessado em: 07/05/2008a.

HARKEMA, S.J.; HURLEY, S.L.; PATEL, U.K.; REQUEJO, P.S.; DOBKIN, B.H.; EDGERTON, V.R. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. **J. Neurophysiol.** v. 77, p. 797–811, 1997.

HARKEMA, S.J. Neural plasticity after human spinal cord injury: application of locomotor training to the rehabilitation of walking. **Neuroscientist**. v. 7, n. 5, p. 455-68, 2001.

HAUPENTHAL, A.; SCHUTZ, G.R.; SOUZA, P.V.; ROESLER, H. Análise do suporte de peso corporal para o treino de marcha. **Fisioter. Mov.** v. 21, n. 2, p. 85-92, 2008.

HAY, J.G.; REID, J.G. **As Bases Anatômicas e Mecânicas do Movimento Humano**. Rio de Janeiro: Prentice-Hall; 1985.

ISRAEL, V.L. Hidroterapia: tratamento do lesado medular em piscina terapêutica. **Fisioterapia em Movimento**. v. 2, n. 2, p. 39-43, 1990.

KAWASHIMA, N.; NOZAKI, D.; ABE, M. O.; AKAI, M.; NAKAZAWA, K. Alternate leg movement amplifies locomotor-like muscle activity in spinal cord injured persons. **J Neurophysiol.** v. 93, p. 777–785, 2005.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.** USA: Noraxon Inc., 2005.

KOSAK, M.C.; REDING, M.J. Comparison of partial body weight-supported treadmill gait training versus aggressive bracing assisted walking post stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair.** v. 14, p. 13-19, 2000.

LabView. LabVIEW Tutorial, 2000.

LAM, T.; DIETZ, V. Transfer of motor performance in an obstacle avoidance task to different walking conditions. **J Neurophysiol.** v. 92, p. 2010–2016, 2004.

LEHMKUL, L.D.; SMITH, L.K. **Cinesiologia Clínica.** Barueri: Manole; 1989.

LIANZA, S. **Medicina de Reabilitação.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001.

LINDQUIST, A.R.R. Efeitos da esteira na marcha de sujeitos hemiparéticos. **Dissertação de Doutorado.** São Carlos: Universidade Federal de São Carlos, 2005.

LÜNENBURGER, L.; BOLLIGER, M.; CZELL, D.; MÜLLER, R.; DIETZ, V. Modulation of locomotor activity in complete spinal cord injury. **Exp Brain Res.** v. 174, p. 638-646, 2006.

MACHADO, A.B.M. **Neuroanatomia Funcional.** São Paulo: Atheneu; 1999.

MAGALHÃES, L.E.R.; ORQUIZA, L.M. **Metodologia do Trabalho Científico: Elaboração de Trabalhos.** Curitiba: FESP, 2002.

MANCUSSI e FARO, A. C. A reabilitação da pessoa com lesão medular: Tendências da investigação no Brasil. **Enfermería Global.** n. 3, p. 1-6, 2003.

MANHÃES, R.B. A engenharia de reabilitação e as características psicossociais de pessoas com lesão medular submetidas a um programa de estimulação elétrica neuromuscular. **Dissertação de mestrado.** São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos; 2004.

MANSFIELD, A.; LYONS, G.M. The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking. **Medical Engineering & Physics.** v. 25, p. 879-885, 2003.

MARINHO, M.H.T.; MELO, F.R.L.V.; CACHO, E.W.A.; OLIVEIRA, R. Atividades funcionais após a alta ambulatorial de pacientes lesados medulares. **Fisioterapia em Movimento.** v. 17, n. 3, p. 61-70, 2004.

MENDES, A.; ROSÁRIO, P.P. **Metrologia e incerteza da medição**. São Paulo: Editora EPSE, 2005.

NAHAS, M.V. **Atividade Física, Saúde e Qualidade de Vida**. Londrina: Midiograf; 2001.

NAKAZAWA, K.; KAKIHANA, W.; KAWASHIMA, N.; AKAI, M.; YANO H. Induction of locomotor-like EMG activity in paraplegic persons by orthotic gait training. **Exp Brain Res**. v. 157, p. 117-123, 2004.

NASCIMENTO, L. G.; SILVA, S. M. L. Benefícios da atividade física sobre o sistema cardiorrespiratório, como também, na qualidade de vida de portadores de lesão medular: revisão. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**. v. 1, n.3, p. 42-50, 2007.

NETTER, F.H. **Atlas de Anatomia Humana**. Porto Alegre: Artmed; 2004.

NEVES, M.A.O.; MELLO, M.P.; ANTONIOLI, R.S.; FREITAS, M.R.G. Escalas clínicas e funcionais no gerenciamento de indivíduos com lesões traumáticas de medula espinhal. **Rev Neurocienc**. v.15, n. 3, p. 234-239, 2007.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHIMTZ, T.J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. Barueri: Manole; 2004.

OLIVEIRA, T.R.B., DALGALARRONDO, P. Os determinantes sociais na etiologia das lesões traumáticas do sistema nervoso central. **Fisioterapia em Movimento**. v. 16, n. 2, p. 49-54, 2003.

PATIÑO, M.S.; GONÇALVES, A.R.; MONTEIRO; B.C.; SANTOS, I.L.; BARELA; A. M.F.; BARELA, J.A. Kinematic, kinetic and electromyographic characteristics of young adults walking with and without partial body weight support. **Rev. bras. fisioter**. v. 11, n. 1, p. 19-25, 2007.

PEREIRA, E.; MANFFRA, E.F.; SETTI, J.A.P.; DUTRA, C.M.R. Mensuração da força durante a aplicação do treino locomotor com suporte de peso em lesados medulares. In: XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2008; Salvador, Brasil. **Anais**. Salvador: SBEB, 2008.

PILLAR, T.; DICKSTEIN, R.; SMOLINSKI, Z. Walking reeducation with partial relief of body weight in rehabilitation of patients with locomotor disabilities. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v. 28 n. 4, p. 47-52, 1991.

POHL, M.; WERNER, C.; HOLZGRAEFE, M.; KROCZEK, G.; MEHRHOLZ, J.; WINGENDORF, I.; HOLIG, G.; KOCH, R.; HESSE, S. Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial. **Clinical Rehabilitation**. v. 21, p. 17-27, 2007.

POSTANS, N.J.; HASLER, J.P.; GRANAT, M.H.; MAXWELL, D.J. Functional electric stimulation to augment partial weight-bearing supported treadmill training for patients with acute incomplete spinal cord injury: a pilot study. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 85, p. 604-610, 2004.

PROTAS, E.J.; HOLMES, S.A.; QURESHY, H.; JOHNSON, A.; LEE, D.; SHERWOOD, A.M. Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: a pilot study. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 82, p. 825-831, 2001.

RAB, G.T. Músculos. in ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha Humana.** 2 ed. São Paulo, Editorial Premier, 1998.

RAINETEAU, O.; SCHWAB, M. E. Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury. **Nature Reviews Neuroscience.** v 2, p. 263-273, 2001.

RAU, G.; SCHULTE, E.; DISSELHORST-KLUG, C. From cell to movement: to what answers does EMG really contribute? **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v. 14, p. 611-617, 2004.

RIBEIRO, M.; MIYAZAKI, M.H.; JUCÁ, S.S.H.; SAKAMOTO, H.; PINTO, P.P.N.; BATTISTELLA, L.R. Validação da versão brasileira da medida de Independência funcional. **Acta Fisiátrica.** v. 11 n. 2, p. 72-76 2004.

RIBEIRO, M.; PINTO, P.P.N.; SAKAMOTO, H.; BATTISTELLA, L.R. Independência funcional de pacientes com lesão medular. **Acta Fisiátrica.** v. 12, n. 2, p. 61-66, 2005.

ROESLER, H.; CANAVEZZI, A.; BONAMIGO, E.C.B.; HAUPENTHAL, A. Desenvolvimento e teste de suporte de peso corporal instrumentalizado para o treino de marcha em esteira. **Revista Brasileira de Fisioterapia.** v. 9, n. 3, p. 373-6, 2005.

ROSE, J.; RALTON, H.J.; GAMBLE, J.G. Energética da Marcha. In: ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha humana.** São Paulo: Premier; 1998.

ROSSI, L.; TIRAPÉGUI, J. Aspectos atuais sobre o exercício físico, fadiga e nutrição. **Revista Paulista de Educação Física.** v. 13, n. 1, p. 67-82, 1999.

ROSSIGNOL, S.; SCHWAB, M.; SCHWARTZ, M.; FEHLINGS, M.G. Spinal cord injury: time to move? **The Journal of Neuroscience.** v. 27, n. 44, p. 11782-11992, 2007.

ROSSIGNOL, S. Locomotion and its recovery after spinal injury. **Current Opinion in Neurobiology.** v. 10, p. 708-716, 2000.

ROWLEY, S.; FORDE, H.; GLICKMAN, S.; MEDDLETON, F. Lesão da Medula Espinal. IN: STOLKES, M. Neurologia para Fisioterapeutas. São Paulo: Premier: 2000.

SAVIC, G.; BERGSTRÖM, E M.K.; DAVEY, N.J.; ELLAWAY, P.H.; FRANKEL, H.L.; JAMOUS, A.; NICOTRA, A. Quantitative sensory tests (perceptual thresholds) in patients with spinal cord injury. **Journal of Rehabilitation Research & Development**. v. 44, n. 1, p. 77-82, 2007.

SCELSI, R. Skeletal muscle pathology after spinal cord injury: our 20 year experience and results on skeletal muscle changes in paraplegics, related to functional rehabilitation. **Basic Appl Myol**. v. 11, n. 2, p. 75-85, 2001.

SCHIMITZ, T.J. Lesão traumática da medula espinhal. In: O'SULLIVAN, S.B. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. Barueri: Manole; 1993.

SCHMIDT, H.; WERNER, C.; BERNHARDT, R.; HESSE, S.; KRÜGER, J. Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. v. 4, n. 2, p. 1-7, 2007.

SELLA, V.R.G. Método de avaliação de atrofia muscular por desuso empregando a eletromiografia. **Dissertação de mestrado**. Curitiba: UTFPR; 2002.

SENE, M. O. Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular sobre o gasto energético de lesados medulares. **Dissertação de mestrado**. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos; 2003.

SILVA, M.C.R.; OLIVEIRA, R.J.; CONCEIÇÃO, M.I.G. Efeitos da natação sobre a independência funcional de pacientes com lesão medular. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.11, n. 4, p. 251-256, 2005.

SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. **Physical Therapy**. v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

STELDT, R.E.; SCHMIT. BD. Modulation of coordinated muscle activity during imposed sinusoidal hip movements in human spinal cord injury. **J Neurophysiol**. v. 92, p. 673–685, 2004.

SULLIVAN, K.J.; KNOWLTON, B.J.; DOBKIN, B.H. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 83, p. 683-691, 2002.

SUTHERLAND, D.H.; KAUFMAN, K.R. & MOITOZA, J.R. Cinemática da marcha humana normal. in ROSE, J. & GAMBLE, J.G. **Marcha Humana**. 2º ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998.

TEIXEIRA, A.; OLIVEIRA, F. Relatório sobre a prevalência de deficiências, incapacidades e desvantagens: sistematização e análise de dados. Niterói: CORDE, 2004.

THOMAS, S.L.; GORASSINI, M.A. Increases in corticospinal tract function by treadmill training after incomplete spinal cord injury. **J Neurophysiol.** v. 94, p. 2844–2855, 2005.

THRELKELD, A.J.; COOPER, L.D.; MONGER, B.P.; CRAVEN, A.N.; HAUPT, H.G. Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. **Gait and Posture.** v. 17, p. 235-245, 2003.

TURKER, K.S. Electromyography: some methodological problems and issues. **Physical Therapy.** v. 73, n. 10, 1993.

WERNER, C.; VON FRANKENBERG, S.; TREIG, T.; KONRAD, M.; HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients. **Stroke.** v. 33, p. 2895-2901, 2002.

WILLIAMSON, J. Robotics in neurorehabilitation: locomotor training. **Medical Technology,** 2006.

WILSON, M.S.; QURESHY, H.; PROTAS, E.J.; HOLMES, S.A.; KROUSKOP, T.A.; SHERWOOD, A.M. Equipment specifications for supported treadmill ambulation training: a technical note. **Journal of Rehabilitation Research e Development.** v. 37, n. 4, 2000

WINCHESTER, P.; MCCOLL, R.; QUERRY, R.; FOREMAN, N.; MOSBY, J.; TANSEY, K.; WILLIAMSON, JON. Spinal Cord Injury Changes in Supraspinal Activation Patterns following Robotic Locomotor Therapy in Motor-Incomplete. **Neurorehabil Neural Repair.** v. 19, p. 313-324, 2005.

WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** 3 ed. New York: A Wiley Interscience Publication JohnWiley & Sons, 2005.

WINTER, D.A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. **Human Movement Science.** v. 3, p. 51-76, 1984.

WIRZ, M.; COLOMBO, G.; DIETZ, V. Long term effects of locomotor training in spinal humans. **Journal Neurology Neurosurgey Psychiatry.** v. 71, n. 1, p. 93-6, 2001.

WIRZ, M.; ZEMON, D. H.; RUPP, R.; SCHEEL, A.; COLOMBO, G.; DIETZ, V.; HORNBY, T. G. Effectiveness of automated locomotor training in patientswith chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 86, p. 672-680, 2005.

ZAJAC, F.E.; NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, A.S. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. **Gait Posture.** v. 17, n. 1, p. 1-17, 2003.

ANEXOS

Anexo I – Protocolo da ASIA

PADRONIZAÇÃO DA CLASSIFICAÇÃO NEUROLÓGICA DA LESÃO MEDULAR

**MOTOR
MÚSCULO CHAVE**

C2	D	E	
C3			
C4			
C5			FLEXORES DO COTOVELO
C6			EXTENSORES DO FUNHO
C7			EXTENSOR DO COTOVELO
C8			FLEXOR PROFUNDO DO 3º Cd
T1			ADUTOR DO 5º Cd
T2			
T3			
T4			0 = PARALISIA TOTAL
T5			1. CONTRAÇÃO VISÍVEL OU PALPÁVEL
T6			2. MOVIMENTO ATIVO SEM POSIÇÃO DA FORÇA DE GRAVIDADE
T7			3. MOVIMENTO ATIVO CONTRA A FORÇA DE GRAVIDADE
T8			4. MOVIMENTO ATIVO CONTRA ALGUMA RESISTÊNCIA
T9			5. MOVIMENTO ATIVO CONTRA GRANDE RESISTÊNCIA
T10			6. MOVIMENTO ATIVO CONTRA GRANDE RESISTÊNCIA
T11			NT - NÃO TESTÁVEL
T12			
L1			
L2			FLEXORES DO QUADRIL
L3			EXTENSORES DO JOELHO
L4			DORSIFLEXORES DO TORNOMELO
L5			EXTENSOR LONGO DO HÁLUX
S1			FLEXORES PLANTARES DO TORNOMELO
S2			
S3			
S4-5			

Contração anal voluntária (sim/não)

TOTAIS + = **ÍNDICE MOTOR**
 (MÁXIMO) (50) (50) (100)

ESTIMULAÇÃO

TOQUE LEVE AGULHA

SENSITIVO
PONTO-CHAVE DA SENSIBILIDADE

C2	D	E	D	E
C3				
C4				
C5				
C6				
C7				
C8				
T1				
T2				
T3				
T4				
T5				
T6				
T7				
T8				
T9				
T10				
T11				
T12				
L1				
L2				
L3				
L4				
L5				
S1				
S2				
S3				
S4-5				

0 = AUSENTE
 1 = COMPROMETIDO
 2 = NORMAL
 NT = NÃO TESTÁVEL

Qualquer sensibilidade anal (sim/não)

TOTAIS + =
 (MÁXIMO) (56) (56) (56) (56)

= ÍNDICE ESTIMULAÇÃO COM AGULHA (máx: 112)
 = ÍNDICE ESTIMULAÇÃO COM TOQUE LEVE (máx: 112)

NÍVEIS NEUROLÓGICOS

Últimos segmentos com função normal

SENSITIVO	D	F
MOTOR		

COMPLETA OU INCOMPLETE?

Incomplete = presença de qualquer função sensitiva ou motora no segmento sacral mais inferior

ZONA DE PRESERVAÇÃO PARCIAL

segmentos parcialmente inervados

SENSITIVO	D	E
MOTOR		

Este esquema pode ser livremente copiado mas não deve ser alterado sem permissão da Associação Americana de Lesão Medular e da Sociedade Médica Internacional de Paraplegia

Anexo II – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Pró-Reitoria Acadêmica e de Pesquisa
Núcleo de Bioética

Anexo III – Questionário de Qualidade de Vida (MIF)

Curitiba, 30 de março de 2007.

Of. 111/07/CEP-PUCPR

Ref. **“Estudo multidisciplinar da ação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso em lesados medulares”**

Prezado (a) Pesquisador (es),

Venho por meio deste informar a Vossa Senhoria que o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, no dia 28 de março do corrente ano aprovou o Projeto Intitulado **“Estudo multidisciplinar da ação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso em lesados medulares”**, pertencente ao Grupo III, sob o registro no CEP n° 1616, e será encaminhado a CONEP para o devido cadastro. Lembro ao senhor (a) pesquisador (a) que é obrigatório encaminhar relatório anual parcial e relatório final a este CEP.

Atenciosamente,

Prof. Sergio Surugi de Siqueira
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa - PUCPR

Ilmo Sr
Ericson Pereira

Anexo III – Questionário de Independência Funcional

Medida de Independência Funcional (MIF)		
Nome:		
Avaliação	Inicial:	Final:
Cuidados Pessoais		
a. Alimentação		
b. Higiene matinal		
c. Banho		
d. Vestir parte superior do corpo		
e. Vestir parte inferior do corpo		
f. Uso do vaso sanitário		
Controle de Esfínteres		
g. Controle vesical		
h. Controle esfíncter anal		
Mobilidade/ Transferência		
i. Leito, cadeira, cadeira de rodas		
j. Vaso sanitário		
k. Banheira, chuveiro		
Locomoção		
l. Caminhar, cadeira de rodas		
m. escada		
Comunicação		
n. Compreensão		
o. Expressão		
Cognição Social		
p. Interação social		
q. Solução de problemas		
r. Memória		
TOTAL		

Score			
7	Independência total (imediata, com segurança)	Sem assistência	
6	Independência modificada (aparelhada)		
Dependência modificada			
5	Supervisão	Com assistência	
4	Assistência mínima (capacidade = 75% ou mais)		
3	Assistência moderada (capacidade = 50% ou mais)		
Dependência completa			
2	Assistência máxima (capacidade = 25% ou mais)		
1	Assistência total (capacidade = 0% ou mais)		

Classificação	MIF – total = 18 – 126 pontos
18 pontos	Dependência completa (assistência total)
19 – 60 pontos	Dependência Modificada (assistência de até 50% da tarefa)
61 – 103 pontos	Dependência Modificada (assistência de 25% da tarefa)
104 – 126 pontos	Independência completa/modificada

Anexo IV – Cálculo do Coeficiente de Correlação

Ambiente Matlab:

Corrcoef

Correlation coefficients

Sintaxe:

$R = \text{corrcoef}(X)$ $R = \text{corrcoef}(x,y)$

$[R,P]=\text{corrcoef}(\dots)$

$[R,P,RLO,RUP]=\text{corrcoef}(\dots)$

$[\dots]=\text{corrcoef}(\dots, 'param1', val1, 'param2', val2, \dots)$

Onde:

$R = \text{corrcoef}(X)$ retorna uma matriz de coeficientes de correlação R calculado a partir de uma matriz X cuja entrada cujas linhas são observações e colunas são variáveis. A matriz $R = \text{Corrcoef}(X)$ está relacionada com a matriz covariância $C = \text{cov}(X)$ por:

$$R(i,j) = c(i,j) / \sqrt{c(i,i)c(j,j)}$$

Anexo V – Cálculo do Coeficiente de Correlação MMSS x MMII

Sintaxe:

CORREL(matriz1;matriz2)

Onde:

Matriz1: é um intervalo de células de valores.

Matriz2: é um segundo intervalo de células de valores.

Retorna o coeficiente de correlação dos intervalos de célula da matriz1 e matriz2. Use o coeficiente de correlação para determinar a relação entre duas propriedades. Por exemplo, você pode examinar a relação entre a temperatura média de um local e o uso de aparelhos de ar condicionado.

A equação para o coeficiente de correlação é:

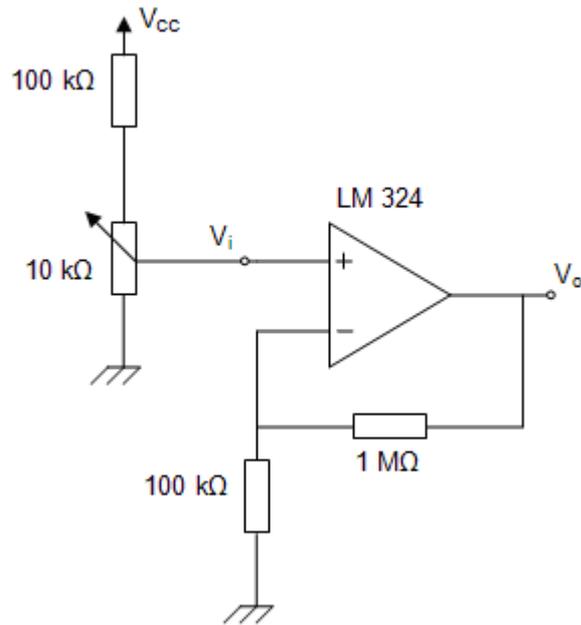
$$\rho_{X,Y} = \frac{Cov(X,Y)}{\sigma_X \cdot \sigma_Y}$$

Onde:

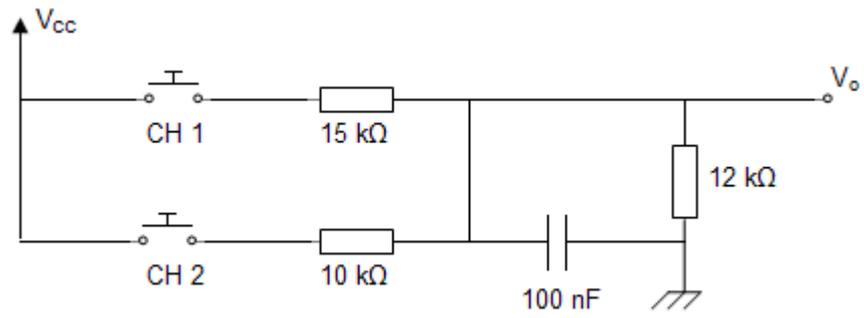
x e y são as médias de amostra MÉDIA(matriz1) e MÉDIA(matriz2).

APÊNDICE

Apêndice A – Circuito Eletrônico do Eletrogoniômetro



Apêndice B – Circuito Eletrônico da *Footswitch*



Apêndice D – Planilha com as Variáveis Geradas pelo Software “análise-EMTL”

1	tempo_passo	cadência em passos por minuto
2	média_massa_mmii	média_percentual_massa_mmii
3	média_força_mão_dir	média_força_mão_esq
4	diff_força_mãos	diff_força_maos
5	tempo_apoio_dir	tempo_apoio_esq
6	tempo_balanço_dir	tempo_balanço_esq
7	tempo_passada_dir	tempo_passada_esq
8	tempo_passo_dir	tempo_passo_esq
9	percentual_apoio_dir	perc_apoio_esq
10	percentual_balanço_dir	perc_balanço_esq
11	RMS_TA_dir	RMS_TA_esq
12	RMS_GM_dir	RMS_GM_esq
13	RMS_RF_dir	RMS_RF_esq
14	RMS_BF_dir	RMS_BF_esq
15	Correlação TA direito foot direita	Significância da correlação
16	correlação GM Direito e foot dir.	Significância da correlação
17	Correlação RF direito e foot dir.	Significância da correlação
18	Correlação BF direito e foot dir.	Significância da correlação
19	Correlação TA esq. foot esq.	Significância da correlação
20	correlação GM Esq. e foot esq.	Significância da correlação
21	Correlação RF esq. e foot esq.	Significância da correlação
22	Correlação BF esq e foot esq.	Significância da correlação
23	Correlação TA direito ângulo direita	Significância da correlação
24	correlação GM Direito e ângulo dir.	Significância da correlação
25	Correlação RF direito e ângulo dir.	Significância da correlação
26	Correlação BF direito e ângulo dir.	Significância da correlação
27	Correlação TA esq. Ângulo esq.	Significância da correlação
28	correlação GM Esq. e ângulo esq.	Significância da correlação
29	Correlação RF esq. e ângulo esq.	Significância da correlação
30	Correlação BF esq e ângulo esq.	Significância da correlação
31	Correlação TA direito força mmii	Significância da correlação
32	correlação GM Direito e força mmii	Significância da correlação
33	Correlação RF direito e força mmii	Significância da correlação
34	Correlação BF direito e força mmii	Significância da correlação
35	Correlação TA esq. Força mmii	Significância da correlação
36	correlação GM Esq. e força mmii	Significância da correlação
37	Correlação RF esq. e força mmii	Significância da correlação
38	Correlação BF esq e força mmii	Significância da correlação
39	Correlação TA e GM DIREITOS	Significância da correlação
40	Correlação TA e GM ESQUERDOS	Significância da correlação
41	Janela para cálculo do sinal RMS	Intervalo entre janelas

Apêndice E - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Nome: _____
Idade: _____ Sexo: _____ Naturalidade: _____
Endereço: _____
Telefone: _____ Profissão: _____ RG: _____

Declaro ter sido informado detalhadamente sobre a pesquisa: “Estudo Multidisciplinar da Ação do Treino Locomotor com Suporte Parcial de Peso em Lesados Medulares” que será realizado pelo educador físico Ericson Pereira, mestrando do Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde da PUC-PR.

Declaro que estou plenamente esclarecido (a) sobre as avaliações a que serei submetido (a) antes, durante e após o período de treinamento. Fui informado (a), também que o objetivo do estudo é: acompanhar de forma multidisciplinar o desenvolvimento da ação do treino locomotor com suporte parcial de peso. Para alcançar este objetivo, serei submetido a uma avaliação no início e no fim do período de treinamento, que será constituída por: anamnese (contendo dados de identificação e um histórico sobre minha lesão), cirtometria (medida das circunferências dos membros inferiores, superiores e tronco por meio de fita métrica) e preenchimento de um questionário sobre qualidade de vida. Também fui informado sobre o treinamento que será realizado durante o período, e sobre as avaliações que ocorrerão semanalmente: eletromiografia de superfície, lactimetria sangüínea e frequência cardíaca. Além do controle da pressão arterial e peso corporal durante cada sessão.

Estou ciente que poderei interromper a sessão a qualquer momento se sentir desconforto antes ou depois dos procedimentos, mesmo já tendo sido esclarecido que este método não trará nenhum prejuízo ou risco à minha saúde. Também fui esclarecido que serei acompanhado pelo pesquisador durante toda a pesquisa. Estou ciente de que a professora responsável juntamente com o mestrando estarão à minha inteira disposição para solucionar problemas e eventuais dúvidas sobre o estudo.

Diante do exposto, declaro que minha participação foi aceita espontaneamente e que se desistir deverei informar da maneira mais conveniente, tornando-me responsável por possíveis prejuízos e/ou riscos a que estarei me expondo. Declaro, também, que, por se tratar de trabalho acadêmico sem interesse financeiro, não tenho direito a nenhuma remuneração, ressarcimento de despesas decorrentes da participação da pesquisa, ou indenizações diante de eventuais danos decorrentes, como também não terei qualquer gasto durante a pesquisa. Por fim, concordo com a utilização de minhas imagens e das informações resultantes da pesquisa, bem como divulgação dos resultados desde que preservada minha identidade.

assinatura (de acordo)

Curitiba, _____ de _____ de 200_____

Testemunhas

Nome: _____

Nome: _____

RG: _____

RG: _____

Assinatura: _____

Assinatura: _____

Contato: Ericson Pereira - (41) 8401 3381 / 3271 2446

Apêndice F – Ficha de Avaliação

Nome: _____ Data de Nascimento: _____

Atividade profissional: _____ Sexo: _____

Meio de Locomoção: Cadeira de rodas () Órtese () Outros _____

Meio de Transporte: Carro () Ônibus () Outros _____

Fumante: Sim () ou Não ()

Tipo de lesão medular: Completa () ou Incompleta ()

Causa da lesão medular: _____

Quanto tempo possui a lesão medular: _____ Localização da lesão: _____

Pratica alguma atividade física? Sim () ou Não ()

Qual? _____

Quantos dias por semana? 1 () 2 () 3 () 4 () 5 () Mais de 5 ()

Utiliza algum medicamento? Sim () ou Não ()

Qual? _____

Por Quê? _____

Possui alguma restrição quanto à prática de atividade física? Sim () ou Não ()

Realizou algum procedimento cirúrgico nos últimos três meses? Sim () ou Não ()

Qual? _____

Teve alguma contusão nos últimos 6 meses? Sim () ou Não ()

Qual? _____

Presença de edemas? Sim () ou Não ()

Presença de escaras? Sim () ou Não ()

Presença de hematomas? Sim () ou Não ()

Presença de cicatrizes? Sim () ou Não ()

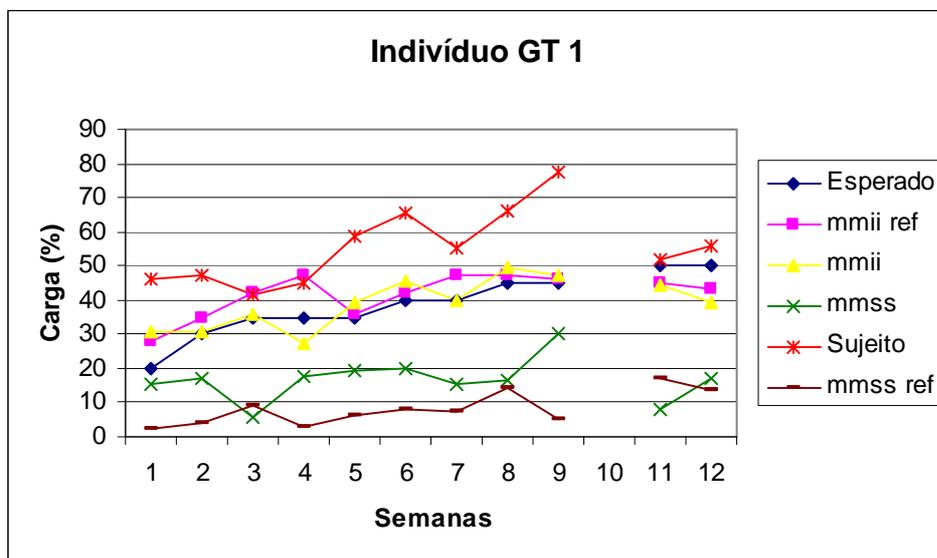
Peso corporal: _____ kg

Altura: _____ cm

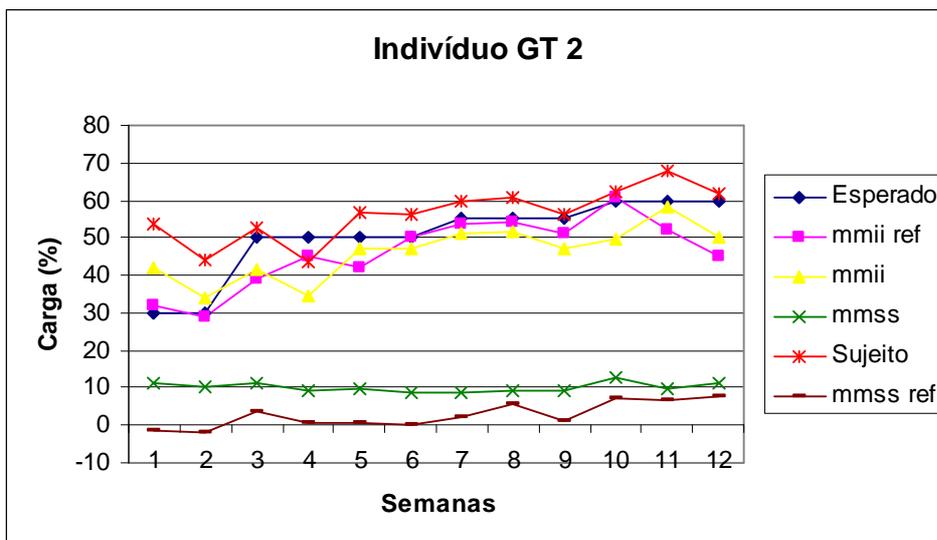
Circunferências (cm)	Inicial	Final	Circunferências (cm)	Inicial	Final
Abdômen			Tórax		
Braço direito			Braço esquerdo		
Coxa direita			Coxa esquerda		
Panturrilha direita			Panturrilha esquerda		

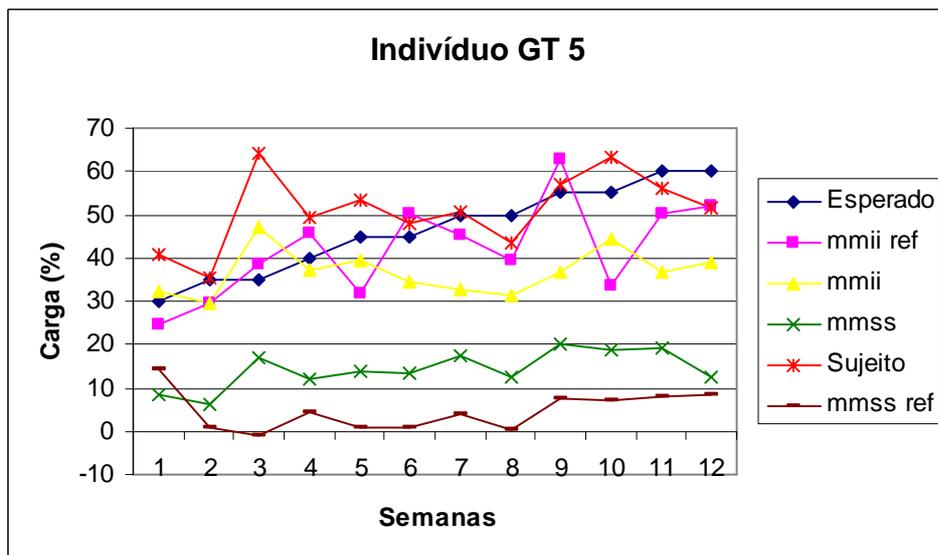
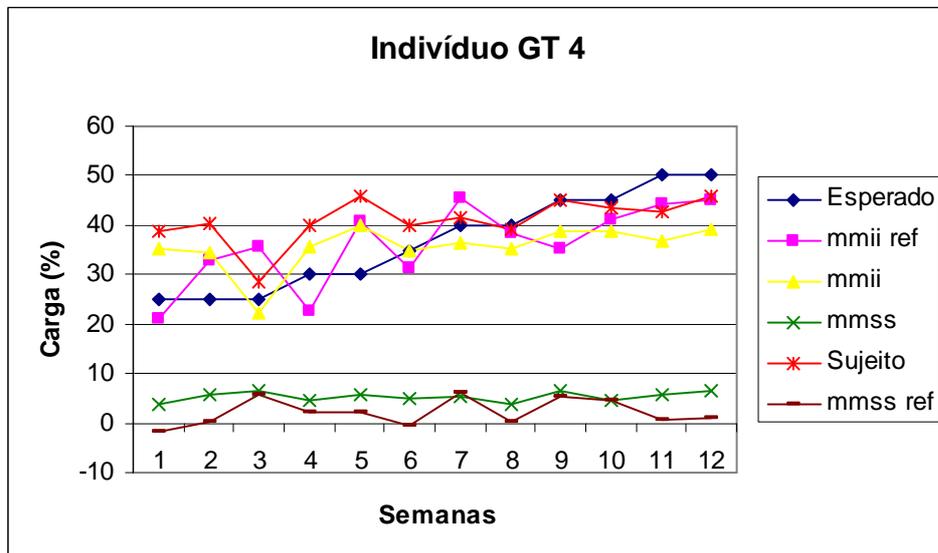
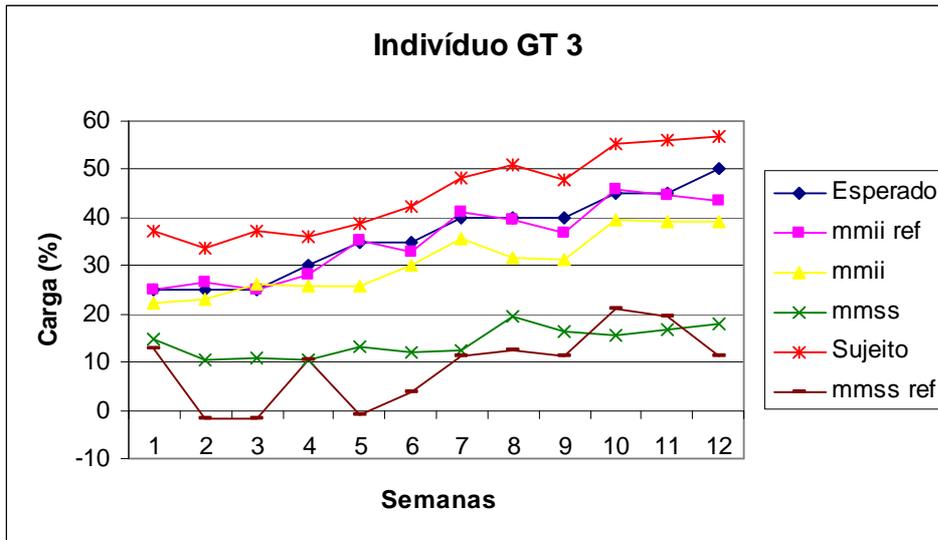
Apêndice G – Distribuição das Cargas com o TLSP

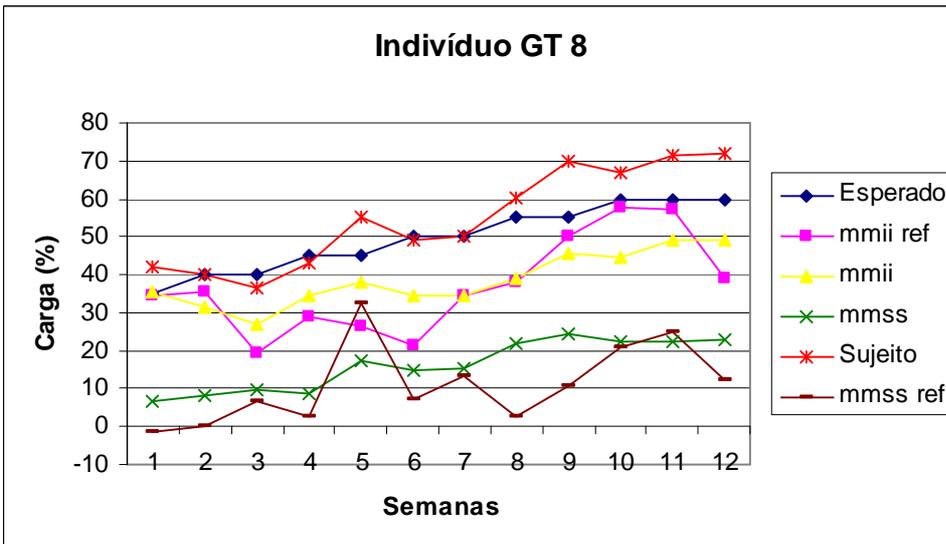
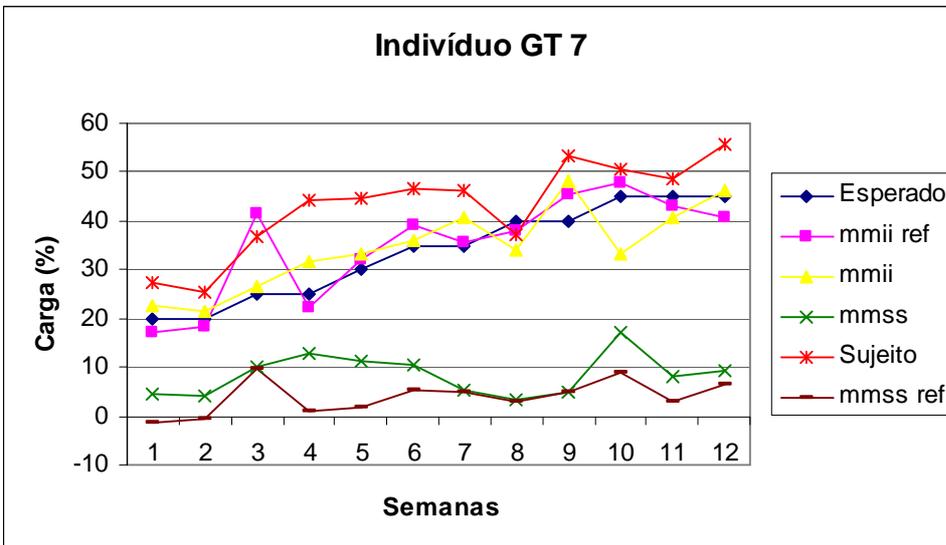
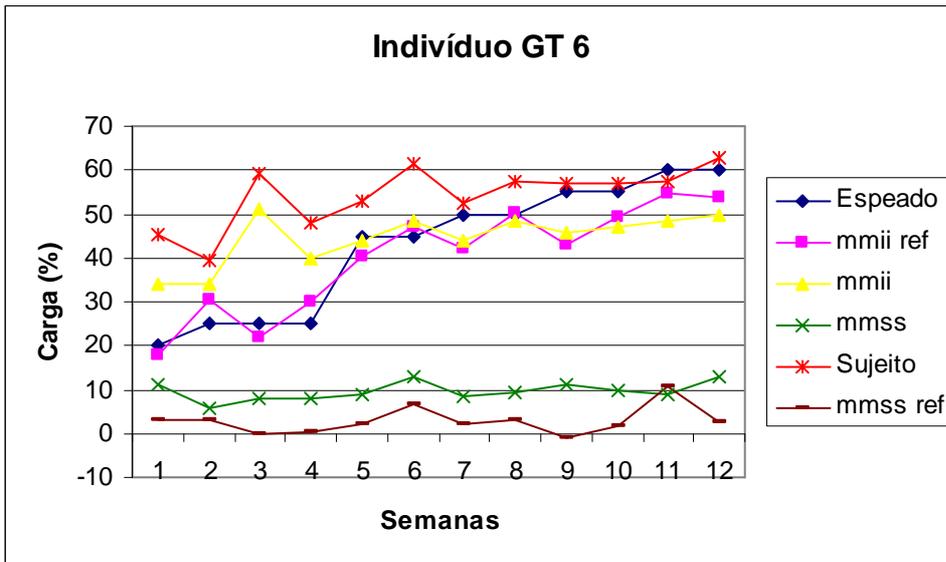
Para os gráficos do GT, a linha azul representa a carga esperada em membros inferiores durante o treino, a linha rosa mostra a carga em membros inferiores na calibração, em amarelo aparece a carga real sustentada em membros inferiores durante a sessão de TLSP. A carga em membros superiores durante o TLSP é mostrada na linha verde e durante a calibração na linha marrom. Na linha vermelha é mostrada a carga total sustentada pelo sujeito durante o TLSP.



Obs.: A descontinuidade observada na figura do indivíduo GT 1 ocorreu devido a problemas durante a coleta da semana 10.







Para os gráficos do GC, a coluna azul representa a carga esperada para a sessão de treino, em rosa a carga obtida nos membros inferiores e em marrom nos membros superiores durante a calibração com o indivíduo parado ortostaticamente, em amarelo a carga nos membros inferiores e em verde nos membros superiores durante o TLSP, em vermelho a carga total suportada pelo indivíduo durante o TLSP (mmii + mmss).

