

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

CRISTINA MARIA ROCHA DUTRA

**EFEITOS DO TREINO LOCOMOTOR COM SUPORTE PARCIAL DE PESO NA
CONDIÇÃO MUSCULAR E NA FREQUENCIA CARDIACA DE PESSOAS COM
LESÃO MEDULAR**

CURITIBA

2012

CRISTINA MARIA ROCHA DUTRA

**EFEITOS DO TREINO LOCOMOTOR COM SUPORTE PARCIAL DE PESO NA
CONDIÇÃO MUSCULAR E NA FREQUENCIA CARDIACA DE PESSOAS COM
LESÃO MEDULAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. Área de Concentração: Bioengenharia, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre.

Orientadora: Prof^a Dr^a. Elisangela Ferretti Manfra

CURITIBA

2012



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

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-150

Aos 29 dias de fevereiro de 2012 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação: "Efeitos do Treino Locomotor com Suporte Parcial de Peso na Condição Muscular e na Frequência Cardíaca de Pessoas com Lesão Medular", apresentada por **Cristina Maria Rocha Dutra**, 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:

Prof ^ª . Dr ^ª . Elisangela Ferretti Manfra, PUCPR (Orientador e presidente)	<u>Elisangela</u> assinatura	<u>APROVADA</u> parecer (aprov/ reprov.)
Prof. Dr. Percy Nohama, PUCPR (Examinador)	<u>P.L.L.</u>	<u>APROVADA</u>
Prof ^ª . Dr ^ª . Vera Lúcia Israel, UFPR (Examinador)	<u>Vera Lucia Israel</u>	<u>APROVADA</u>

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (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.

Marcia Regina Cubas
Prof^ª. Dr^ª. Marcia Regina Cubas,
Coordenadora do PPGTS PUCPR



DEDICATÓRIA

Para minha mãe, de quem sou um “pedaço”; para meus dois amores que são “um pedaço” de mim, Raphael e Jacqueline e às duas pessoas que são meu próprio EU:

Cynthia e Corine.

AGRADECIMENTOS

A Deus que sempre está do meu lado, me permitindo viver em paz, ao lado das pessoas que amo.

À minha família, que é o que tenho de mais importante na vida e, em especial, minha amada Mãe, Mirtes Nory; meus filhos Príncipe Raphael e Princesa Doçura Jacqueline; meus estípos em todas as horas e que sem elas, minha vida nada seria: Corine e Cynthia; meu super cunhado Siqueira – “The Best among the Best”; minha irmã Consuelo conselheira; meus queridos Gastão e Alexandre, exemplos do bem.

À minha orientadora Prof^a Dr^a Elisangela, pela oportunidade de participar da sua equipe.

Aos admiráveis professores, pela postura ética, responsável, exemplos a serem seguidos: Dr^a Márcia Olandoski, Dr. Munir Gabeira e Dr. Josuê Bruginski de Paula. Obrigado pelas melhores aulas que assisti no mestrado.

Aos amigos que fiz participando desse programa: Talita Gnoato, Juliana Schleder, Eddy Krueger, Eduardo Scheeren e Guilherme Nogueira.

Aos funcionários “Nota 10” Izelde, Jurandir (JJ), Sidnei, Laura e Teresa por toda atenção e carinho que sempre demonstraram, ultrapassando os limites do profissional, criando laços de amizade.

Ao colega Ericson Pereira pelo desenvolvimento inicial desse projeto.

À CAPES pela bolsa de mestrado.

EPÍGRAFE

“Meu socorro vem do Senhor, que fez o Céu e a Terra” (Salmo,121).

RESUMO

O treino locomotor com suporte parcial de peso (TLSP) é um método utilizado na reabilitação de indivíduos com lesão medular e consiste em sustentar o indivíduo em um sistema de suporte de peso corporal (SPC), enquanto profissionais movimentam os membros inferiores reproduzindo os movimentos da marcha sobre uma esteira elétrica. O objetivo deste trabalho foi investigar o comportamento muscular e da frequência cardíaca durante o período de vinte e quatro semanas de aplicação de um protocolo de treinamento locomotor com suporte parcial de peso em pessoas com lesão medular. Para tanto, foi realizada uma análise de sinais de força, eletromiografia e frequência cardíacas coletados entre maio/2008. O treino consistia em três sessões semanais de 15 minutos realizadas em uma esteira elétrica com velocidade de 1,5 km/h. Oito voluntários ($28,62 \pm 6,96$ anos) com lesão medular ASIA A, B e D participaram do programa de treinamento. Após processamento, os dados de descarga de peso sobre membros inferiores, eletromiografia (valores rms) e frequência cardíaca foram processados e suas médias foram calculadas em três períodos: 1^a-4^a semanas, 11^a-14^a semanas e 21^a-24^a semanas. Resultados: Os valores médios da descarga de peso sobre os indivíduos foram de (38,14; 50,17; 54,06), respectivamente nos três períodos observados, havendo crescimento estatisticamente significativo do primeiro para o segundo período. Não houve correlação entre descarga de peso e FC exceto para dois voluntários sendo que para um observou-se correlação positiva ($r=0,76$, $p<0,05$ Pearson) e para outro negativa ($r= -0,6727$, $p<0,05$ Spearman). A amplitude dos sinais de EMG comportou-se de forma muito distinta entre os voluntários, não sendo confiável utilizar sua média. Conclusão: Houve aumento da capacidade de sustentação de carga em MMSS e MMII ao longo do período de vinte e quatro semanas do protocolo de TLSP aplicado porém as respostas musculares e da frequência cardíaca não foram uniformes entre os voluntários avaliados.

Palavras-chave: Lesão Medular; Treino Locomotor; Força; Frequência Cardíaca; Eletromiografia.

ABSTRACT

The partial body weight support treadmill training (PBWSTT) is a method utilized for rehabilitation of individuals with spinal cord injury and it consists into sustaining the patient on a body weight support system (BWS), as professionals move the individual's lower limbs reproducing gait movements on a treadmill. The objective of this study was to investigate the muscle behavior and heart rate during the period of twenty four weeks of enforcement of a body weight-supported training protocol on individuals with spinal cord injury. Thus, signal strength, electromyography and heart rate taken in May/2008 were analyzed. The training consisted into three weekly 15-minute-length sessions performed on a treadmill with speed of 1,5 km/h. Eight volunteers ($28,62 \pm 6,96$ years old) with spinal cord injury ASIA A, B and D participated in the training program. After the processing, the data for weight bearing on lower limbs, electromyography (rms values) and heart rate were processed and their averages were calculated in three periods: 1°- 4° weeks, 11°-14° weeks and 21°-24° weeks. Results: The average values for weight-bearing on the individuals were (30, 14; 50, 17; 54; 06), respectively in the three periods observed, with a statistically significant growth from the first to the second period. There was no correlation between weight bearing and FC, except for two volunteers, there was a positive correlation ($r= 0,76$, $p<0,05$ Pearson) for one and a negative correlation for the other ($r= -0,6727$, $p<0,05$ Spearman). The amplitude of the EMG signals behaved in a very distinct way among the volunteers, which results in not being reliable to make use of such average. Conclusion: There was an increase in the capacity for weight-bearing in MMSS and MMII over the period of twenty four weeks of the PBWSTT protocol enforcement, yet the heart rates and muscle responses were not equable among the volunteers evaluated.

Keywords: Spinal Cord Injury, Body Weight Support Training, Strength, Heart Rate, Electromyography.

SUMÁRIO

RESUMO	7
ABSTRACT	8
SUMÁRIO	9
LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE QUADROS E TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	14
1 INTRODUÇÃO	15
1.1 OBJETIVOS	19
1.1.1 Objetivo Geral	19
1.1.2 Objetivos Específicos	19
2. REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1 LESÃO MEDULAR.....	20
Quadro 1 - Categorias das lesões medulares usado no protocolo da ASIA.....	23
2.2 TREINO LOCOMOTOR NA LESÃO MEDULAR	23
2.2.1 Ganhos Físicos no TLSP	28
2.2.2 Eletromiografia	30
2.2.3 Capacidade de Sustentação de Carga no TLSP	34
2.2.4 Frequência Cardíaca	35
3 MATERIAIS E MÉTODOS	38
3.1. ORIGEM DOS SINAIS	38
Quadro 2 - Caracterização da amostra quanto à idade, gênero, profissão, classificação, nível, causa e tempo de lesão. Fonte: Dutra (2009)	39
3.4. Frequencia Cardíaca	47
4. RESULTADOS	49
4.1 DESCARGA DE PESO CORPORAL e TLSP	49
4.2 CORRELAÇÃO ENTRE A FORÇA E FC	52
5.1 DESCARGA DE PESO CORPORAL E TLSP.....	55
5.2 CORRELAÇÃO ENTRE A FORÇA E FC	57
5.4 SINAIS DA ELETROMIOGRAFIA	61
6. CONCLUSÃO	63
REFERÊNCIAS	64
ANEXOS	92

ANEXO A – Comitê de Ética em Pesquisa	93
ANEXO B: DESCRIÇÃO DO <i>SETUP</i> EXPERIMENTAL	94

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Níveis de Lesão Medular com sua classificação de comprometimento.	21
Fonte: <i>American Spinal Injury Association</i> (2003).....	23
Figura 02: Exemplo de sinal de EMG com boa razão sinal/ruído (a) e com um sinal EMG ruidoso com baixa razão sinal/ruído (b)	31
Figura 03: Exemplo de análise temporal de sinal de EMG (a) e análise espectral (b). Fonte: Marchetti e Duarte (2006).....	32
Figura 04 – Fluxograma do software desenvolvido em ambiente Matlab para o processamento de sinais de força e EMG.....	41
Figura 05 – Exemplo de sinal de força, mostrando sucessão de passos pela presença de picos e vales bem definidos.....	42
Figura 06 – Exemplo de sinal de EMG do músculo tibial anterior esquerdo de um voluntário em que há a alternância de momentos de maior e menor atividade elétrica.....	43
Figura 07 – Exemplo de Sinal de Força apresentado regularidade.....	43
Figura 08 – Exemplo de Sinal de Força sem regularidade.....	44
Figura 09 – Exemplo de Sinal de EMG com amplitude de oscilação ritmada	44
Figura 10 – Exemplo de Sinal de EMG sem amplitude de oscilação ritmada	44
Figura 11 - Trecho validado parcialmente pelo usuário através de análise visual.....	45
Figura 12 – Períodos utilizados para a análise da evolução das Variáveis – Períodos Inicial, Intermediário e Final.....	47
Figura 13 - Média do Percentual de Descarga de Peso Corporal nos MMII dos 8 voluntários nos três períodos de corte das 24 semanas de treino.	49
Figura 14 - Média do Percentual de Descarga de Peso Corporal nos MMSS dos 8 Voluntários nos três períodos de corte das 24 semanas de treino	Erro! Indicador não definido.
Figura 15 - Média do Percentual de Descarga de Peso Corporal Total dos 8 voluntários nos três períodos de corte das 24 semanas de treino	51
Figura 16 – Diagrama de dispersão, relacionando valores entre Força e FC do voluntário VO6.....	53
Figura 17 – Diagrama de dispersão, relacionando valores entre Força e FC do voluntário VO8.....	53
Figura 18 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO1.....	84

Figura 19 - Comportamento da evolução da atividade muscular (EMG) do VO2.....	85
Figura 20 - Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO3.....	86
Figura 21 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO4	87
Figura 22 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO5	88
Figura 23 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO 6	89
Figura 24 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO7	90
Figura 25 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO8	91
Figura 26 – Sistema de suporte de peso corporal desenvolvido para a realização do TLSP	95
Figura 27 - Colete desenvolvido e utilizado para o TLSP.....	95
Figura 28 - Colete desenvolvido e utilizado para o TLSP.....	96
Figura 29 A - Célula de carga tipo “S” com capacidade máxima de 200 Kg (EMG System, Brasil) acoplada ao sistema de suporte de peso corporal para medida do peso do voluntário durante a sessão de TLSP.....	97
Figura 29B - Células de carga tipo “S” com capacidade máxima de 100 kg cada (Alfa Instrumentos, Brasil)Fonte: Pereira (2009).....	97
Figura 30 – A: Placa de aquisição PCI 6024E (<i>National Instruments</i>) com frequência de amostragem de 1000 Hz. B: Placa modelo SCB-68 (<i>National Instruments</i>), com uma frequência de amostragem de 1000 Hz para cada canal.	98
Figura 31 - Coleta da atividade eletromiográfica dos músculos - Eletrodos de superfície (Ag/AgCl) com cm de diâmetro (<i>Kendal Meditrace</i> , Canadá),Fonte: Pereira (2009).	98
Figura 32 - Evolução da classificação inicial e final da medida de independência funcional do GT após 24 semanas de treino	99

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Categorias das lesões medulares usado no protocolo da ASIA.....	23
Quadro 2 - Caracterização da amostra quanto à idade, gênero, profissão, classificação, nível, causa e tempo de lesão.....	Erro! Indicador não definido.
Tabela 1 – Correlação Cruzada entre valores de Força e FC ao longo do TLSP	52
Tabela 2 – Maior valor RMS atingido em um período.	54
Tabela 3 – Período em que ocorreu os maiores valores RMS.	54
Tabela 4 - Tabela de resultado individual inicial e final da MIF por domínio após 6 meses.....	99

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACSM: *American College of Sports Medicine*

AVD's: Atividades da vida diária

ASIA: *American Spinal Injury Association*

BF: Bíceps-femoral

VO: Voluntário (VO 1 até VO 8)

DMO: Densidade mineral óssea

DV: Desvio padrão

FC: Frequência cardíaca

FC_{máx}: Frequência cardíaca máxima

GCP: Gerador central de padrões

GN: Gastrocnêmio

LM: Lesão medular

LMC: Lesão medular completa

LMI: Lesão medular Incompleta

MIF: Medida de independência funcional

MMII: Membros inferiores

MMSS: Membros superiores

PA: Pressão arterial

PCR-us: Proteína C-reativa ultrasensível

PUCPR: Pontifícia Universidade Católica do Paraná

RF: Reto-femoral

RMS: *Root mean square*

SPC: Suporte de Peso Corporal

SNA: Sistema nervoso autônomo

TA: Tibial anterior

TLSP: Treino locomotor com suporte de peso

VFC: Variabilidade da frequência cardíaca

VPA: Variabilidade da pressão arterial

1 INTRODUÇÃO

A lesão medular (LM) provoca um dano neurológico com repercussões na qualidade de vida e no potencial funcional da pessoa, além de ser uma causa frequente de mortalidade. O nível de incapacitação individual é variável e demanda mudanças radicais no estilo de vida, além de provocar custos financeiros elevados à sociedade (BLANES *et al.*, 2007; WHITENECK *et al.*, 2011).

No Brasil, há atualmente cerca de 130 mil pessoas com LM (MAGALHÃES *et al.*, 2011), e estima-se que ocorram aproximadamente 6.000 novos casos por ano (BRUNOZI *et al.*, 2011), sendo considerado um problema de Saúde Pública. O segmento, proporcionalmente, mais atingido é constituído por adultos jovens do sexo masculino (BAMPI; GUILHEM; LIMA, 2008; FRANZOI *et al.*, 2009), solteiros e residentes em áreas urbanas, com média de idade de 35 anos (BLANES *et al.*, 2009; BRUNOZI *et al.*, 2011; CAMPOS *et al.*, 2008; GRAELLS *et al.*, 2008; FONTE, 2008).

A causa predominante constitui-se por ferimentos com arma de fogo e acidentes de trânsito (BAMPI; GUILHEM; LIMA, 2008; BLANES *et al.*, 2009; CUSTÓDIO *et al.*, 2009; GARANHANI *et al.*, 2009; MEDOLA *et al.*, 2009; MIGUEL; TSA, 2009), em função do aumento da violência nos grandes centros urbanos (GRAELLS *et al.*, 2008).

Alterações que podem surgir com a LM envolvem a paralisia dos músculos e perda parcial ou completa da sensibilidade abaixo da região medular lesada, alterações vasomotoras (FURLAN; FEHLINGS, 2008), disfunções autonômicas e relativas ao controle das funções vesical, intestinal, além do dano sexual (ALEXANDER *et al.*, 2011; BRANCO; CARDENAS; SVIRCEV, 2007; MAGALHÃES, 2011) e, em casos mais graves, o óbito. De acordo com Del Bel *et al.* (2009) devido ao desenvolvimento de novas técnicas de tratamento para a LM, a taxa de sobrevivência desta população subiu de 5% para mais de 95% do começo da segunda guerra mundial até os tempos atuais.

A LM determina um novo cotidiano para o acometido (CATUSSO *et al.*, 2010), sendo que o obriga a mudanças e adaptações nos diversos papéis e atividades que desenvolvia até então (CHIODO *et al.*, 2007). A percepção real e consciente da nova condição é primordial na organização dos recursos terapêuticos que possibilitam a

recuperação da capacidade de realizar suas atividades da vida diária. Portanto, a continuidade desses tratamentos é necessária para a manutenção dos benefícios alcançados nesse estágio.

A prática da atividade física tem papel fundamental na qualidade de vida de indivíduos com LM (ALMEIDA; TONELLO, 2007). Foram confirmadas melhoras significativas em aspectos sociais, psicológicos (BRUNOZI *et al.*, 2011), e fisiológicos, como ganho de força (MONTEIRO, 2006), melhora da aptidão cardiovascular (ABEL *et al.*, 2008; GALVEZ, 2011) e do perfil lipídico (DEVILLARD *et al.*, 2007; PHILLIPS *et al.*, 2011).

Nascimento e Silva (2007) afirmam que de acordo com os estudos realizados com paraplégicos e tetraplégicos, verificou-se que a prática de atividade física influencia na melhora dos parâmetros cardiorespiratórios, sendo essa melhora maior para indivíduos paraplégicos do que tetraplégicos. Assim, a prática da atividade física para o LM traz inúmeros benefícios no desempenho das AVD's (KNIGHT *et al.*, 2011; LANNEM *et al.*, 2009; MUSSELMAN *et al.*, 2009) e na promoção do bem-estar físico e social (LANNEM *et al.*, 2009), diminuindo as complicações clínicas e melhorando a qualidade de vida (KNIGHT *et al.*, 2011; KRAUSE; CARTER; BROTHERTON, 2009; RUFF *et al.*, 2007).

Portanto, mesmo com as várias perdas e distúrbios fisiológicos, emocionais e sociais que a LM provoca nas pessoas, a prática da atividade física é uma intervenção fundamental e primordial que promove melhora da independência funcional e qualidade de vida a estas pessoas (BORTOLLOTTI; TSUKAMOTO, 2011; DUTRA, 2009; HALL; BRODY, 2007; SANTOS, 2010), bem como na melhora na capacidade física, nos parâmetros cardiorrespiratórios e no estado geral de saúde e na vitalidade (NASCIMENTO; SILVA; 2007).

Uma das formas de oportunizar a execução de atividade física para pessoas com lesão medular é o treino de marcha. Dentre os vários métodos utilizados para treinamento de marcha (NOOIJEN, TER HOEVE; FIELD-FOTE, 2009), o treino locomotor com suporte parcial de peso (TLSP) (BACKUS; TEFERTILLER, 2008; DOMINGO; SAWICKI; FERRIS, 2007; LUCARELI *et al.*, 2011; TURIEL *et al.*, 2010) destaca-se como uma alternativa que proporciona redução da carga sobre o aparelho músculo esquelético em pessoas com deficiência física como no caso das pessoas com LM (HAUPENTHAL *et al.*, 2008; JAKUBIEC-PUKA *et al.*, 2007), visando estimular a recuperação do controle motor e com o propósito de estabelecer

total ou parcialmente a capacidade de sustentar o peso corporal (DOMINGO; SAWICKI; FERRIS, 2007; HAUPENTHAL *et al.*, 2008; JAKUBIEC-PUKA *et al.*, 2007).

Vieira *et al.* (2011) citam que o TLSP é um meio seguro e confiável que surgiu para inovar a reabilitação funcional da marcha. Artigos analisados mostram que se obtêm melhores resultados com o treino de marcha com suporte parcial de peso do que com o treino convencional de marcha, produzindo efeitos fisiológicos e psicológicos favoráveis (FROOD, 2011; GORASSINI *et al.*, 2009; SOUZA *et al.*, 2009) aos pacientes além de apresentarem melhoras significativas das fases de organização da marcha. Para os mesmos autores, os indivíduos que sofreram LMI e que apresentam uma capacidade neurológica para deambular, se beneficiam muito com o TLSP. Esse benefício é ainda melhor quando associado com eletroestimulação (NASH; ROLLER; PARKER, 2008). O TLSP regular tem demonstrado evidências promissoras na promoção e estímulo das informações sensoriais associadas a parâmetros como, deambulação (DOBKIN *et al.*, 2007); redução de vários fatores de risco para doenças cardiovasculares (HICKS; GINIS, 2008); comportamento da massa óssea, bem como na qualidade e ganho de independência funcional (DUTRA, 2009).

Este método consiste na sustentação parcial do peso corporal do indivíduo, com auxílio de um sistema de suporte, mantendo-o em posição ortostática, enquanto profissionais treinados movimentam seus membros inferiores (MMII), reproduzindo os movimentos da marcha sobre uma esteira elétrica (LUCARELI *et al.*, 2008).

Estudos mostram o aumento da atividade eletromiográfica com o incremento da descarga de peso sobre membros inferiores durante o TLSP (JAYARAMAN *et al.*, 2008). Esse treinamento contribui, portanto, para prevenir a atrofia muscular e alteração na desproporção dos tipos de fibra muscular (lenta, intermediária e rápida) por meio da plasticidade neuromuscular (GIANGREGORIO *et al.*, 2006).

Apesar da aplicação do TLSP na reabilitação da LM ter sido proposta e estudada há mais de vinte anos, ainda não se tem um consenso sobre todos os efeitos que ele pode produzir e nem sobre os parâmetros utilizados na sua aplicação. Há possibilidades de aplicar manual ou roboticamente, na esteira ou no solo, com velocidades relatadas na literatura que variam de 0,16km/h (PROTAS *et al.*, 2001) até 2,5 a 3km/h (WINCHESTER *et al.*, 2009). A frequência semanal também varia bastante de um autor para outro de três (PHILLIPS *et al.*, 2011;

STEWART *et al.*, 2008) até cinco (TURIEL *et al.*, 2010; PROTAS *et al.*, 2001). Da mesma forma, foram encontradas diferentes durações de sessões na literatura indo desde 20 minutos (PROSSER *et al.*, 2007; PHADKE *et al.*, 2009) até 60 minutos (TURIEL *et al.*, 2010; COTIE *et al.*, 2011).

Existem, portanto, diferenças metodológicas na aplicação do treino e nas análises realizadas. Alguns autores dedicam-se a estudar o aprendizado motor (MUSSELMAN *et al.*, 2009; FROOD, 2011), ou seja, buscam compreender como as pessoas adquirem as habilidades motoras. Em contrapartida, outros autores estudam os ganhos físicos após o treinamento (FIELD-FOTE; ROACH, 2011; WESSELS, 2010; SARAF *et al.*, 2010; DUTRA, 2009).

Há vários protocolos de TLSP para lesão medular, porém alguns são somente exequíveis com auxílio órteses eletromecânicas (robôs), pois exigiriam esforço humano demasiado. No contexto de um projeto de pesquisa do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Dutra (2009) e Pereira (2009) propuseram e aplicaram um protocolo de TLSP durante seis meses. Desenvolvimento do sistema de suporte de peso (Pereira *et al.*, 2009). Os resultados da evolução do sinal eletromiográfico e da descarga de peso sobre membros inferiores e superiores dos primeiros três meses de TLSP foram relatados por Pereira (2009). Os resultados para parâmetros fisiológicos tais como densidade mineral óssea, pressão arterial, frequência cardíaca e independência funcional para todos os seis meses de TLSP foram relatados por Dutra (2009).

Permaneceu, portanto, a necessidade de investigar a evolução da descarga de peso e da magnitude dos sinais eletromiográfico eletromiografia ao longo de todas as 24 semanas de TLSP. Dessa forma, seria possível elucidar os reais efeitos de todo o protocolo de treinamento sobre os sistemas musculares. Outra questão em aberto, levantada por Dutra (2009) foi a existência ou não de alguma relação entre a evolução de parâmetros musculares e o comportamento da frequência cardíaca.

Questiona-se aqui se houve interação entre o sistema muscular e o cardio-respiratório, pois o protocolo de TLSP realizado submeteu os indivíduos a uma atividade de grandes grupos musculares (como é recomendado para ganho cardiovascular) com carga variável.

1.1 OBJETIVOS

Tendo em vista o cenário apresentado são propostos os objetivos a seguir.

1.1.1 Objetivo Geral

Investigar o comportamento muscular e da frequência cardíaca durante o período de vinte e quatro semanas de aplicação de um protocolo de treinamento locomotor com suporte parcial de peso em pessoas com lesão medular.

1.1.2 Objetivos Específicos

- a) Determinar a variação da capacidade de sustentação de carga em MMSS e MMII ao longo do período;
- b) Verificar a existência de correlação entre a frequência cardíaca e força suportada pelo indivíduo ao longo do período;
- c) Determinar a variação da amplitude dos sinais eletromiográficos durante as sessões de TLSP ao longo do período.

1.1.3 Hipóteses

H1) Há aumento da capacidade de sustentação de carga em MMSS e MMII ao longo do período de vinte e quatro semanas;

H2) Há correlação positiva entre os valores da média da frequência cardíaca e a força suportada pelo indivíduo ao longo do período de vinte e quatro semanas;

H3) Há aumento da amplitude sinais eletromiográficos ao longo do período de vinte e quatro semanas.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo serão abordados os seguintes assuntos: lesão medular e sua classificação; a técnica do treino locomotor; ganho físico no TLSP; eletromiografia; capacidade de sustentação de carga e frequência cardíaca.

2.1 LESÃO MEDULAR

A LM é um dano neurológico à rede neural responsável pela transmissão, coordenação sensorial e motora, bem como a coordenação autônoma dos órgãos (BRANCO; CARDENAS; SVIRCEV, 2007; NASCIMENTO; SILVA, 2007).

Fechio *et al.* (2009) relatam que a LM apresenta significativas manifestações clínicas (WANG *et al.*, 2007) incapacitantes e permanentes, geradas por insuficiência parcial ou total do funcionamento da medula espinal, decorrente de uma lesão que afeta a integridade anatômica da mesma, sendo que essas manifestações causam alterações na vida cotidiana provocando conseqüências à pessoa com deficiência, a sua família e à sociedade (ALEGRÍA *et al.*, 2008; SISCÃO *et al.*, 2007).

De acordo com Passos de Sá (2011), a Rede SARAH¹, referência no atendimento de LM, realizou, no período de 01 de janeiro de 2009 a 30 de junho de 2009, levantamento das internações por Causas Externas, em quatro de seus hospitais, em que foram contemplados os de Brasília, Salvador, Belo Horizonte e São Luís, sendo que 63,3% das 1.787 internações ocorridas foram de LM e, que a principal causa no período abordado foi os acidentes de trânsito (42,7%), seguido por ferimento por arma de fogo (26,4%), acidentes por mergulho e quedas (8%) e outras causas (14,9%).

Dependendo do nível da lesão, ela poderá acarretar déficits motores e

¹REDE SARAH DE HOSPITAIS DE REABILITAÇÃO: centro de referência nacional e internacional constituída por nove unidades hospitalares representando um espaço para reprodução e aperfeiçoamento dos princípios, conceitos e técnicas de diversas patologias neurológicas, problemas ortopédicos e dentre outras especializações. 2011. Disponível em <<http://www.sarah.br>>.

sensitivos, originando as classificações de tetraplegia e paraplegia (FRANZOI *et al.*, 2009), conforme ilustra a figura 1.

A tetraplegia caracteriza-se por perda funcional e sensitiva acima do nível neurológico de C-8. Ocorre diminuição funcional de membros superiores e inferiores, tronco e órgãos pélvicos (DITUNNO; SCIVOLETTO, 2009; KAY; DEUTSCH; WUERMSER, 2007).

A paraplegia caracteriza-se por perda funcional abaixo do nível neurológico de C-8. Há diminuição ou perda da função motora e/ou sensitiva dos segmentos torácicos, lombares ou sacrais no cordão medular, podendo haver lesão de elementos neurais dentro do canal medular. As funções de membros superiores estão preservadas, mas dependendo do nível de lesão, o tronco, os membros inferiores e os órgãos pélvicos podem estar comprometidos (SCIVOLETTO *et al.*, 2008).

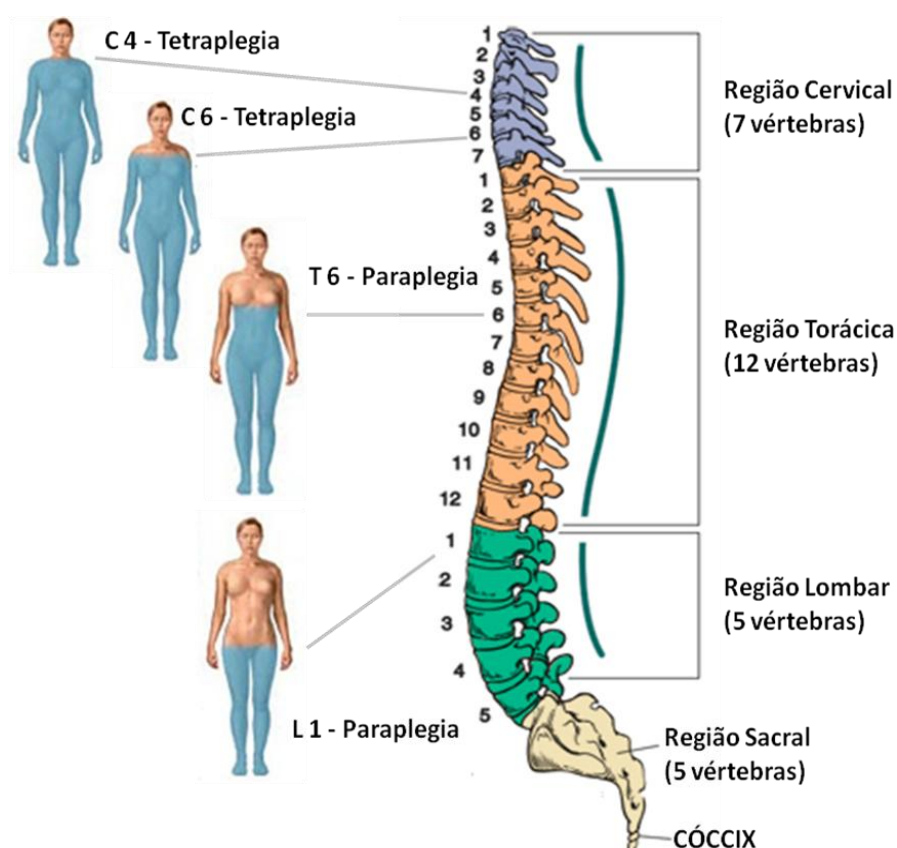


Figura 1: Níveis de Lesão Medular com sua classificação de comprometimento.

(Adaptado de O Guia do Fisioterapeuta em http://www.paraplegicos.com/2011_04_01_archive.html)

Imediatamente após a LM, existe um período em que o indivíduo apresenta paralisia muscular flácida e perda dos reflexos tendíneos abaixo do nível da lesão. Denomina-se este período de “choque medular”; que pode durar de dias (1 a 3) até semanas após a lesão, seguido pelo desenvolvimento gradual de hiperreflexia e espasmos involuntários (DAWODU, 2007). Ocorre ainda arreflexia (ausência de reflexos), perda da movimentação voluntária e da sensibilidade (SCIVOLETTO *et al.*, 2008).

O retorno dos reflexos indica o término do período de choque medular e, quando isto ocorre sem que haja o retorno das funções motoras e sensitivas, prevê-se prognóstico de uma LM grave e completa (DITUNNO; SCIVOLETTO, 2009; FRANZOI *et al.*, 2009).

Em função das diversas alterações fisiológicas como: mudanças metabólicas e hormonais, musculares, ósseas, cardiorrespiratórias, disfunções autonômicas e relativas ao controle das funções vesical, intestinal, e sexual, a LM determina um novo cotidiano para o acometido com mudanças e adaptações nos diversos papéis e atividades que desenvolvia (DITUNNO; SCIVOLETTO, 2009; QIN; BAUMAN; CARDOZO, 2010). Caberá a pessoa com LM encontrar novas formas de vivências para adquirir autonomia e independência nas suas novas atividades (CATUSSO *et al.*, 2010; ECHEVERRÍA *et al.*, 2011).

De acordo com Amaral (2009), a adaptação a esta nova condição vai depender do tipo de lesão que o indivíduo sofreu e seu prognóstico (VAN HEDEL; DIETZ, 2010) bem como de outras condições como o tipo de personalidade, do nível educacional, social e cultural do indivíduo que irão interferir na aceitação da nova realidade e conseqüentemente nas intervenções ao tratamento.

A *American Spinal Injury Association* (ASIA) (2003) desenvolveu uma classificação neurológica padronizado para a LM, que é aceita mundialmente. Nesta classificação são definidos os níveis neurológico, sensitivo e motor de lesão que em conjunto formam um escore de acordo com a gravidade e da extensão da lesão (DAWODU, 2007). Essa classificação foi obtida pela modificação de uma escala denominada de Frankel, buscando uma melhor especificação desta última. A classificação da ASIA é organizada em cinco categorias ou graus de incapacidade (QUADRO 1), nomeadas pelas letras A, B, C, D e E, em grau decrescente de distúrbio ou incapacidade (DIMITRIADIS *et al.*, 2010).

Categoria	Caracterização
A - lesão completa	Sem preservação sensitiva ou motora nos segmentos sacrais
B - lesão incompleta	Preservação sensitiva, não motora abaixo do nível neurológico até os segmentos sacrais S4-S5
C - lesão incompleta	Preservação motora abaixo do nível neurológico, com a maioria dos músculos-chave abaixo desse nível com grau de força muscular menor que três
D - lesão incompleta	Função motora preservada abaixo do nível neurológico com a maioria dos músculos-chave abaixo desse nível com grau de força muscular maior ou igual a três
E - normal	Funções motora e sensitiva preservadas

Quadro 1 - Categorias das lesões medulares usado no protocolo da ASIA

Fonte: *American Spinal Injury Association* (2003).

2.2 TREINO LOCOMOTOR NA LESÃO MEDULAR

De acordo com Froot (2011), o TLSP é um método que favorece as demandas de controle postural e equilíbrio. Portanto, esse método no treinamento da deambulação é uma forma de dirigir a postura, o equilíbrio e a coordenação em um ambiente seguro, eficiente e bem orientado; melhorando a capacidade de locomoção dos pacientes, pois tem um papel importante em manter os neurônios ativos. O mesmo autor cita que não é o tratamento individual mais benéfico, mas combinando-o com outras técnicas, como FES (NASH; ROLLER; PARKER, 2008) e ou farmacologia, fornece uma ótima opção antes de técnicas de regeneração se tornarem disponíveis. Enquanto isso, esse método pode ser utilizado como uma forma de atividade física para a LM e com isso os benefícios quanto às alterações secundárias do organismo após a lesão são combatidos através da prática de atividade física com o TLSP (DOBKIN *et al.*, 2006; WESSELS *et al.*, 2010).

Os trabalhos iniciais de TLSP foram de Lois Finch e Hugues Barbeau (HAUPENTHAL *et al.*, 2008), sendo o pesquisador canadense Hugues Barbeau o pioneiro no uso de TLSP. A fundamentação teórica para o desenvolvimento do TLSP advém dos trabalhos que estudaram a recuperação da locomoção em gatos com LM. Os gatos adultos com LM completa foram incapazes de movimentar suas patas traseiras logo após a lesão; quando colocados na esteira e estimulados a andar com o suporte de peso, após sete meses de TLSP, os gatos conseguiram dar passos com suas patas traseiras.

Uma possível explicação neurofisiológica para estas respostas motoras seria que o movimento contínuo da esteira e a repetição das passadas poderiam estimular os circuitos neurais de controle da locomoção, que compõe o chamado gerador central de padrões (GCP) de nível medular (FROOD, 2011).

O GCP é responsável por produzir o padrão cíclico da marcha mesmo após a LM, pois se encontra na medula espinhal (ROSSIGNOL *et al.*, 2007). A ativação do GCP durante o treinamento na esteira poderia favorecer os processos de plasticidade neural, regulando a interação entre o GCP e a atividade reflexa periférica. O treino estimula a atividade neuronal e produz uma melhor ativação dos centros espinais de controle da locomoção. Desta forma, as respostas sinápticas e celulares dos circuitos de controle do GCP poderiam ser mais flexíveis ou moduladas de forma mais adequada na esteira do que no solo.

Dobkin *et al.* (2007) ressalta que independente de aferências sensoriais ou comandos supraespinhais, o GCP mantém os padrões oscilatórios de flexão e extensão dos membros inferiores para promover a marcha.

Lucareli *et al.* (2008, 2011) e Forrest *et al.* (2008) relatam que o TLSP tem sido proposto como uma alternativa para reabilitação de pessoas com LM com o intuito de desenvolver ao máximo o potencial residual do organismo, proporcionando a reintegração na convivência familiar, profissional e social, bem como na busca da recuperação da deambulação parcial ou total para as patologias neurológicas.

Existe maior facilidade para o treino de marcha na esteira que o treino de marcha convencional (SILVA, 2007). Esta facilidade é gerada pelo apoio de tronco que o suporte gera (GORGEY *et al.*, 2010), com este apoio de tronco existe uma maior segurança sem o risco ou temor de queda pelo paciente (LEÃES *et al.*, 2005). A suspensão permite uma variação na carga que os MMII que irão suportar a mesma, gerando a oportunidade do indivíduo de realizar a deambulação nas condições que são necessárias para que ele possa realizar este movimento (BARBEAU; VISITIN *et al.*, 2003; FIELD-FOTE, 2001). Além de treinar a marcha, a posição ortostática, diminui quadros de pressão excessiva a qual pode ser fator para dano endotelial. Esse dano pode ocorrer devido ao fato de pessoas com LM passarem, boa parte do tempo, sentadas facilitando circulação inadequada e reduzindo a perfusão de tecidos periféricos, conseqüentemente promovendo úlceras por pressão (KAWAGUCHI *et al.*, 2004).

Diversos estudos apontam para o potencial do TLSP, que favorece o ganho de capacidade aeróbica, redução do risco de doenças cardiovasculares, melhora da autoimagem, autoestima e satisfação com a vida e manutenção da densidade mineral óssea pelo efeito mecânico a partir da contração muscular (DUTRA, 2009; FORREST *et al.*, 2008; HAUPENTHAL *et al.*, 2008; LUCARELI *et al.*, 2008).

O TLSP em pacientes com LMI pode ser um importante aliado na reabilitação motora, principalmente por meio da plasticidade neural o que proporciona o aprendizado de um novo padrão de marcha (FIELD-FOTE; ROACH, 2011; GORGEY *et al.*, 2010; LAM; PAUHL; KRASSIOUKOV, 2011; MANELLA; TORRES; FIELD-FOTE, 2010; NOOIJEN; TER HOEVE; FIELD-FOTE, 2009; SARAF *et al.*, 2010; WESSELS *et al.*, 2010). Esse aprendizado depende de *inputs* sensoriais específicos, associados com o desempenho de uma tarefa motora e a prática repetitiva desta tarefa (MAESTRO, 2010). Lucareli *et al.* (2008), avaliaram a cinemática linear da marcha e a qualidade de vida de doze pacientes com LMI com origem traumática com menos de 12 meses de lesão. Após 12 semanas de treino de marcha com suporte de peso em esteira, com evolução decrescente para o suporte de peso corpóreo, verificaram melhora na velocidade, tempo do ciclo, tempo de apoio, tempo de balanço, comprimento do passo, distância percorrida e cadência. No entanto, não observaram melhora na qualidade de vida dos pacientes.

Nos casos de lesão medular incompleta, em que o potencial para deambular está presente, o aprendizado neuromotor traz melhoras da biomecânica dos MMII como pelve e tornozelo por meio de aumento da amplitude de movimento das articulações envolvidas (HICKS *et al.*, 2005) e na força dos MMII (MULROY *et al.*, 2010) garantindo uma maior estabilidade durante a marcha (STEWART *et al.*, 2008). Essas mudanças contribuem com a melhora do controle motor (NASH; ROLLER; PARKER, 2008), que se reflete no aumento da velocidade (WALKER *et al.*, 2010) e da independência da marcha (FIELD-FOTE; ROACH, 2011). Na reabilitação neurofuncional da marcha o TLSP mostrou ser capaz de melhorar a habilidade de realizar passos, em casos com LMI, sendo que vários indivíduos obtiveram maior cadência, apresentando passos mais longos e mais velozes, proporcionado desta forma satisfação pessoal de seu desempenho físico melhorando a qualidade de vida por meio da prática desta atividade física (DOBKIN *et al.*, 2006; FIELD-FOTE; ROACH, 2011; KNIKOU, 2010; WESSELS *et al.*, 2010).

O TLSP em pessoas LMI é fundamental para a recuperação física, principalmente por meio da plasticidade neural (FIELD-FOTE; ROACH, 2011; GORGEY *et al.*, 2010; LAM; PAUHL; KRASSIOUKOV, 2011) e com o uso de células tronco (FORET *et al.*, 2010).

O TLSP pode ser realizado por movimentos passivos, realizados pelo terapeuta ou roboticamente assistidos, em que um exoesqueleto (órtese) robótico auxilia o movimento (BORGGRAEFE *et al.*, 2010; MAESTRO, 2010), além de, também poder ser implementado com técnicas como a realidade virtual (WALKER *et al.*, 2010) ou em conjunto com estimulação elétrica funcional (DITUNNO; SCIVOLETTO, 2009), este recurso, estimulação elétrica funcional, também é utilizado separadamente para treino da marcha (DITUNNO; SCIVOLETTO, 2009).

A aplicação da estimulação elétrica funcional gera efeitos momentâneos como a movimentação articular por meio da contração muscular. E em longo prazo, promove o fortalecimento do tecido muscular, melhora a condição cardiorrespiratória e desenvolve a plasticidade das vias neuronais (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011). Estudos demonstram que a aplicação da estimulação elétrica funcional em LM auxilia na aquisição do equilíbrio postural (GOLLEE; HUNT; WOOD, 2004), garante estabilidade ao movimento durante a execução da marcha, além de aumentar a velocidade e coordenação desta (BAILEY *et al.*, 2010). Outro estudo evidenciou aumento na largura da passada de pacientes com LM que foram treinados com a estimulação elétrica funcional (TRASHER; FLETT; POPOVIC, 2006).

Como já mencionado na Introdução, não há um consenso sobre os parâmetros utilizados na aplicação do TLSP. Alguns autores utilizam o treino com auxílio manual com tempo de sessão de 30 min, com 30% de descarga de peso corporal, velocidade de 3,85 km/h e frequência de dois dias por semana (DOBKIN *et al.*, 2006); outros um tempo de 15 min, com 60% de descarga de peso corporal, velocidade de 0,6 km/h e somente três sessões de treino (MARTIN-GINIS; LATIMER, 2008). Gorassini *et al.* (2009) utilizaram um tempo de 60 min, velocidade de 2,16 km/h, frequência de cinco dias por semana, com auxílio manual, porém não citam a porcentagem de descarga de peso. Além dos parâmetros utilizados para o treino com auxílio manual, outros autores optam pelo treino robotizado no qual também não há consenso quanto aos parâmetros, podendo ser com tempo de 60 min, velocidade de 1 a 1,9 km/h (LAM *et al.*, 2007); ou, tempo de 15,7 min, 26% de

descarga de peso corporal, velocidade de 2,88 km/h, frequência média de 1,16 dias por semana (YOUNG *et al.*, 2009).

Há variações também, nos objetivos e resultados obtidos em cada estudo sobre TLSP aplicado à LM, como ilustram os parágrafos a seguir.

Behrman *et al.* (2008) realizaram TLSP com uma criança de quatro anos e meio com LM incompleta ASIA C lesão C-7, 3 meses de lesão. O tratamento foi de dezesseis meses, com total de setenta e seis sessões de 20 a 30 min de TLSP. Logo após o primeiro mês de tratamento apresentou passos voluntários, progredindo com habilidade para deambular com andador com rodas. No final do treino locomotor, andava de forma independente, com melhora significativa da velocidade da marcha. Não houve mudança no escore dos músculos chaves².

Musselman *et al.* (2009) avaliaram quatro pessoas com LM incompleta, ASIA C. A pesquisa foi dividida em três fases de treino. Cada fase do tratamento teve duração de três meses, 1 h cada sessão, cinco vezes na semana. Na primeira fase todos os indivíduos iniciaram o tratamento com TLSP. Na fase dois, dois desses indivíduos receberam o tratamento com treino de habilidades (andar em diferentes superfícies, treino de marcha com obstáculo, andar longas distâncias e outros) e o restante continuou com o TLSP. Na terceira fase do tratamento, inverteu-se a ordem do tratamento. Os resultados deste estudo apontam aumento em relação à velocidade e condicionamento da marcha, para todos os indivíduos ($\geq 0,05$ m/s), particularmente na fase do treino de habilidade.

Os estudos de Gorassini *et al.* (2009) apresentam três grupos de estudo (grupo 1, n =8; indivíduos hígidos, grupo 2, n=8 e grupo 3, n = 6). Os grupos dois e três com LM ASIA C e D e tempo médio de lesão de oito meses. Todos os grupos realizaram catorze semanas de TLSP, com sessões de 1 h, por cinco vezes por semana. Os resultados obtidos na eletromiografia mostram que o músculo tibial anterior e isquiotibiais apresentaram maior ativação após o treinamento no grupo dois. Os autores destacam também que os ganhos funcionais com o TLSP para pessoas com LM crônica, podem modificar os padrões de ativação muscular que ocorrem após a lesão.

² Músculos Chaves: músculos analisados na investigação do nível motor da lesão medular espinhal (MAYNARD, 1997).

2.2.1 Ganhos Físicos no TLSP

Outros parâmetros muito estudados no TLSP em LM são a FC (CARVALHO *et al.*, 2006; DUTRA, 2009; MYERS; LEE; KIRATLI, 2007) e a pressão arterial (PA) (DUTRA, 2009; SIDOROV *et al.*, 2008); o que denota a relevância de suas interpretações clínicas e fisiológicas. Esses dados mostram a importância da prática do treino locomotor, do ponto de vista fisiológico, uma vez que se pode observar que houve alterações nos parâmetros avaliados. Os autores Carvalho *et al.* (2006), Myers, Lee e Kiratli (2007), Sidorov *et al.* (2008), corroborados por Dutra (2009), concluíram que a pessoa acometida de LM mantém a habilidade de apresentar respostas positivas na regulação autonômica do sistema cardiovascular a partir do TLSP sem intolerância à posição ortostática. Crawford *et al.* (2008) citam que a prática de atividades na LM contribui para melhora das AVD's, bem como da promoção do bem-estar físico e social e reduz a incidência de complicações clínicas.

Para pessoas com LM inúmeras alterações fisiológicas e metabólicas, como as alterações na composição corporal podem ser observadas nos primeiros seis meses após a LM, caracterizada por uma redução da massa muscular total e aumento na porcentagem de tecido adiposo associados com a redução do metabolismo (GATER, 2007); perda da massa muscular e óssea (JAYARAMAN *et al.*, 2008; REITER *et al.*, 2007).

Os estudos de Forsythe *et al.* (2008) relatam que a diminuição da massa muscular contribui para a diminuição da taxa metabólica basal e que a drástica redução de atividade física decorrente da vida em cadeira de rodas contribuem para o aumento do percentual de gordura corporal, inclusive da adiposidade abdominal, que está intimamente relacionado à ocorrência de doenças cardiovasculares e diabetes. São encontrados elevados valores de percentual de gordura nas MMII, região mais afetada pela imobilização, bem como na região do tronco (MARUYAMA *et al.*, 2008; McDONALD *et al.*, 2007), portanto, a obesidade é comumente observada em indivíduos com LM (GATER, 2007). Para D'Oliveira (2011), a relação clara entre a prática de exercício físico, a melhora da distribuição de gordura com menor concentração no tronco e as concentrações reduzidas de proteína C-reativa ultrasensível (PCR-us)³, possivelmente, levam à redução do risco de

³PCR-us: um biomarcador inflamatório. Preditor independente de futuros eventos cardiovasculares, além de prever o risco de incidência de hipertensão e diabetes (RIDKER, 2007).

desenvolvimento de doenças cardiometabólicas, importante causa de morte neste grupo.

Miyahara *et al.* (2008), relatam que atletas com LM que praticavam diferentes modalidades, como basquete, atletismo e tênis apresentavam maior densidade mineral óssea no rádio do que os atletas sem LM. Entretanto, a densidade mineral óssea total e do fêmur eram significativamente menores do que nos atletas sem LM.

Assim sendo, realizar atividades físicas ou treinamentos regularmente (de qualquer espécie) contribui para a melhora na capacidade física e qualidade de vida das pessoas com LM influenciando positivamente nos parâmetros cardiorrespiratórios, nos aspectos físicos, sociais e de bem-estar, no estado geral de saúde, na vitalidade, na independência funcional na realização das AVD's (KRAUSE; CARTER; BROTHERTON, 2009; MUSSELMAN *et al.*, 2009; NASCIMENTO; SILVA, 2007; RUFF *et al.*, 2007), trazendo inúmeros benefícios às pessoas com LM.

Pesquisa realizada por Crawford *et al.* (2008) com pessoas com deficiências de mobilidade cita que os participantes que foram identificados como tendo um elevado nível de atividade física relataram aumento da qualidade em relação a saúde e um maior nível de reintegração à comunidade em comparação aos participantes, que descrevem seu nível de atividade física como baixa ou inativo.

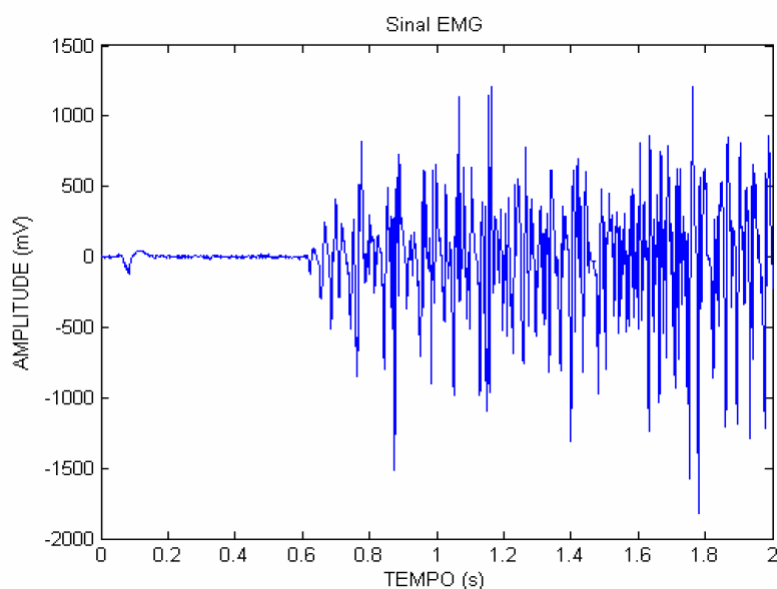
De acordo com a pesquisa realizada por Santos (2010) a média da Medida de Independência Funcional (MIF) dos indivíduos com LM praticantes de atividade física, bem como do domínio da saúde mental e vitalidade apresentou valor superior se comparada com a média dos sedentários.

O TLSP por ser uma modalidade de atividade física e, pode contribuir para promoção dos benefícios acima citados. De fato, o estudo de Dutra (2009), já mencionado na introdução relata que a qualidade do sono melhorou nos primeiros dois meses e se manteve boa até o final do período de treino; a presença de edema decaiu e, a partir do segundo mês de treino não foi mais relatada; a frequência de evacuação passou de uma vez a cada cinco ou seis dias para todos os dias após a vigésima primeira semana. Para alguns indivíduos, os treinos também tiveram influencia positiva sobre a espasticidade. Houve aumento na DMO média do fêmur total que, apesar de pequeno ($0,05 \text{ g/cm}^2$), foi significativo ($p=0,034$). O valor médio da MIF passou de $105,13 \pm 4,76$ para $108,75 \pm 1,38$ ($p=0,028$) revelando ganho de independência após vinte e quatro semanas de treinamento.

2.2.2 Eletromiografia

A eletromiografia de superfície (EMG) é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis (MARCHETTI; DUARTE, 2006), e está fundamentada no fenômeno conhecido como potencial de ação, que provoca uma série de eventos na fibra muscular e que culmina com o encurtamento ou deslizamento das suas estruturas que, no conjunto, denomina-se acoplamento eletromecânico. É um dos métodos clássicos utilizados para registrar a atividade de um determinado músculo, além de ser uma ferramenta importante na análise clínica da marcha, pois, fornece informações relevantes sobre o *timing* de ativação da musculatura envolvida no movimento, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Pode ser dividida em EMG de superfície (eletrodos transcutâneos de Ag-AgCl), e percutânea (por meio de agulhas inseridas na musculatura) (MASSÓ *et al.*, 2010).

A EMG é utilizada para determinar o grau de participação muscular em determinado movimento, em qual momento determinado músculo participa e, se participa de maneira significativa na ação muscular (AHMADI *et al.*, 2007). É apresentado na figura 02 (a) um exemplo de sinal eletromiográfico com boa razão sinal/ruído e, na figura 02 (b) é apresentado um sinal EMG ruidoso com baixa razão sinal/ruído.



(a)

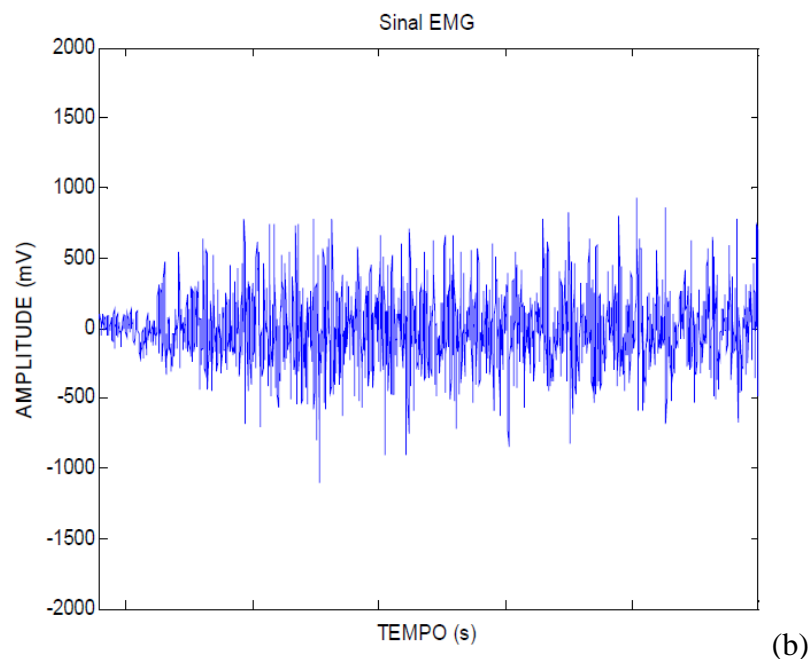


Figura 02: Exemplo de sinal de EMG com boa razão sinal/ruído (a) e com um sinal EMG ruidoso com baixa razão sinal/ruído (b)

Fonte: Marchetti e Duarte (2006)

Portanto, a compreensão do nível de atividade muscular é de grande importância para diversas linhas de pesquisas, uma vez que esse método permite a compreensão da atividade global no sistema neuromuscular de forma não invasiva, pois a EMG é largamente usada para melhor compreensão do envolvimento neuromuscular em resposta ao exercício (CALLAGHAN; MCCARTHY; OLDHAM, 2009).

Após a aquisição do sinal de EMG deve-se escolher o método de processamento para a interpretação do sinal. Para tal, leva-se em conta características importantes do sinal de EMG que são: sua amplitude e sua frequência. Existem duas maneiras para representar essas características importantes: análise no domínio do tempo (ou temporal), que descreve quando um evento ocorre e qual é a sua amplitude (figura 3a); e análise de frequência (ou espectral), representada na figura 3b, (ROBERTSON, 2004), onde se utiliza a determinação do espectro de frequências através da transformada de Fourier.

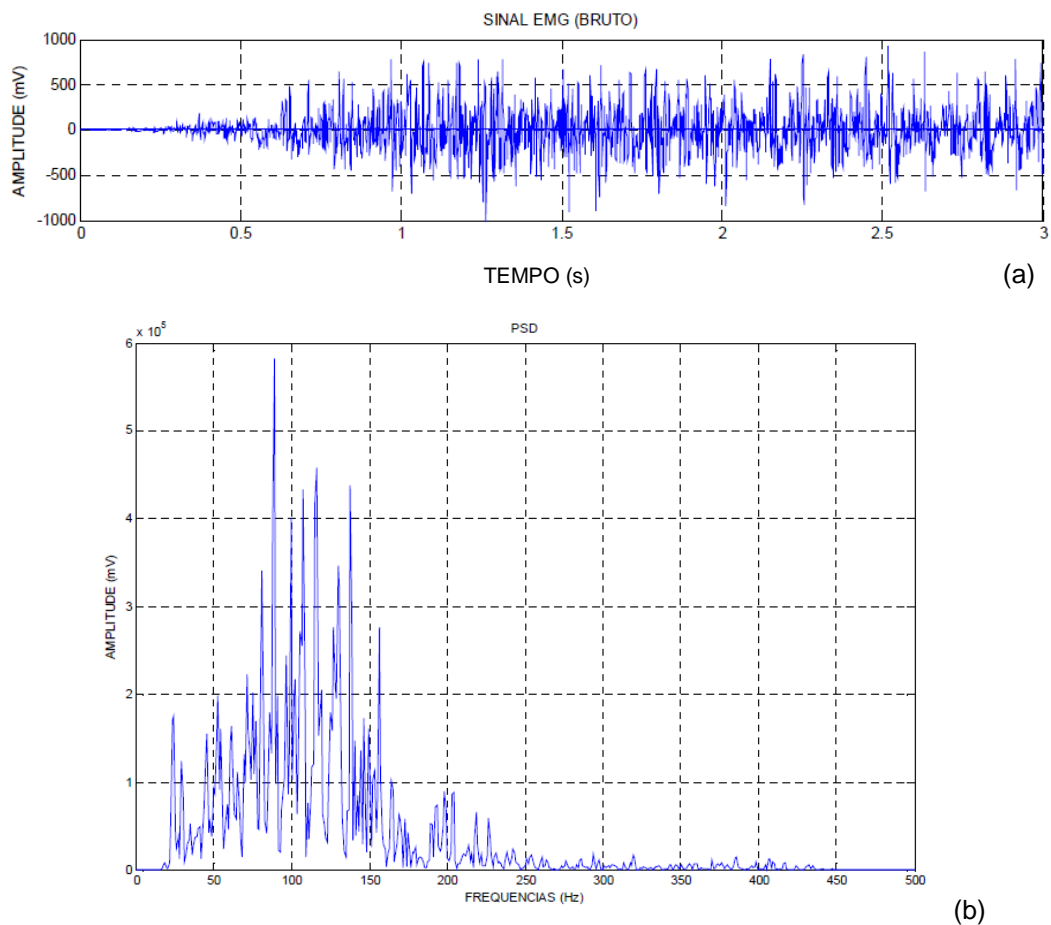


Figura 03: Exemplo de análise temporal de sinal de EMG (a) e análise espectral (b). Fonte: Marchetti e Duarte (2006)

A partir da aquisição do sinal de eletromiografia em função do domínio do tempo existem diversas formas de processamento a serem utilizadas como: envoltório linear, retificação, integração e *root mean square* (RMS) ou valor eficaz (DE LUCA, 1997). Estes parâmetros estão relacionados à amplitude do sinal de EMG e, representam a intensidade da contração. Há ainda outro parâmetro considerado convencional, a frequência mediana ou frequência mediana de media potência (*median frequency* – MDF ou *mean power frequency* – MPF) (BILODEAU *et al.*, 2003). Estes parâmetros caracterizam o espectro do sinal, ou seja, a distribuição de sua potência nas frequências que o compõem e estão relacionados com a velocidade de condução do potencial de ação. Fatores metabólicos afetam esta velocidade e alteram estes parâmetros na presença de fadiga muscular (BILODEAU *et al.*, 2003).

Conforme DE LUCA (1997) o valor RMS é uma média eletrônica que representa a tensão média ao longo do ciclo de estudo, que fornece uma saída representativa da intensidade de sinal eletromiográfico.

A EMG tem aplicações, tanto em pesquisa quanto em práticas clínicas, como no TLSP, permitindo registrar a atividade muscular, sendo um parâmetro importante na avaliação de patologias com distúrbios do movimento e distúrbios neurológicos que afetam a marcha (MASSÓ *et al.*, 2010).

Um estudo com EMG em paraplégicos indica que a região lombossacra da medula espinhal, embora com desconexão ao encéfalo, pode responder com atividades motoras relacionadas à marcha (BERES-JONES; HARKEMA, 2004), ou seja, responde em nível de arco reflexo.

A EMG tem se mostrado um meio para avaliar o tecido neuromuscular, e pode ser associada a outras técnicas de registro fisiológico (HELLER *et al.*, 2011) para avaliação de procedimentos cirúrgicos e em terapias (MALONE *et al.*, 2011; TAN *et al.*, 2011), como no TLSP, permitindo a análise temporal e espectral do potencial elétrico neuromuscular (MERLETTI; LO CONTE, 1995).

A EMG como recurso de avaliação da ativação de diversos grupos musculares em estudos com TLSP vem sendo empregado com frequência, possibilitando identificar o TLSP como um dos meios de reabilitação indicados para a evolução e manutenção da marcha. Uma importante resposta a tal evolução se refere à qualidade de modulação da atividade elétrica dos músculos das extremidades inferiores e um aumento da habilidade para suportar o peso corporal. Isto sugere que centros locomotores espinhais podem ser ativados em pacientes com LM de uma maneira similar com o que ocorre no treinamento de gatos com lesões medulares (FROOD, 2011; VAN DE CROMMERT, 1998).

Hicks e Ginis (2008) enfatizam a utilização do TLSP para ganho de massa muscular após a LM, afirmando que este, assim como a composição muscular, são fundamentais para o ganho de força, para a reabilitação do potencial da função de deambulação. Eles sustentam a afirmativa por meio de estudo em indivíduos com severa atrofia muscular nos primeiros seis a doze meses pós-trauma, e que apresentaram mudança na distribuição dos tipos de fibras musculares. HÄKKINEN *et al.* (2003) mostraram que com o aumento da força e mudanças na condição muscular tem-se um aumento na amplitude da EMG.

Procedimentos descritos nos estudos sobre TLSP nos quais foram avaliados sinais EMG, utilizam diferentes sistemas de aquisição de sinais, diferindo principalmente em relação aos filtros utilizados. Mulroy *et al.* (2010), avaliaram os efeitos do TLSP sobre o sinal eletromiográfico de pacientes pós acidente vascular

encefálico. Estes autores coletaram o sinal de eletrodos intramusculares e empregaram um filtro passa-faixa com largura da banda de 150 a 1.000Hz; os dados foram digitalizados com uma taxa de amostragem 2.500Hz, sendo que a intensidade do músculo sóleo teve atividade EMG maior durante a execução marcha do grupo intervenção quando comparado ao grupo controle (MULROY *et al.*, 2010).

Phadke *et al.* (2009) avaliaram o efeito do TLSP sobre reflexo H de pessoas com lesão medular incompleta. Para tanto, os autores utilizaram o sinal eletromiográfico de superfície dos músculos dos membros inferiores, amplificado em 1.000 vezes por um sistema com resposta em frequência de 20Hz a 4kHz e amostrado a 10kHz por canal. Phadke *et al.* (2009) detectaram que a depressão do reflexo de resposta muscular foi significativamente menor no grupo de LM quando comparado com indivíduos hígidos. Gorassini *et al.* (2009) avaliaram o efeito do TLSP sobre a atividade muscular de pessoas com lesão medular. Para tanto, utilizaram um sistema que digitalizava os sinais com uma taxa de 5kHz, amplificava-o de 500 a 1.000 vezes e filtrava-os com faixa de passagem de 10 a 1.000Hz. Os autores, constataram que houve aumento da atividade EMG dos músculos tibial anterior e bíceps femoral e diminuição da atividade muscular do quadríceps durante a co-contracção, o que é característico da recuperação funcional da marcha (GORASSINI *et al.* , 2009).

2.2.3 Capacidade de Sustentação de Carga no TLSP

A carga é um estímulo essencial no TLSP, sem a qual não haverá benefícios ou estímulos suficientes para os MMII (DIETZ; HARKEMA, 2004). Entretanto, deve-se observar a graduação progressiva dessa carga, pois uma carga excessiva no início do programa dificulta a movimentação dos membros inferiores dos indivíduos (DIETZ *et al.*, 1998). Desta forma, a carga ideal para iniciar o treino é a máxima que permita uma movimentação ritmada dos MMII dos indivíduos (DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997). Além disso, a descarga corporal adequada depende do nível da lesão (DIETZ; MULLER; COLOMBO, 2002), pois um indivíduo que possui um comprometimento motor menor poderá sustentar uma carga maior nos membros inferiores devido ao controle remanescente.

Em relação ao ajuste da descarga durante o TLSP, de acordo com Beres-Jones e Harkema (2004), este pode ser feito através mensuração do valor médio da força em uma série de passos. Ou ainda, com o indivíduo suspenso na posição ortostática, fazer ajustes até atingir a descarga de peso corporal esperada (PATIÑO *et al.*, 2007).

De acordo com Dobkin *et al.* (2003), a variação ideal da carga inicial está entre 20 a 50% do peso corporal da pessoa, podendo ser aumentada gradativamente de acordo com a evolução do treino de cada indivíduo.

A remoção de carga mecânica por um período crônico resulta numa diminuição mensal de 3% a 6% da densidade óssea das regiões na massa dos ossos em desuso (DEMULDER *et al.*, 1988).

De acordo com Ouriques (2000), a atividade física fortalece a estrutura corporal e auxilia sua integridade, onde o desenvolvimento dos ossos é regulado parcialmente pela pressão exercida sobre eles. Assim sendo, uma estimulação contínua com pressão (carga) apropriada, resultará em uma maior deposição de nutrientes. O inverso é verdadeiro: ossos em desuso tendem a perder densidade, tornando-se menos espessos e mais fracos. Rennó *et al.* (2007) reforçam a idéia de que há aumento da resistência óssea em resposta à aplicação de cargas mecânicas e, uma diminuição da densidade mineral óssea em situação de ausência de estímulos mecânicos.

Entretanto, ainda permanecem com dados a serem elucidados, pois na literatura não há uma uniformidade em relação ao protocolo a ser utilizado na regulação da descarga do peso corporal (DOBLARÉ; GARCIA; GOMÉZ, 2004).

2.2.4 Frequência Cardíaca

Cada vez mais, há maior consenso da importância de exercícios físicos para pessoas com LM que possuem um maior índice de patologias relacionadas à inatividade do que a população geral (ANNEKEN *et al.*, 2010; TURIEL *et al.*, 2010). Dentre essas patologias, destacam-se doenças cardiovasculares e dificuldades das funções respiratórias em virtude do decréscimo da capacidade aeróbica (ABRAMS *et al.*, 2011).

Ditor *et al.* (2005) usaram o TLSP e estudaram a regulação autonômica da FC e da PA em oito tetraplégicos B e C (ASIA) incompletos. Os autores realizaram um programa de treinamento de seis meses observando a distância de deambulação a cada sessão de treinamento, efeitos do treinamento sobre a FC, PA, variabilidade da frequência cardíaca (VFC) e variabilidade da pressão arterial (VPA) de repouso, efeitos do treinamento sobre a FC, PA, VFC e VPA de repouso em posição ortostática. Os autores relatam que houve significativa diminuição na FC e PA em repouso após os seis meses de treinamento.

Pela sua importância e facilidade de mensuração, o comportamento da FC durante o exercício em LM tem sido alvo de inúmeros estudos nos últimos anos (CARVALHO *et al.*, 2006; FURLAN; FEHLINGS, 2008; SAULINO, 2012), o que denota a relevância de sua interpretação clínica e fisiológica.

Quanto à intensidade do exercício, a FC é o método preferido de monitoração devido à praticidade da sua obtenção, em relação a outros métodos como, consumo de oxigênio (VO_2), percepção subjetiva do esforço (PSE) (BADEN *et al.*, 2005), e os limiares ventilatórios e lactato (GRAEF; KRUEL, 2006). A FC pode fornecer informações em relação à intensidade do esforço, para estabelecer a intensidade de um treinamento e o estado de aptidão física em que se encontra o indivíduo (GRAEF; KRUEL, 2006) e, conseqüentemente, as adaptações que podem ser determinadas pelo exercício aeróbio (DENADAI; RUAS; FIGUEIRA, 2005).

Com a atividade física ocorre alteração da FC, esta alteração é um reflexo da demanda energética, e seu aumento está diretamente relacionado com o aumento do consumo de oxigênio por parte da musculatura esquelética que realiza a atividade física (DENADAI; RUAS; FIGUEIRA, 2005).

Faria, Moreira e Catarino (2005) realizaram um estudo com o paciente conectado ao suporte de peso corporal e com auxílio de um andador fixo, realizava o treino de marcha numa pista de 10 metros por cerca de 30 minutos, duas vezes na semana. Após vinte e uma sessões de 30 min, duas vezes por semana, verificaram redução da pressão arterial de 150/100 mmHg para 120/80 mmHg e aumento da distância percorrida de 30 m para 70 m. Verificaram ainda, considerável redução do tempo de duração de cada volta na pista de 10 metros e redução da FC de repouso e das FC de pico, havendo expressiva melhora no desempenho físico do voluntário.

Hayes *et al.* (2005) avaliaram a exatidão da FC para estimar a energia gasta por indivíduos com LM completa e incompleta durante a atividade física (n=30), e

como resultado de tal avaliação verificaram que a FC pode ser utilizada como uma variável determinante de energia gasta.

No estudo realizado por Nascimento e Silva (2007), verificou-se que a prática da atividade física influencia na evolução dos parâmetros cardiorrespiratórios, sendo essa maior para indivíduos paraplégicos do que tetraplégicos.

Um estudo realizado com LM completa (n = 8) objetivou mensurar os parâmetros cardiovasculares durante oitenta sessões de treino locomotor, onde se verificou melhora nos parâmetros hemodinâmicos: diminuição da PA após o treino e controle nas respostas de estresse ortostático (HARKEMA, 2008).

De acordo com Jack *et al.* (2011), a intensidade da marcha durante treino locomotor robotizado é baixa e insuficiente para aumentar a capacidade cardiorrespiratória em pessoas com LM.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para atingir os objetivos deste trabalho foram analisados sinais de força, eletromiografia e frequência cardíaca coletados durante um período de vinte e quatro semanas, entre maio/2008 e novembro/2008 (PEREIRA, 2009 e DUTRA, 2009), no contexto de um projeto do grupo de pesquisa do qual a autora participou. O trabalho foi desenvolvido na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) no Laboratório da Engenharia da Reabilitação, sendo aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da PUCPR conforme Ofício nº 111/07 (ANEXO A).

3.1. ORIGEM DOS SINAIS

Para facilitar a leitura deste documento, esta seção descreve sucintamente algumas informações sobre a amostra e sobre o procedimento do TLSP. Se o leitor desejar obter uma descrição detalhada deve reportar-se aos trabalhos de Pereira (2009) e Dutra (2009).

Pereira (2009) e Dutra (2009) utilizaram os seguintes critérios de inclusão: (1) sujeitos acometidos de lesão medular há mais de seis meses; (2) faixa etária entre 18 e 45 anos; (3) peso inferior ou igual a 100 kg; (4) classificação da ASIA como A, B, C ou D e (6) atestado médico permitindo a prática de atividade física após avaliação médica e fisioterápica realizadas. Já os critérios de exclusão adotados pelos mesmos autores foram: (1) diagnóstico de problemas cardíacos; (2) diagnóstico de insuficiência respiratória; (3) limitações nos membros inferiores não associadas à lesão medular; (4) lesão acima de T1.

Todos os voluntários, após aceitarem participar da pesquisa e fornecerem seu consentimento, foram submetidos a exame neurológico realizado por um neurocirurgião objetivando verificar os reflexos tendíneos profundos, miótomos e dermatômos que se apresentavam preservados, resultando na classificação da ASIA (Escala de deficiência da *American Spinal Injury Association*) e na liberação para a prática de atividade física de todos os participantes.

O grupo que foi submetido ao TLSP era constituído de oito pessoas com LM, sendo cinco com LMC e três LMI, com classificação de paraplegia, que eram praticantes ou não de atividade física, sendo apenas uma do gênero feminino. A média da idade dos voluntários participantes foi de $28,62 \pm 6,96$ anos. No quadro 2

encontra-se a caracterização da amostra, consoante os dados obtidos no período de março/2008 a maio/2008 na base de dados das pesquisas de Pereira (2009) e Dutra (2009).

Voluntário	Idade (anos)	Gênero	Ocupação	Asia	Nível Neurológico	Causa	Tempo Lesão (meses)
VO1	25	F	do lar	D – Incompleta	T 11 - T 12	acidente automobilístico	17
VO2	23	M	func. público/ paratleta	A – Completa	T 12	arma de fogo	24
VO3	27	M	Paratleta	B – Incompleta	T 12	arma de fogo	18
VO4	32	M	analista de sistemas	A – Completa	T 4 - T 5	acidente automobilístico	60
VO5	22	M	Estudante	A – Completa	T 12	arma de fogo	12
VO6	28	M	aposentado	D – Incompleta	L 1	arma de fogo	20
VO7	44	M	comerciante	A – Completa	T 8	acidente motomobilístico	19
VO8	28	M	Paratleta	A – Completa	T 4	acidente motomobilístico	36

Quadro 2 - Caracterização da amostra quanto à idade, gênero, profissão, classificação, nível, causa e tempo de lesão. Fonte: Dutra (2009)

Além dos dados físicos, mostrados no Quadro 2, os voluntários responderam ao questionário da MIF, adotado como meio de avaliação funcional em pessoas com LM (SILVA; OLIVEIRA; CONCEIÇÃO, 2005; RIBERTO *et al.*, 2005). A aplicação da MIF foi realizada antes e após seis meses de treino, sendo a média inicial do grupo igual a 105,13 (DUTRA, 2009).

O protocolo de TLSP definido e aplicado nas pesquisas de Pereira (2009) e Dutra (2009) foi: um período de vinte e quatro semanas, sendo três sessões semanais individuais de treino com 15 m de atividade em cada sessão, resultando um total de setenta e duas sessões neste período. A velocidade aplicada nas sessões foi de 1,5 km/h, sendo a descarga de peso inicial sobre os MMII de 20% do peso corporal (DOBKIN *et al.*, 2007). Ao longo da sessão, dois auxiliares movimentavam os membros inferiores de forma sincronizada, realizando os movimentos da marcha. Quinzenalmente deveria ocorrer o aumento da carga em 20% do peso corporal, desde que respeitando a capacidade de cada voluntário. Durante a última sessão de cada semana, foram coletados sinais de EMG descarga de força em membros superiores e inferiores, ângulo de movimentação dos joelhos e do contato do pé com o solo durante as fases da marcha (PEREIRA, 2009), e

ainda de FC, pressão arterial e lactato sanguíneo (DUTRA, 2009). Antes do início e após os seis meses de TLSP foram realizadas dosagens de DMO (DUTRA, 2009).

Os sinais de força e EMG foram coletados com auxílio do sistema de aquisição desenvolvido por Pereira *et al.* (2009), no qual sinais provenientes de um eletromiógrafo EMG800C (EMG System do Brasil) e de células de carga do colete e das mãos são digitalizados por um placa de aquisição PCI 6024E (National Instruments) a uma frequência de 1kHz. Os dados foram registrados em ambiente *Labview* 6.0i (PEREIRA, 2009; PEREIRA *et al.*, 2009) em arquivos que contêm trechos de 45 s de sinal cada. Dessa forma, para cada sessão registrada estavam disponíveis aproximadamente vinte arquivos. Mais detalhes do setup experimental, com figuras mostrando o posicionamento dos eletrodos sobre os músculos tibial anterior, gastrocnêmio, reto femoral e bíceps femoral estão disponíveis no ANEXO B.

A frequência cardíaca foi mensurada, durante a sessão de TLSP, com auxílio de um pulsímetro (marca Polar, modelo S610i, Finlândia, com precisão de 1 bpm) posicionado na região do tórax do indivíduo de acordo com as instruções dos fabricantes (*Polar Electrode KY*).

3.2 PROCESSAMENTO DOS SINAIS BIOMECÂNICOS DE FORÇA E ELETROMIOGRAFIA (EMG)

A fim de processar os sinais de EMG e força disponíveis, foi desenvolvido um software em ambiente Matlab. As funções básicas deste software eram: filtrar ruídos e remover espículas, auxiliar o usuário na seleção de sinais válidos e realizar cálculos das variáveis de interesse. A figura 04 mostra o fluxograma do software desenvolvido e seu código encontra-se no anexo C.

Em primeira instância, o software em ambiente *Matlab* versão 2011, realizava um pré-processamento. Nesse pré-processamento o software realizava: (1) a filtragem dos sinais de força com filtro passa-baixas BUTTERWORTH de segunda ordem com frequência de corte de 30Hz; (2) a filtragem dos sinais de EMG com filtros NOTCH de segunda ordem com frequências centrais de 60Hz e seus múltiplos e banda passante de 2Hz; (3) retirada de espículas do sinais de EMG.

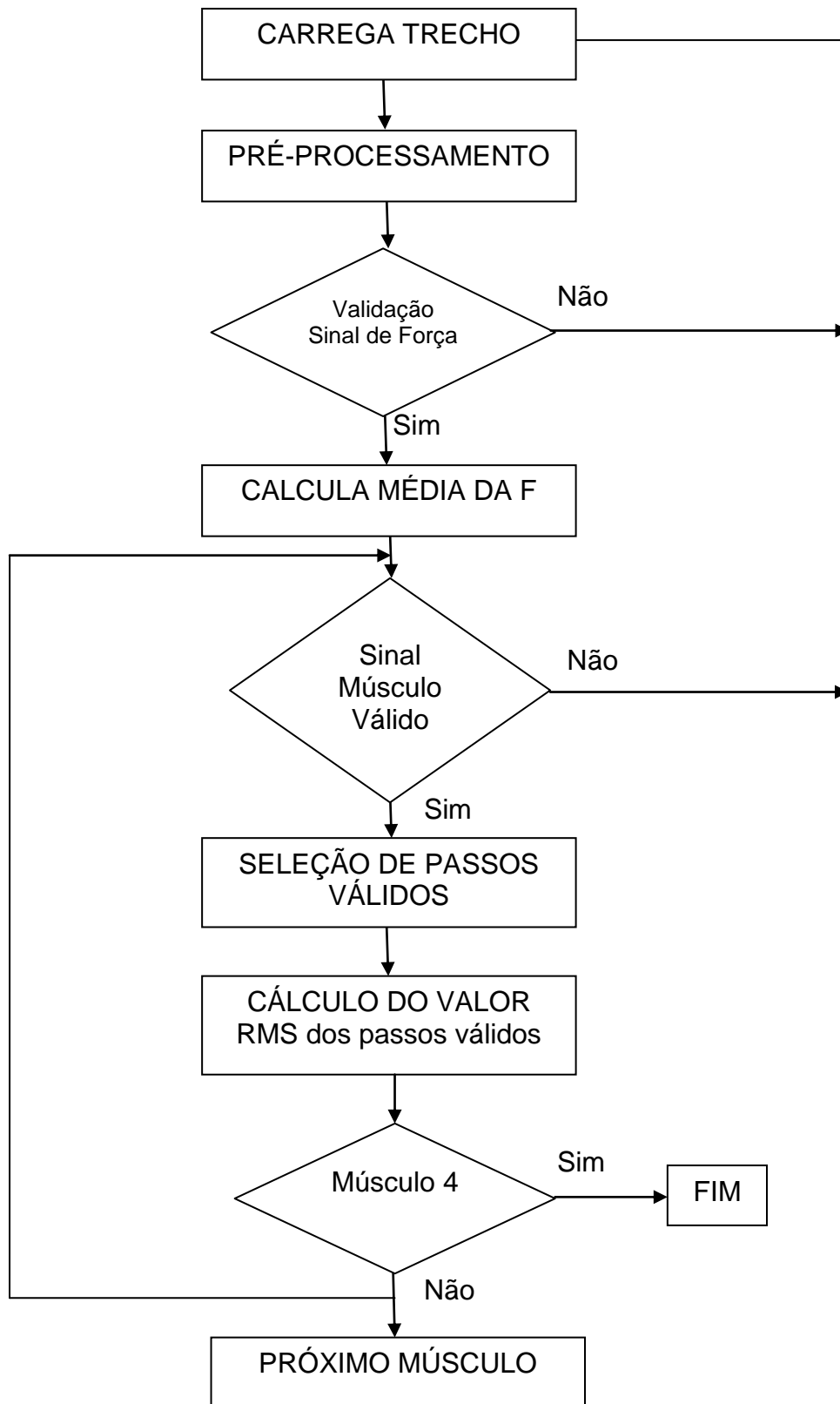


Figura 04 – Fluxograma do software desenvolvido em ambiente Matlab para o processamento de sinais de força e EMG.

Após o pré-processamento, o software permite que o usuário selecione sinais válidos antes de realizar os cálculos. A seleção de sinais foi necessária porque, durante as coletas, após iniciar-se o procedimento de aquisição dos sinais, este não era interrompido até o final da sessão. Por este motivo no conjunto de sinais disponíveis para análise encontravam-se disponíveis misturados sinais de interesse e de não interesse.

Considera-se aqui que sinais de interesse são aqueles que foram registrados enquanto o voluntário estava realizando a marcha. Ou seja, sinais que foram coletados concomitantemente à realização de passos. A realização de passos reflete-se no sinal de força sobre MMII com a alternância de picos e vales, tal como ilustra a figura 05.



Figura 05 – Exemplo de sinal de força, mostrando sucessão de passos pela presença de picos e vales bem definidos.

Os picos correspondem aos instantes de tempo em que havia máxima descarga sobre MMII, a qual se repetia a cada passo. A ausência desses picos indica, portanto, que as pernas do voluntário não estavam sendo movimentadas corretamente (na troca de auxiliares que realizam o movimento da marcha; auxiliares erravam algum passo) ou que houve problemas na captura do sinal de força (por exemplo: desconexão momentânea do cabo).

De forma semelhante, há também um padrão esperado para os sinais de EMG (Figura 06) que correspondem à ativação alternada dos músculos em cada passo. Este padrão esperado é, portanto, sincronizado com o sinal de força. A ausência deste padrão periódico pode indicar, além das situações já descritas para o

signal de força, que houve ausência total de atividade para um determinado músculo ou contaminação excessiva por ruídos externos (por exemplo, da rede elétrica).

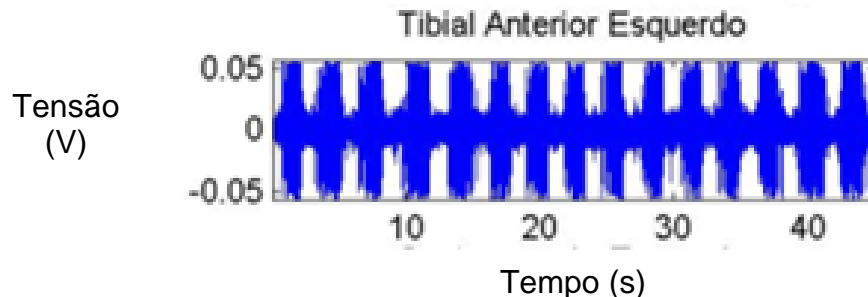


Figura 06 – Exemplo de sinal de EMG do músculo tibial anterior esquerdo de um voluntário em que há a alternância de momentos de maior e menor atividade elétrica.

Considerando que algumas das situações de erro acima descritas podiam ser corrigidas ao longo da sessão e, em muitas delas assim aconteceu, não havia necessariamente comprometimento de todos os sinais coletados na sessão do TLSP. Pode ser que em uma sessão houvesse muitos trechos com sinais de interesse (força com picos e vales bem definidos) e trechos onde os passos não se apresentaram de forma adequada.

O critério para inclusão dos sinais de Força foi: sinais de força que apresentavam regularidade, ou seja, picos e vales bem definidos caracterizando a alternância de passadas durante a marcha (Figura 07). Os sinais de Força que não apresentavam essa regularidade foram excluídos (Figura 08). Quando o sinal de Força não era validado, todo o trecho era invalidado, ou seja, os sinais de EMG eram também considerados inválidos e não eram processados. Ao contrário, se o sinal de força era validado, o software mostrava o sinal de EMG do músculo juntamente com o seu espectro.

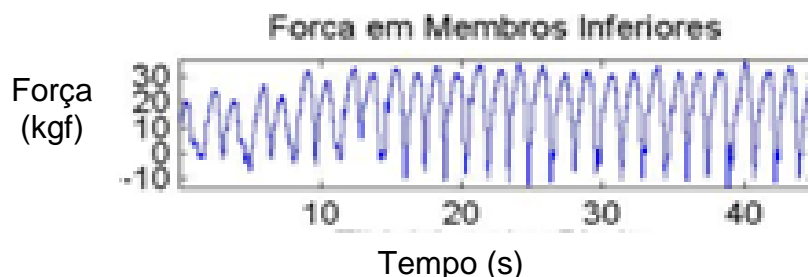


Figura 07 – Exemplo de Sinal de Força apresentado regularidade.



Figura 08 – Exemplo de Sinal de Força sem regularidade

O critério escolhido para validar os sinais de EMG foi a presença de variações de regiões, ora com amplitude maior (considerada presença de ativação muscular), ora com amplitude menor (considerada ausência ou diminuição da ativação). Apresentando dessa forma, amplitude de oscilação ritmada do sinal de EMG (Figura 08). O critério de exclusão dos sinais de EMG foi a ausência dessa oscilação ritmada, ou seja, o sinal apresentava uma amplitude contínua em todo o trecho (Figura 09), caracterizando ausência de contração ou péssima relação sinal/ruído. Neste caso todo o trecho daquele músculo era descartado.

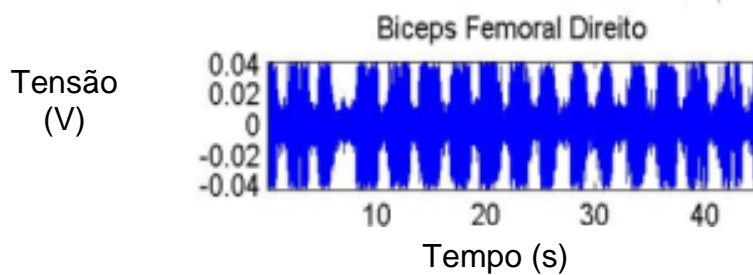


Figura 09 – Exemplo de Sinal de EMG com amplitude de oscilação ritmada

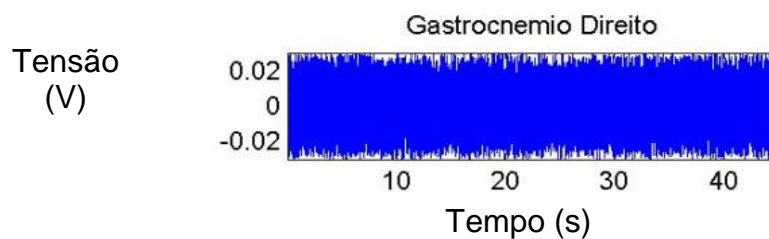


Figura 10 – Exemplo de Sinal de EMG sem amplitude de oscilação ritmada

Havia ainda a possibilidade de validar parcialmente o sinal de EMG do trecho, mesmo que houvesse passos inválidos naquele determinado trecho como mostra a figura 11. Assim sendo, o sinal do músculo era aceito parcialmente para o processamento. Para tanto, o usuário selecionava os passos válidos com auxílio do software.

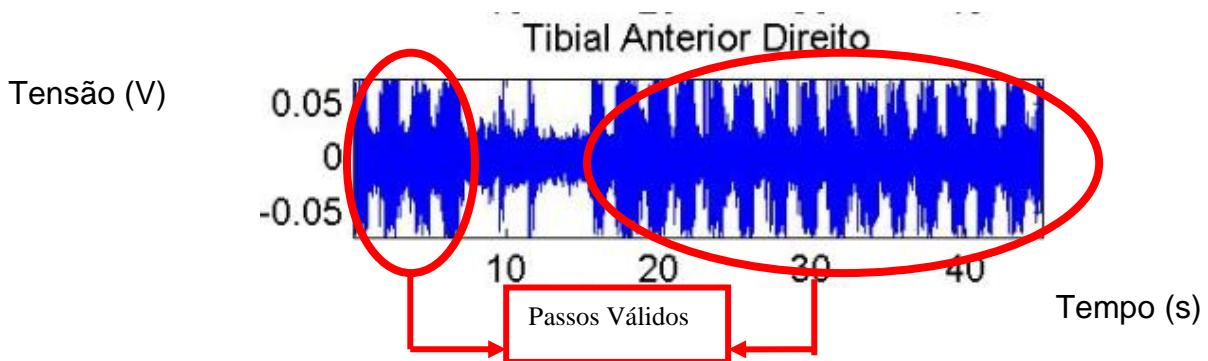


Figura 11 - Trecho validado parcialmente pelo usuário através de análise visual.

3.3 CÁLCULO DAS VARIÁVEIS EMG E FORÇA

Após carregar o trecho a ser analisado, o software realizava um pré-processamento (descrito anteriormente item 3.2). Em seguida, o sinal de Força era validado ou não pela pesquisadora de acordo com os critérios de inclusão e exclusão descritos acima.

Na sequência, depois do sinal de Força ser validado era calculado o valor médio (nos trechos válidos) dos valores de força dos MMSS (mão direita e esquerda) e MMII (direito e esquerdo), compondo assim o valor médio (EQUAÇÃO 1) da força em cada sessão.

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (1)$$

Onde \bar{X} é o valor médio da força no trecho de 45s; n é o número de amostras não trecho janela; x_i é o valor da i -ésima amostra do sinal de força.

A força nos MMII foi estimada pela diferença entre a força da célula de carga suportada pelo colete, e a soma das forças das células de carga das mãos, segundo a equação 2,

$$F_{MMII} = F_{Colete} - (F_{MSD} + F_{MSE}) \quad (2)$$

Onde:

- F_{MMII} = valor médio da força de membros inferiores;
- F_{colete} = valor médio da força do colete;
- F_{MSD} = valor médio força do membro superior direito;
- F_{MSE} = valor médio força do membro superior esquerdo.

Em seguida, verificava-se se o sinal de EMG era válido ou não, conforme descrito no item 3.2. Sendo o sinal válido, era feita a seleção de passos válidos e posteriormente o cálculo do valor RMS. Essa sequencia era repetida respectivamente para os quatro músculos analisados: tibial anterior (direito e esquerdo); gastrocnêmio (direito e esquerdo); reto femoral (direito e esquerdo) e bíceps femoral (direito e esquerdo).

A análise dos valores de EMG aconteceu no domínio do tempo, com o uso do descritor valor eficaz (RMS – Root Mean Square) (MERLETTI; LO CONTE, 1995).Dentre os parâmetros temporais existentes como: envoltório linear, retificação, integração e valor RMS, esse último foi escolhido uma vez que é o mais utilizado para obter informações relacionadas com a amplitude do sinal (FRERIKS; HERMES, 2000; DE LUCA, 1997). Com as informações da amplitude do sinal é possível inferir sobre a quantidade de unidades motoras disparadas. (BASMAJIAN; DELUCA, 1985). Outra vantagem é que o valor RMS pode informar a potência média do sinal no intervalo de tempo analisado.

O RMS (DURLING, 1969) por elevar os valores ao quadrado, não necessitava de retificação, como mostra a equação 3, onde x correspondia ao sinal discreto dentro da janela escolhida e “ i ” (limite inferior) e “ n ” (limite superior) correspondia ao início e término da janela (correspondente a cada passo válido), respectivamente.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (3)$$

Onde RMS é o valor médio quadrático, n é o número de amostras em um passo válido; x_i é o valor da i -ésima amostra do sinal.

O software desenvolvido em *MATLAB* calculava, para cada trecho, a média do valor RMS dos passos válidos, bem como o número dos passos válidos do trecho. Após, calculava-se o valor rms correspondente à semana a partir da média dos valores RMS dos trechos válidos, ponderada pelo número de passos válidos de cada trecho.

3.4. Frequencia Cardíaca

Para a realização desta pesquisa utilizou-se o valor médio da FC medida ao longo das sessões de treino em que foram realizadas as coletas de dados.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Objetivando analisar a evolução das variáveis escolhidas, optou-se em separar esta análise em três períodos que correspondem a: (1) início: semanas de 1 a 4; (2) intermediário: semanas de 11 a 14; (3) final: semanas de 21 a 24 (FIGURA 12). Para cada indivíduo foram calculados valores médios das variáveis analisadas nas semanas de cada período e, posteriormente, a média do grupo a fim de verificar a evolução do comportamento do grupo.

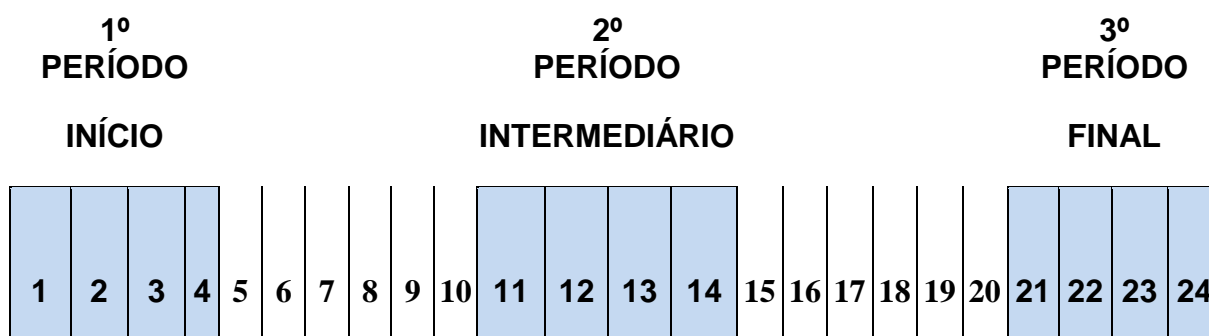


Figura 12 – Períodos utilizados para a análise da evolução das Variáveis – Períodos Inicial, Intermediário e Final.

Fonte: Dutra, 2012

A fim de testar a normalidade dos dados utilizou-se o teste de Shapiro-Wilk. Posteriormente, de acordo com a normalidade dos dados, os valores das variáveis

analisadas nos três períodos foram comparados através do teste ANOVA (dados paramétricos) ou Friedman-ANOVA (não paramétricos).

Caso os testes apontassem diferença entre os períodos, um teste *post-hoc* era aplicado para localizá-las. Para dados com distribuição normal foi usado o teste t-Student (dados paramétricos) e do contrário, aplicou-se o teste de Wilcoxon (não paramétricos).

Para investigar se havia correlação entre as variáveis carga e frequência cardíaca, foram aplicados testes de correlação entre estas duas variáveis de cada um dos voluntários. Caso as duas distribuições fossem normais, o teste aplicado foi o de correlação de Pearson. Do contrário aplicou-se o teste de Spearman (WOOLSON, 1987).

O nível de significância adotado foi de 0,05.

4. RESULTADOS

Neste capítulo serão descritos os seguintes resultados: descarga de peso corporal; frequência cardíaca e intensidade do TLSP; correlação entre a descarga de peso e frequência cardíaca e, por fim, a amplitude RMS dos sinais da eletromiografia.

4.1 DESCARGA DE PESO CORPORAL e TLSP

A seguir será descrito o comportamento da média do grupo no que tange ao percentual de descarga de peso corporal dentro do período analisado. Os dados sobre o percentual de descarga de peso corporal de cada participante isoladamente estão apresentados no apêndice A.

Nas figuras 12 e 13 apresenta-se a média da descarga de peso nos MMII e nos MMSS de todos os voluntários, respectivamente, na comparação entre três períodos: da primeira à quarta semana; da décima primeira à décima quarta semana e da vigésima primeira à vigésima quarta semana de treino.

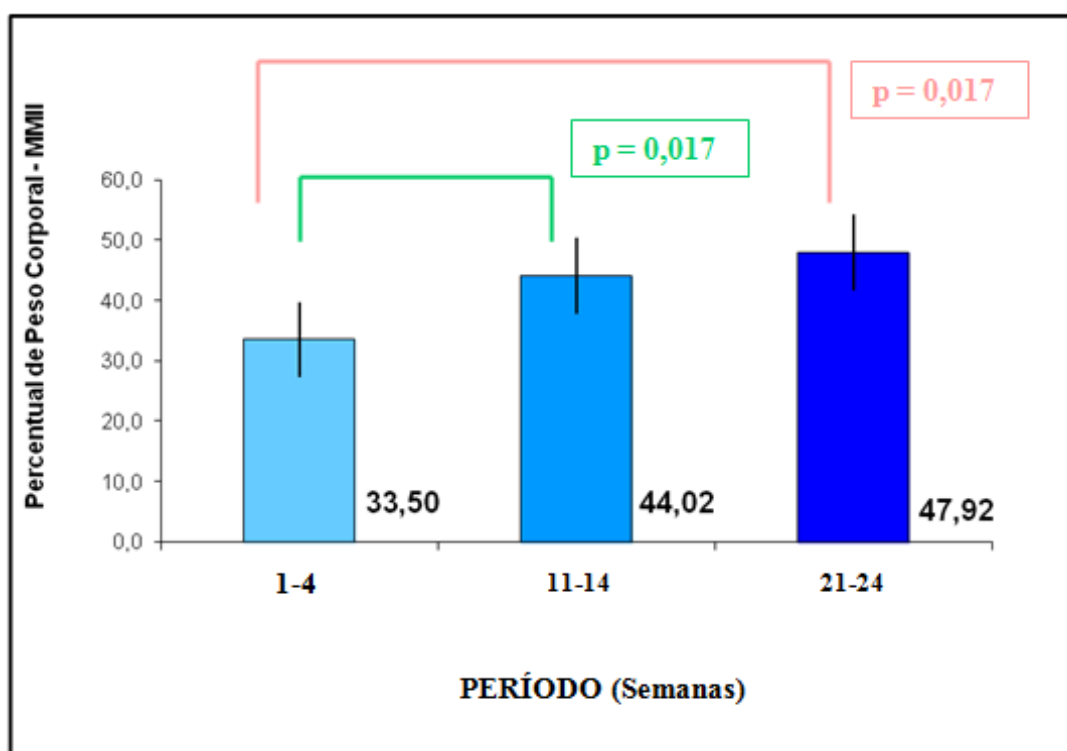


Figura 12 - Média do Percentual de Descarga de Peso Corporal nos MMII dos 8 voluntários nos três períodos de corte das 24 semanas de treino.

Pode-se observar na figura 12 que após o início dos treinamentos a média da descarga de peso nos MMII apresentou um aumento gradativo no decorrer dos treinamentos, apontando diferença significativa entre três os períodos ($p=0,030$, Friedman – ANOVA) e quando estes foram comparados dois a dois foram encontradas diferenças significativas entre o primeiro e segundo período de TLSP ($p=0,017$, Wilcoxon). A comparação entre o primeiro e terceiro período também apresentou significância no que diz respeito a descarga de peso nos MMII ($p=0,017$, Wilcoxon). Entretanto do segundo para o terceiro período não houve significância estatística ($p=0,153$, Wilcoxon).

Na figura 13 observa-se um aumento na média da descarga de peso nos MMSS entre o primeiro, segundo e terceiro períodos, porém, não houve significância estatística quando comparados esses dados ($p=0,135$, Friedman – ANOVA).

Na continuidade apresenta-se na figura 14 a média da descarga total de peso, nos três períodos acima citados ao longo dos seis meses de treino, sendo possível perceber que após o início dos treinamentos a média da descarga de peso total dos MMII e dos MMSS apresentou um aumento gradativo no decorrer das vinte e quatro semanas de treino TLSP, sendo que a comparação entre os períodos apresentou diferença significativa ($p=0,007$, Friedman – ANOVA) e quando comparados dois a dois, sendo que a comparação entre o primeiro e segundo períodos mostrou significância estatística ($p=0,017$, Wilcoxon), assim como a comparação do primeiro com o terceiro período ($p=0,011$, Wilcoxon). Entre o segundo e terceiro período não houve diferença significativa ($p=0,009$, Wilcoxon).

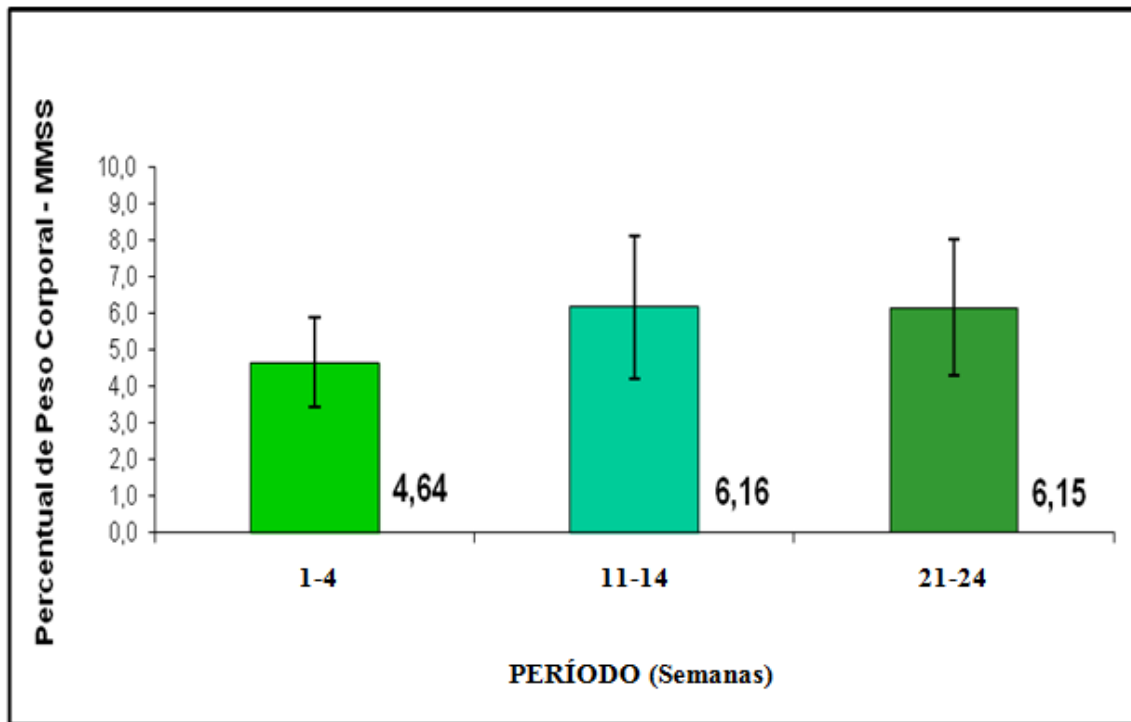


Figura 13 - Média do Percentual de Descarga de Peso Corporal nos MMSS dos 8 Voluntários nos três períodos de corte das 24 semanas de treino

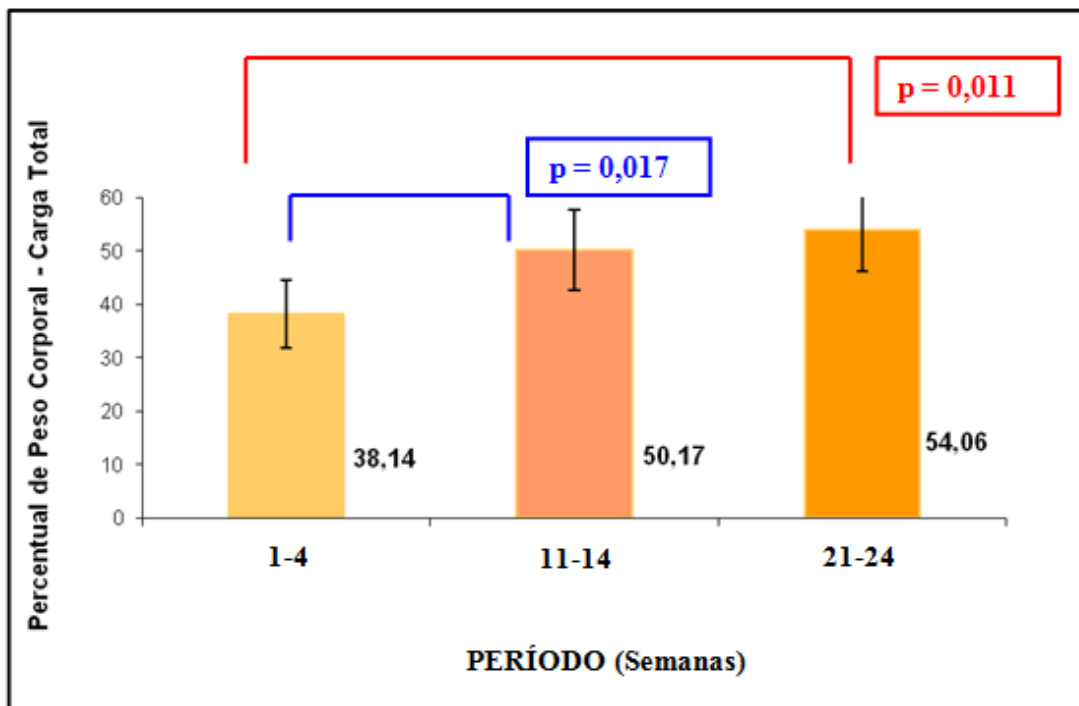


Figura 14 - Média do Percentual de Descarga de Peso Corporal Total dos 8 voluntários nos três períodos de corte das 24 semanas de treino

4.2 CORRELAÇÃO ENTRE A FORÇA E FC

Os resultados obtidos mediante as análises de correlação entre Força e FC encontram-se na tabela 1. Somente os voluntários VO6 e VO8 apresentaram correlação entre as variáveis Força e FC.

Tabela 1 – Coeficientes de correlação entre valores de Força e FC para cada voluntário do estudo.

Voluntário	Coeficiente
VO1	-0,48 ^a
VO2	-0,1258 ^b
VO3	1 ^a
VO4	-0,44 ^a
VO5	0,15 ^b
VO6	0,76^a
VO7	-0,33 ^a
VO8	-0,6727^b

Nota: Coeficientes obtidos pelo teste de correlação de Pearson (a) ou Spearman (b), conforme a normalidade dos dados. Valores em negrito indicam significância.

A correlação positiva de Pearson entre as variáveis de Força e FC do VO6, está descrita na Figura 15, sendo $r = 0,76$. Ambas variáveis tiveram seus valores aumentados ao longo do TLSP.

Na correlação estabelecida entre a Força e a FC do VO8 o coeficiente de correlação de *Spearman* foi $r = - 0,67$ demonstra uma correlação negativa, entre as duas variáveis, pois à medida que aumenta a carga durante o TLSP, diminuía a FC ao longo do treino, como ilustra a Figura 16.

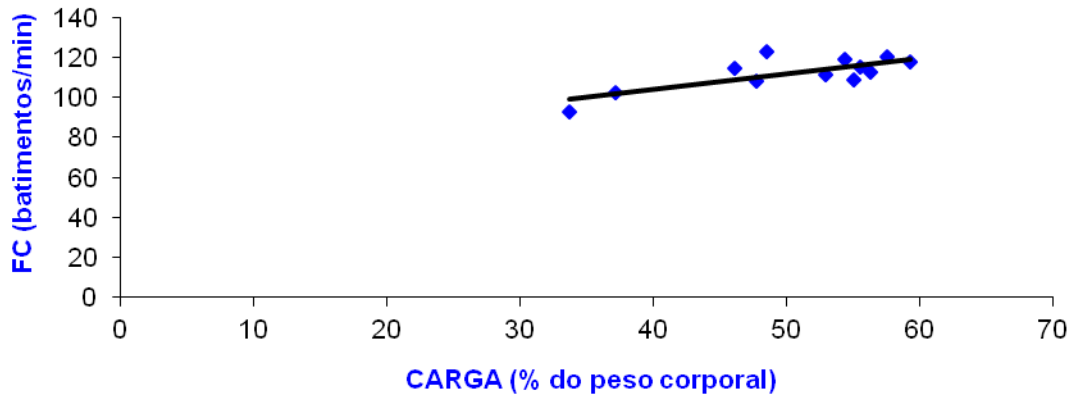


Figura 15 – Diagrama de dispersão, relacionando valores entre Força e FC do voluntário VO6 ($r = 0,76$, $p < 0,05$)

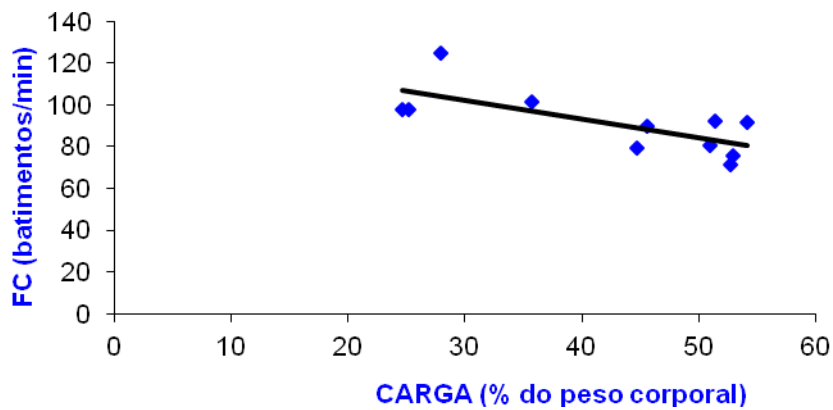


Figura 16 – Diagrama de dispersão, relacionando valores entre Força e FC do voluntário VO8

4.3 VALORES RMS DOS SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA

O comportamento dos sinais de eletromiografia foi muito distinto entre os voluntários, variando muito de um músculo para outro. Por este motivo decidiu-se

não calcular a média do grupo, mas analisar os resultados de cada voluntário separadamente. Os gráficos com as médias dos valores RMS de cada voluntário, para cada músculo em cada um dos três períodos encontra-se no apêndice A.

A partir dos resultados mostrados no apêndice construiu-se as tabelas 2 e 3 que mostram, respectivamente, o maior valor médio atingido em um período ao longo dos seis meses de TLSP para cada voluntário e, o período onde ocorreu o maior valor de RMS. É possível perceber da tabela que alguns sujeitos não apresentaram, para alguns músculos, sinais válidos de eletromiografia em nenhuma das sessões de treino.

Tabela 2 – Maior valor RMS atingido em um período.

Voluntário	MÉDIA RMS ESQUERDO				MÉDIA RMS DIREITO			
	TA	GN	RF	BF	TA	GN	RF	BF
VO1	0,031	NV	0,019	0,020	0,027	NV	0,017	0,018
VO2	0,027	0,026	0,029	0,015	0,030	0,051	0,026	0,016
VO3	0,044	0,030	0,052	0,032	0,041	0,082	0,074	0,021
VO4	0,014	NV	NV	0,014	0,022	NV	NV	0,013
VO5	0,011	NV	NV	0,072	0,017	NV	NV	0,007
VO6	NV	0,048	0,033	NV	NV	0,151	0,026	NV
VO7	0,024	0,035	0,023	0,096	0,026	0,026	0,023	0,014
VO8	0,017	NV	0,027	0,010	0,015	0,027	0,046	0,012

Nota. Os valores são em volts. NV: não houve sinais válidos.

Tabela 3 – Período em que ocorreu o maior valor RMS.

Voluntário	MÉDIA RMS ESQUERDO				MÉDIA RMS DIREITO			
	TA	GN	RF	BF	TA	GN	RF	BF
VO1	2	NV	2	2	2	NV	3	2
VO2	3	3	1	1	3	2	3	3
VO3	3	3	3	2	3	2	1	2
VO4	1	NV	NV	1	1	NV	NV	3
VO5	2	NV	NV	2	1	NV	NV	2
VO6	NV	1	2	NV	NV	2	2	NV
VO7	1	2	1	1	3	2	2	3
VO8	2	NV	2	3	2	3	2	2

Nota. (1) semanas 1 a 4. (2) semanas 11 a 14. (3) semanas 21 a 24. NV: não houve sinais válidos.

5. DISCUSSÃO

Neste capítulo os resultados apresentados serão discutidos face à literatura e às limitações do estudo realizado.

5.1 DESCARGA DE PESO CORPORAL E TLSP

O processo de reabilitação para as pessoas com LM é longo e custoso. O objetivo principal desse processo é adaptar essas pessoas a um novo ritmo de vida, respeitando sua nova condição. Através da maior independência possível na realização das tarefas diárias e o retorno às suas vidas sociais e profissionais (SARAH, 2011), portanto a literatura apresenta estudos que indicam o TLSP como um desses processos de reabilitação (BELANGER; JUNG, 2008; DIETZ; HARKEMA, 2004; LYNSKEY; BELANGER; JUNG, 2008). Sendo assim a presente pesquisa trás resultados que mostram os benefícios do TLSP para lesados medulares.

Os resultados neste estudo mostram que todos os voluntários obtiveram aumento gradativo da descarga de peso corporal, possibilitando-os suportar mais peso em seus MMII no decorrer das vinte e quatro semanas de treino. Dessa forma, pode-se aceitar a hipótese H1. Com essa evolução especula-se que existe um favorecimento da diminuição da perda da DMO, já que de acordo com a literatura (CARVALHO; CARVALHO; CLIQUET, 2001) a formação e a manutenção dos ossos são dependentes da deposição de cálcio, sendo que um dos mecanismos de regulação é a tensão imposta sobre o osso, tal como relata Ouriques (2000), onde a carga mecânica imposta promove microdeformações ósseas que estimulam células osteoblásticas, proporcionando adaptações nos ossos, o que é corroborado por Rennó *et al.* (2007), o qual apresentou maiores valores na avaliação do peso ósseo, força óssea, densidade óssea e conteúdo mineral nas ratas osteopênicas que realizaram exercícios físicos com aumento de carga. Importante também citar que outro fator fundamental relacionado com o aumento da formação óssea é uma dieta rica em cálcio (TETI; ZALLONE, 2009), sendo este responsável pela regulação da remodelação ósseas em relação às mudanças do meio ambiente, bem como as mudanças mecânicas promovidas pela atividade física, neste estudo, o TLSP.

É sabido que pessoas com LM sofrem perda óssea (DIONYSSIOTIS *et al.*, 2008; DUDLEY-JAVOROSKI; SHIELDS, 2008), sendo que essa perda ocorre

principalmente nos ossos localizados abaixo do nível da lesão, estabilizando em torno de terceiro e oitavo ano de acometimento (FROTZLER *et al.*, 2008). Na amostra do presente estudo encontravam-se sujeitos o evento da lesão recente (TABELA 1) e que podem ter a perda mitigada pelo TLSP, supostamente, pelo aumento da pressão da massa corporal da região superior sobre os membros inferiores, acrescida quinzenalmente. De fato, o estudo de Dutra (2009) demonstrou que houve aumento na DMO média do fêmur total que, apesar de pequeno ($0,05 \text{ g/cm}^2$), foi significativo ($p=0,034$).

O aumento da carga ao longo das 24 semanas pode ter auxiliado também o aumento do valor médio da MIF que passou de $105,13 \pm 4,76$ para $108,75 \pm 1,38$ ($p=0,028$) revelando ganho de independência após vinte e quatro semanas de treinamento (DUTRA, 2009). Considerando que a MIF é um instrumento amplo e preciso para mensurar a capacidade funcional (BENVEGNU *et al.*, 2008) e que foi desenvolvido para o acompanhamento de pessoas sob processo de reabilitação que focaliza a efetiva realização de tarefas de forma independente na rotina diária (RIBERTO *et al.*, 2005), pode-se dizer o TLSP aplicado teve reflexo positivo sobre a funcionalidade do grupo.

Esses resultados denotam que, a partir de descargas de peso acrescidas no decorrer do período de treino, pode ter havido ganho em nível de formação, ou minimamente de manutenção óssea em razão da descarga de peso incrementada. Com isso pode-se especular que, apesar do esforço de movimentação ter sido maior por parte dos auxiliares que necessitavam maior esforço para retirar e manter os MMII em ação no ritmo imposto pela esteira, também maior era o esforço das articulações envolvidas na permanência ortostática, com sobrecarga maior na região quanto maior a descarga.

O esforço dos auxiliares pode ter sido o fator que impediu o aumento da descarga de peso do segundo para o terceiro período de interesse, quando a descarga de peso permaneceu praticamente constante em média para o grupo. Isso porque o aumento da carga era majoritariamente realizado sobre os MMII.

Pode-se inferir que o aumento da descarga sobre os MMII em detrimento de MMSS pode ter sido, também, pela maior capacidade de força desenvolvida pelos músculos responsáveis pela manutenção da postura, particularmente na região da cintura, na qual a redução da massa muscular observada na LM (GATER, 2007; REITER *et al.*, 2007; SCIVOLETTO *et al.*, 2008) pode ser minimizada pela atividade

física. A descarga de parte do peso corporal nos membros superiores, tronco e membros inferiores, associada à permanência na posição ortostática e execução da marcha pode ter auxiliado estes indivíduos a recrutarem músculos posturais. Dessa forma, à medida que a descarga de peso era aumentada, em vez de utilizarem os braços para auxiliar no equilíbrio é possível que tenham utilizado músculos paravertebrais ou abdominais para estabilização. No entanto, esta especulação só poderia ser comprovada se fossem realizadas coletas de sinais eletromiográficos dos referidos músculos ou aplicados testes de força correspondentes. Isto pode ser realizado em estudos futuros.

5.2 CORRELAÇÃO ENTRE A FORÇA E FC

Apesar dos diversos estudos mostrando os benefícios do TLSP, existem perguntas ainda não respondidas em relação ao TLSP poder ser considerado uma atividade física que promove ou não o condicionamento físico das pessoas com LM. Essa situação se deve ao fato de não haver consenso quanto o padrão a ser utilizado no protocolo do TLSP no que tange ao tipo, a frequência e a intensidade desse treino (RIMAUD; CALMELS; DEVILLARD, 2005).

Como na atividade física ocorre alteração da FC como reflexo da demanda energética, e diretamente relacionado com o aumento do consumo de oxigênio por parte da musculatura esquelética que realiza a atividade física (DENADAI; RUAS; FIGUEIRA, 2005), elaborou-se a hipótese H2 em que o aumento da descarga deveria aumentar a FC de forma concomitante. Porém, os resultados observados não permitem aceitar esta hipótese, pois a maioria do indivíduo não apresentou correlação entre carga e FC e um indivíduo apresentou correlação negativa. Somente um indivíduo apresentou comportamento que era esperado.

Para a maioria dos indivíduos a FC média ao longo da sessão de treino de dados, permaneceu praticamente constante ao longo das 24 semanas (Dutra, 2009). Em termos de grupo, a intensidade do esforço calculada a partir da FC não sofreu variação ao longo das 24 semanas (Dutra, 2009). E este trabalho mostrou que as variações que ocorreram na FC não tem correlação com a descarga de peso suportada pelo indivíduo. Uma explicação possível para este comportamento são

mecanismos de regulação que levaram à adaptações em um período de acomodação ao esforço após cada nova elevação da carga. Estas adaptações podem refletir aumento no desempenho cardiovascular do indivíduo, principalmente no caso do VO₈ demonstrou diminuição de FC à medida que a carga foi aumentada. Este comportamento foi observado no estudo de Faria, Moreira e Catarino (2005) que, a partir de esforços durante 30 min contra os 15 deste, encontraram redução da FC de repouso e das FC de pico, com expressiva melhora no desempenho físico do voluntário. Pode-se inferir que o treino locomotor, enquanto atividade física contribuiu para uma melhora no condicionamento físico, confirmando Lam, Pahl e Krassioukov (2011) que destacam a melhora e a manutenção da resistência para a prática de atividade física, aqui representada pelo treino locomotor. Entretanto, deve-se relatar que este voluntário tem como atividade física freqüente o treinamento da modalidade do para-desporto de esgrima adaptada, o que pode ter contribuído para uma melhor adaptação aos novos esforços quando dos acréscimos de carga e, mesmo não contando com ganhos de força em nível de possibilitá-lo caminhar de forma independente, possivelmente a carga imposta pelo TLSP esteve aquém do seu limite fisiológico para uma elevação de FC.

Esta adaptação possibilita reduzir os fatores de risco para doenças cardiovasculares (HICKS; GINIS, 2008), corroborando Ditor *et al.* (2005) e Turiel *et al.* (2010), que sugerem que há respostas positivas na regulação do sistema cardiovascular a partir do TLSP. Os resultados alcançados, assim expostos, sugerem uma melhora na regulação cardíaca, como referido por Ditor *et al.* (2005), para quem a redução da atividade autônoma simpática em lesados medulares pode ser melhorada através do treino de marcha utilizando a sustentação de peso corporal. O autor ressalta a melhora do fluxo parassimpático, por meio de mecanismo da retroalimentação.

Por outro lado, não se pode descartar o fato de que o protocolo era aplicado a uma velocidade bastante baixa (1,5 km/h) e por um tempo relativamente pequeno (15 min) o que talvez não fosse suficiente para causar demanda energética associada a um aumento observável da FC. Isso porque de acordo com Lehmkuhl e Smith (1989) quando uma pessoa com LM se locomove usando cadeira de rodas produz um gasto energético semelhante a uma pessoa hígida caminhando, ou seja, ambas as atividades não geram um grande gasto de energia. Para um condicionamento físico adequado é importante atividade física que exija maior

esforço físico e conseqüentemente maior gasto de energia. No caso do grupo do presente estudo, todos se locomoviam com uso de cadeira de rodas, o que os deixava no mesmo patamar de atividade. Assim, mesmo que o TLSP possa, também, influenciar na melhora da capacidade física, notadamente nos parâmetros cardiovasculares, como referem Nascimento e Silva (2007), os resultados aqui obtidos não permitem afirmar que isto ocorreu em relação ao protocolo aplicado uma vez que parâmetros confiáveis da intensidade do esforço não foram mensurados.

O voluntário VO6 apresentou comportamento diferenciado do grupo no que diz respeito à variação da FC em função do aumento da carga. Possivelmente isto esteja relacionado com sua situação funcional, neurológica e talvez motivacional diferenciada. Do ponto de vista funcional, ao início do tratamento ele se apresentou fazendo uso de cadeira de rodas. Porém ao posicionar-se ortostaticamente para o treino locomotor, mostrava condições auxiliar voluntariamente na movimentação dos MMII, mostrando que tinha potencial para deambular mais independentemente o que veio a ocorrer, pois ao longo dos seis meses substituiu a cadeira de rodas por muletas canadenses. Desde a segunda semana, nas sessões de treino este voluntário passou a prescindir dos auxiliares para execução dos movimentos da marcha e conseguiu manter um padrão de marcha adequado a cada novo aumento de carga.

Do ponto de vista neurológico, o voluntário VO6 apresentava lesão medular incompleta que, no grupo de voluntários deste estudo, era a mais baixa de todas (L1). Isto sugere que faltavam estímulos que favorecessem este voluntário gerar força para o movimento da musculatura responsável pelo andar. De fato, a literatura mostra que indivíduos com lesão medular incompleta podem ser auxiliados pelo TLSP na recuperação da marcha (FIELD-FOTE; ROACH, 2011; GORGEY *et al.*, 2010; LAM; PAUHL; KRASSIOUKOV, 2011; MANELLA; TORRES; FIELD-FOTE, 2010; NOOIJEN; TER HOEVE; FIELD-FOTE, 2009; SARAF *et al.*, 2010; WESSELS *et al.*, 2010).

É possível que, por conseguir realizar os movimentos voluntariamente, e estar bastante motivado com TLSP, este voluntário tenha possibilitado que o aumento da carga ocorresse a uma velocidade maior do que ocorria com os demais voluntários. Dessa forma, para ele, os incrementos de carga que ocorriam de uma semana para outra eram tais que não permitiam as adaptações cardiovasculares e musculares de ocorrerem em uma semana. Assim, no continuar dos treinamentos, o voluntário VO6

apresentou uma correlação positiva, onde Força, gradativamente aumentada ao longo do TLSP levou também a um aumento na FC, devido às demandas energéticas cada vez maiores que as cargas produziam.

A capacidade gestual readquirida de deambular deste voluntário corrobora Dobkin *et al.* (2007) que ressaltam que, independente de aferências sensoriais ou comandos supraespinhais, o GCP mantém os padrões oscilatórios de flexão e extensão dos membros inferiores para promover a marcha, que no caso do presente paciente foi estimulado, como observado pelos sinais de EMG, a tal ponto de um novo patamar motor. Dobkin *et al.* (2007) ainda destacam que os ganhos referentes ao controle motor dos sujeitos da pesquisa estão diretamente relacionados com o aumento da força durante a deambulação. Anneken *et al.* (2010) citam que a restauração da mobilidade, que inclui recuperação da capacidade de caminhar, é um componente importante na melhora do desempenho das atividades da vida diária (AVD's). Portanto, existe um consenso de que programas de tratamento de reabilitação iniciados cedo, em unidades especializadas, têm apresentado que aproximadamente 25% das pessoas com lesão medular incompleta (LMI) são incapazes de ser ambulantes (BOWDEN *et al.*, 2008; FIELD-FOTE; ROACH, 2011; GORGEY *et al.*, 2010; LAM; PAUHL; KRASSIOUKOV, 2011; MANELLA; TORRES; FIELD-FOTE, 2010; MATJACIĆ, 2007; MEHRHOLZ; KUGLER; POHL, 2008; SARAF *et al.*, 2010; SCIVOLETTO *et al.*, 2008; WESSELS *et al.*, 2010).

Como para deambular há a necessidade da manutenção da estabilidade de tronco, tal como referido por Gorassini *et al.* (2009), Lynskey, Belanger e Jung (2008), pode-se indicar para o voluntário VO6, que o aumento da força nos MMII, representado pelos sinais EMG, proporcionaram mesmo uma estabilidade postural para além dos benefícios às suas condições cardiovasculares observadas na regulação da FC (FURLAN; FEHLINGS, 2008; TURIEL *et al.*, 2010).

Acresce-se, ainda que não corroborando por completo os resultados declarados por Lucareli *et al.* (2008) que, após doze semanas de treino de marcha com suporte de peso em esteira, também com evolução decrescente para o suporte de peso corpóreo, verificaram melhora na velocidade, tempo do ciclo, tempo de apoio, tempo de balanço, comprimento do passo, distância percorrida e cadência, o VO6 apresentou além da melhora na deambulação independente também maiores vantagens no sentido de terem sido observado melhoras na qualidade de vida do indivíduo. E, no caso particular deste indivíduo, o TLSP foi um importante aliado, por

meio da plasticidade neural, proporcionou o observado novo padrão de marcha, representado pelo abandono completo do uso da cadeira de rodas para sua locomoção diária, como afirmado por vários autores (FIELD-FOTE; ROACH, 2011; GORGEY *et al.*, 2010; LAM; PAUHL; KRASSIOUKOV, 2011; MANELLA; TORRES; FIELD-FOTE, 2010; NOOIJEN; TER HOEVE; FIELD-FOTE, 2009; SARAF *et al.*, 2010; WESSELS *et al.*, 2010).

Devido à variabilidade dos resultados aqui obtidos, recomenda-se que estudos futuros sejam realizados, investigando parâmetros como a intensidade de esforço percebida em relação à variação dos parâmetros de velocidade e tempo de sessão TLSP. Isso porque alguns autores (KNIGHT *et al.*, 2011; KRAUSE; CARTER; BROTHERTON, 2009; LANNEM *et al.*, 2009; MUSSELMAN *et al.*, 2009; RUFF *et al.*, 2007) enfatizam que a prática da atividade física para o LM traz inúmeros benefícios no desempenho das atividades de vida diária e na promoção do bem-estar físico e social, diminuindo as complicações clínicas e melhorando a qualidade de vida. A eles somam Crawford *et al.* (2008) ao citarem que a prática de atividades na LM contribui ainda para melhora das AVD's, bem como da promoção do bem-estar físico e social com redução da incidência de complicações clínicas. No caso dos voluntários do presente estudo, todos paraplégicos, Nascimento e Silva (2007) apontam a prática de atividade física como influencia positiva na melhora dos parâmetros cardiorrespiratórios, sendo essa melhora maior especificamente para esta população de indivíduos paraplégicos do que tetraplégicos.

5.4 SINAIS DA ELETROMIOGRAFIA

Não foi possível obter sinais válidos de EMG em todos os músculos de todos os voluntários, inviabilizando dessa forma a comparação em todos os momentos da pesquisa. Contava-se que houvesse aumento dos valores RMS ao longo dos seis meses de TLSP o que não foi observado em todos os voluntários. Dessa forma, os resultados levam à rejeição da hipótese H3.

Para alguns dos voluntários, não foi possível detectar sinal válido em nenhuma das sessões. É possível que isto tenha ocorrido devido à atrofia muscular

que impediu a correta localização do ventre muscular para posicionar o eletrodo ou mesmo levou a uma atividade muscular prejudicada e difícil de detectar.

Analisando a musculatura dos MMII de forma geral os resultados obtidos nesse estudo corroboram com Dietz e Harkema (2004) verificaram que o padrão EMG não apresentou alterações suficientes ao longo do TLSP.

De acordo com Dietz, Müller e Colombo (2002) e Gorassini *et al* (2009) a captação não necessariamente igual em todos os músculos. Assim sendo, os sinais podem ser diferentes entre os membros, fato este que ocorreu nessa pesquisa conforme destacado no quadro 3.

Há relatos de aumento da ativação muscular em indivíduos com LM durante o treinamento na fase inicial de recuperação, porém as mudanças não foram apontadas em grupos musculares individuais e os sujeitos que responderam positivamente ao treino tiveram a média calculada com os que não responderam, somente os músculos tibial anterior e gastrocnêmio mostraram aumento de pico e atividade EMG (GORASSINI *et al.*, 2009).

6. CONCLUSÃO

Os resultados obtidos nesta pesquisa permitem concluir que:

1. O protocolo de TLSP aplicado promoveu aumento de descarga de peso em membros inferiores ao longo do período estudado.
2. Com exceção de em apenas dois voluntários, não houve correlação entre a FC e a força de MMII ao longo das vinte e quatro semanas de TLSP.
3. Não houve padrão no comportamento dos valores RMS dos sinais de EMG ao longo do período de TLSP.

No que tange às hipóteses do presente estudo, confirma-se a primeira, com o aumento da capacidade de sustentação de carga em MMSS e MMII ao longo do período de vinte e quatro semanas, parcialmente a segunda com correlação entre os valores da FC e da força em uma sessão, e rejeita-se a terceira pela variabilidade dos sinais de ECG apresentados no decurso do programa.

REFERÊNCIAS

- ABEL, T. *et al.* Energy expenditure in ball games for wheelchair users. **Spinal Cord**. v.0, 000–000, 2008.
- ABRAMS, G. M. *et al.* Chronic complications of spinal cord injury. Disponível em: <<http://www.uptodate.com/home/index.html>>. Acesso em: 03 jun. 2011.
- ACSM's Resource Manual for Guidelines for Exercise Testing and Prescription. Lippincott Williams & Wilkins, 2009. 379 p.
- AHMADI, S. *et al.* Electromyographic activity of biceps brachii after exercise-induced muscle damage. **J Sports Sci and Med**. v.6, p.461-70, 2007.
- ALEGRÍA, R. B. *et al.* Vivir en diálisis: estrategias de afrontamiento y calidad de vida. **Metas enferm**. v. 9, n. 2, p.27-32, 2008.
- ALEXANDER, M. S. *et al.* International Spinal Cord Injury Male Sexual Function Basic Data Set. **Spinal Cord**. v. 49, p.795-798, 2011.
- ALMEIDA, P. A.; TONELLO, M.G.M. Benefícios da natação para alunos com lesão medular. **Efdeportes**. ano 11, n. 106, 2007.
- AMARAL, M. T. M. P. Encontrar um novo sentido da vida: um estudo explicativo da adaptação após lesão medular. **Rev. Escola enfermagem**. v.43, n.3, 2009.
- AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION. Reference Manual of the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. Chicago, IL: American Spinal Injury Association; 2003.
- ANNEKEN, V. *et al.* Influence of physical exercise on quality of life in individuals with spinal cord injury. **Spinal Cord**. v.48, p.393-399, 2010.

BACKUS, D.; TEFERTILLER, C. Incorporating manual and robotic locomotor training into clinical practice: suggestions for clinical decision making. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**. v.14, n. 1, p. 23-38, 2008.

BADEN DA, MCLEAN TL, TUCKER R, NOAKES TD, ST CLAIR GIBSON A. Effect of anticipation during unknown or unexpected exercise duration on rating of perceived exertion, affect, and physiological function. **Br J Sports Med**. 2005;10:742-6.

BAILEY,S.N.;HARDIN,E.C.;KOBETIC,R.;BOGGS,L.M.;PINAULT,G.;TRIOLO,R.J. Neurotherapeutic and neuroprosthetic effects of implanted functional electrical stimulation for ambulation after incomplete spinal cord injury. **J Rehabil Res Develop**.2010;47:7-16.

BAMPI, L. N.; GUILHEM, D.; LIMA, D. D. Qualidade de vida em pessoas com lesão medular traumática: um estudo com o WHOQOL-BREF. Ver. **Bras. Epimediologia**. v.11, n. 1, PP. 67-77, 2008.

BARBEAU, Hugues; VISINTIN, Martha. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n.10, p.1458-1465, 2003.

BEHRMAN, A. L. *et al*. Locomotor Training Restores Walking in a Nonambulatory Child With Chronic, Severe, Incomplete Cervical Spinal Cord Injury. **Phys Ther**. v. 88, p. 580-90, 2008.

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

BHAMBHABI, Y. Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. **Sports Medicine**, v. 32, n.1, p.23-51, 2002.

BILODEAU, M. *et al* EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 13, Issue 1, p. 83-92, 2003.

BLANES, L. *et al*. Clinical and sócio-demographic characteristics of persons with traumatic paraplegia living in São Paulo. **Arq Neuropsiquiatr.** v.67, n.2-B, p.388-90, 2009.

BLANES, L.; CARMAGNANI, M.I.; FERREIRA, L.M. Health-related quality of life of primary caregivers of persons with paraplegia. **Spinal Cord.** v.45, n.6, p.399-403, 2007.

BORGGRAEFE, I. *et al*. Robotic-assisted treadmill therapy improves walking and standing performance in children and adolescents with cerebral palsy. **European Journal of Paediatric Neurology.** p.496-502, 2010.

BORTOLLOTTI, Lígia Franciele; TSUKAMOTO, Heloísa Freiria. Effects of the physical treatment about the muscular power in paraplegic. *Rev Neurocienc.* in press. 2011. Disponível em: <http://www.revistaneurociencias.com.br/inpress/518%20relato%20de%20caso%20new%20dg.pdf>.> Acesso em: 01 dez. 2011.

BOWDEN, M. G. *et al*. Beyond gait speed: a case report of a multidimensional approach to locomotor rehabilitation outcomes in incomplete spinal cord injury. **Journal of Neurologic Physical Therapy.** v.32, n.3, p.129-138, 2008.

BRANCO, F.; CARDENAS, D.D.; SVIRCEV, J.N. Spinal Cord Injury: A comprehensive review. **Phys Med Rehabil Clin N Am.** v.18, p. 651–679, 2007.

BRUNOZI, A.E. *et al*. Qualidade de Vida na Lesão Medular Traumática. **Rev Neurocienc.** v.19, n.1, p.139-144, 2011.

CALLAGHAN, M.; MCCARTHY, C.J.; OLDHAM, J. A. The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy

and painful kness. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 19, p. 172-180, 2009.

CAMPOS, Marcelo Ferraz *et al.* Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral. **Revista Colégio Brasileiro de Cirurgições**. v. 35, n. 2, p. 88-93, 2008.

CARVALHO, Daniela C. L. *et al.* A Improvement of metabolic and cardiorespiratory responses through treadmill gait training with neuromuscular electrical stimulation in quadriplegic subjects. **Journal of Artificial Organs**. v. 30, n. 1, 2006.

CARVALHO, D. C. L.; CARVALHO, M. M.; CLIQUET, JR, A. Acta Ortopédica Brasileira. **Osteoporose por desuso: aplicação na reabilitação do lesado medular**. v. 9, n.3, p. jul.-set, 2001.

CATUSO, R. L., *et al.* A Resiliência e a imagem corporal de adolescentes e adultos com mielomeningocele HU Revista, Juiz de Fora, v. 36, n. 1, p. 37-45, jan./mar. 2010.

CHIODO, A. E. *et al.* Long-Term medical issues and health maintenance. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 88, n. 3, suppl 1, mar. 2007.

COTIE, L. M. *et al.* Leg skin temperature with body-weight-supported treadmill and tilt-table standing training after spinal cord injury. **Spinal Cord**. v. 49, p. 149-53, 2011.

CRAWFORD, A. *et al.* People with mobility impairments: Physical activity and quality of participation. **Disability and Health Journal**. v. 1, n.1, p.7-13, 2008.

CUSTÓDIO, N.R.O. *et al.* Lesão medular no Centro de Reabilitação e Readaptação Dr. Henrique Santillo (CRER- GO). **Coluna/Columna**. v.8, n.3, p.265-268, 2009.

DAWODU, Segun T. Lesão medular: definição, epidemiologia e fisiopatologia. **Emedicine**. v. 84, n. 3, fev. 2007.

DEL BEL, E. A. *et al.* O trauma raquimedular. **Coluna**. v.8, n.4, p.441-9, 2009.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 13, p. 135-163, 1997.

DEMULDER, A. *et al.* Increased osteoclast-like cells formation in long-term bone marrow cultures from patients with a spinal cord injury. **Calcified Tissue International**. v. 63, p. 396-400, 1998.

DENADAI, B. S.; RUAS, V. D. A.; FIGUEIRA, T. R. Efeito da cadência de pedalada sobre as respostas metabólica e cardiovascular durante o exercício incremental e de carga constante em indivíduos ativos. **Revista Brasileira de Medicina e do Esporte**. v. 11, n. 5, set./out. 2005.

DEVILLARD, X. *et al.* Effects of training programs for spinal cord injury. **Annales de réadaptation et de médecine physique**. v.50, p.490-498, 2007.

DIETZ, V.; HARKEMA, S. J. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. **Journal of Applied Physiology**. v. 96, n. 5, p. 1954-1960, may. 2004.

DIETZ, V.; MULLER, R.; COLOMBO, G. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. **Brain**, v. 125, n. 12, p. 2626-2634, dec. 2002.

DIETZ, V. *et al.* Locomotor capacity and recovery of spinal cord function in paraplegic patients: a clinical and electrophysiological evaluation. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**. v. 109, n. 2, p. 140-153, apr. 1998.

DIETZ, V.; WIRZ, M.; JENSEN, L. Locomotion in patients with spinal cord injuries. **Journal of the American Physical Therapy Association**, v. 77, n. 5, p. 508-516, may. 1997.

DIMITRIADIS, F. *et al.* Erectile function and male reproduction in men with spinal Cord injury: a review. **Andrologia**. v.42, p.139-65, 2010.

DIONYSSIOTIS, Y. *et al.* Body composition in paraplegic men. **Journal of clinical densitometry: assesment of skeletal health**. v.11, n.3, p.437-443, 2008.

DITOR, D. S. *et al.* Effects of body weight-supported treadmill training on heart rate variability and blood pressure variability in individuals with spinal cord injury. **Journal Applied Physiology**. v. 98, p. 1519-1525, nov. 2005.

DITUNNO, J.; SCIVOLETTO, G. Clinical relevance of gait research applied to clinical trials in spinal cord injury. **Brain Research Bulletin**. v.78, n. 1, p. 35-42. 2009.

DOBKIN, B. *et al.* 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. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. v. 21, n. 1, p. 25-35, jan./feb. 2007.

DOBKIN, B. *et al.* Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI. **Neurology**. v. 66, n.4, p. 484-493, feb. 2006.

DOBKIN, B. *et al.* Methods for a randomized trial of weight-supported treadmill training versus conventional training for walking during inpatient rehabilitation after incomplete traumatic spinal cord injury. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. v. 17, n.3, p. 153-167, sept. 2003.

DOBLARÉ, M.; GARCIA, J. M.; GÓMEZ, M.J. Modeling bone tissue fracture and healing: a review. **Eng. Fract Mech**. v. 17, n. 13-14, p. 1809-1840, 2004.

D'OLIVEIRA, Giselle Louise Cerqueira. **Composição corporal de indivíduos com lesão medular cervical: influência do exercício físico e comparação de métodos**. 2011. Xx f. Dissertação (Mestrado em Alimentação, Nutrição e Saúde) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.

DOMINGO, A.; SAWICKI, G.; 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, p. 1-14, aug. 2007.

DUDLEY-JAVOROSKI, S.; SHIELDS, R. K. Muscle and bone plasticity after spinal cord injury: review of adaptations to disuse and to electrical muscle stimulation. **Journal of rehabilitation Research & Development**. v. 45, n. 2, p. 283-296, 2008.

DURLING, A. E. An introduction to electrical engineering. London: Macmillan. 1969. 460 p.

DUTRA, C. M. R. **Respostas Fisiológicas ao Treino Locomotor com Suporte Parcial de Peso Na Lesão Medular**. (Dissertação). Mestrado em Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2009.

ECHEVERRÍA, L. G. *et al.* Disability of experience for spinal cord injuries and the rehabilitation process. **Ciencia Y Enfermeria**. v. XVII, n. 1, p.81-94, 2011.

FARIA, C. D. V. ; MOREIRA. M.C.S.; CATARINO, M. C. Utilização do suporte de peso corporal em solo no treino de marcha do lesado medular. *Acta Fisiatr*. V. 12, n.1, p21-25. 2005.

FECHIO, M.B; *et al.* *A repercussão da lesão medular na identidade do sujeito*. São Paulo [2009]. Disponível em: <<http://www.actafisiatrica.org.br.pdf>>. Acesso em: 14 dez. 2011.

FIELD-FOTE, E. C.; ROACH, K. E. Influence of a locomotor training approach on walking speed and distance in people with chronic spinal cord injury: a randomized clinical trial. **Physical Therapy**. v.91, n.1, p.1-13, 2011.

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. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation.** v. 82, p. 818-824, june. 2001.

FONTE, N. Tratamento da continência- cuidado urológico do paciente com lesão da medula espinhal. **Journal Wound Ostomy Continence Nurse.** v. 35, n. 3, p. 323-331. 2008.

FORET, A. *et al.* Stem cells in the adult rat spinal cord: plasticity after injury and treadmill training exercise. **Journal of Neurochemistry.** v. 11, n.3, p.762-72. 2010.

FORSYTHE, L.K. *et al.* Obesity and inflammation: the effects of weight loss. **Nutrition Research Reviews.** v. 21, p.117–133, 2008.

FORREST, G. F. *et al.* Neuromotor and Musculoskeletal Responses to Locomotor Training for an Individual With Chronic Motor Complete AIS-B Spinal Cord Injury. **J Spinal Cord Med.** v.31, n.5, p.509–521, 2008.

FRANZOI, A.C. *et al.* Perfil funcional de locomoção em um grupo de pacientes com lesão medular atendidos em um centro de reabilitação. **Coluna/Columna.** n.4, p.401-407, 2009.

FROOD, R. T. The use of treadmill training to recover locomotor ability in patients with spinal cord injury. **Bioscience Horizons Advance Access published.** v.0, n.0, febr, 2011.

FROTZLER, Angela *et al.* Bone steady-state is established at reduced bone strength after spinal cord injury: A longitudinal study using peripheral quantitative computed tomography (pQCT). **Bone.** v. 43, p. 549-555, 2008.

FURLAN, J. C.; FEHLINGS, M. G. Cardiovascular complications after acute spinal cord injury: pathophysiology, diagnosis, and management. **Neurosurgical Focus.** v. 25, nov. 2008.

GABRIEL, D. A.; KAMEN, G. FROST, G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. **Sports Medicine**. v.36, n. 2. p.133-149, 2006.

GALVEZ, J. A. Trainer variability during step training after spinal cord injury: Implications for robotic gait-training device design. **Journal of Rehabilitation Research & Development**. v. 48, n.2, p.47–160, 2011.

GARANHANI, M.R. *et al.* Perfil Sociodemográfico dos **Phys Ther** Indivíduos com Lesão Medular Atendidos no Ambulatório de Fisioterapia de um Hospital Universitário. **Revista Espaço para a Saúde**. v.11, n.1, p48-52, 2009.

GATER, D.R. Obesity after Spinal Cord injury. **Phys Med Rehabil Clin N Am**. v.18, p.333-351, 2007.

GATER, D.R. Pathophysiology of obesity after spinal cord injury. **Top Spinal Cord Inj Rehabil**. v.12, n.4, p.20-34, 2007.

GIANGREGORIO, L. M. *et al.* Can body weight supported treadmill training increase bone mass and reverse muscle atrophy in individuals with chronic incomplete spinal cord injury? **Appl Physiol Nutr Metab**. v. 31, p.283-291, 2006.

GOLLEE,H.;HUNT,K.J.;WOOD,D.E. New results in feedback control of unsupported standing in paraplegia. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**. 2004;12:73-80.

GORASSINI, M. *et al.* Changes in locomotor muscle activity after treadmill training in subjects with incomplete spinal cord injury. **J Neurophysiol**. v. 10, n.2, p.969-979, 2009.

GORGEY, A. S. *et al.* Locomotor and resistance training restore walking in an elderly person with a chronic incomplete spinal cord injury. **NeuroRehabilitation**. v.26, n.2, p.127-133, 2010.

GRAEF, F. I.; KRUEL, L. F. M. Frequência cardíaca e percepção subjetiva do esforço no meio aquático: diferenças em relação ao meio terrestre e aplicações na prescrição do exercício - uma revisão. **Revista Brasileira de Medicina e do Esporte**, v. 12, n. 4, jul./ago. 2006.

GRAELLS, X. S. *et al.* Lesões torácicas e traumatismo da coluna: uma complexa associação. **Coluna/Columna**. v. 7, n. 1, p. 8-13, 2008.

HÄKKINEN, K. *et al.* Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. **Eur J Appl Physiol**. v. 89, n. 1, p. 42-52, 2003.

HALL, C.; BRODY, L. T. Abordagem funcional ao exercício terapêutico para deficiências fisiológicas. Deficiência no desempenho muscular. In: Hall C, Brody LT. Exercício terapêutico: na busca da função. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007, p.57-87.

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

HAUPENTHAL, A. *et al.* Análise do suporte de peso corporal para o treino de marcha. **Fisioterapia em Movimento**. v. 21, n. 2, p. 85-92, abr./jun. 2008.

HELLER, A. S. *et al.* Simultaneous acquisition of corrugator electromyography and functional magnetic resonance imaging: A new method for objectively measuring affect and neural activity concurrently. **NeuroImage**. v.58, p.930-4, 2011.

HERMENS, J.H. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**. p.361-74, 2000.

HICKS, A. L.; GINIS, K. A. M. Treadmill training after spinal cord injury: it's not just about the walking. **Journal of Rehabilitation Research & Development**. v. 45, n. 2, p. 241-248, 2008.

HICKS, A. L. *et al.* Long-term body-weight-supported treadmill training and subsequent follow-up in persons with chronic SCI: effects on functional walking ability and measures of subjective well-being. **Spinal Cord**. v.43, n.5, p.291-298, 2005.

JAKUBIEC-PUKA, A. *et al.* Beneficial effect of locomotor training on the structure of the denervated rat soleus muscle. **Basic and Applied Myology**. v. 17, n. 3-4, p. 125-127, 2007.

JAYARAMAN, A. *et al.* Treinamento locomotor e da função muscular após a lesão medular incompleta: séries de casos. **The Journal of spinal Cord medicine**. v. 31, n. 2, p.185-193, 2008.

KAWAGUCHI, M. *et al.* Stir bar sorptive extraction and thermal desorption-gas chromatography-mass spectrometry for the measurement of 4-nonylphenol and 4-*tert*-octylphenol in human biological samples. **J Chromatogr B Analyt Technol Biomed Life Sci**. v. 799, p.119–125, 2004.

KAY, E. D., DEUTSCH, A., WUERMSER, L. A. Predicting walking at discharge from inpatient rehabilitation after a traumatic spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 88, n.6, p.745-50. 2007.

KNIGHT, K.H. *et al.* Leisure-time physical activity and diet quality are not associated in people with chronic spinal cord injury. **Spinal Cord**. 49, 381-385, 2011.

KNIKOU, M. Neural control of locomotion and training-induced plasticity after spinal and cerebral lesions. **Clin Neurophysiol**. v. 121, p. 1655-1688, 2010.

KRAUSE, J.; CARTER, R. E.; BROTHERTON, S. Association of mode of locomotion and independence in locomotion with long-term outcomes after spinal cord injury. **Journal of Spinal Cord Medicine**. v.32, n.3, p.237-248, 2009.

KRUEGER-BECK,E.;SCHEEREN,E.M.; NOGUEIRA NETO,G.N.;BUTTON,V.L.S.N.; NOHAMA,P. Efeitos da estimulação elétrica funcional no controle neuromuscular artificial. **Rev. Neurociências**. 2011;19(3): 530-541.

LAM, T.; PAUHL, K.; KRASSIOUKOV, A. Eng J. Using robot-applied resistance to augment body-weight-supported treadmill training in an individual with incomplete spinal cord injury. **Physical Therapy**. v.91, n1, p.143-151, 2011.

LAM, T. *et al.* A systematic review of the efficacy of gait rehabilitation strategies for spinal cord injury. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**. v.13, n.1, p.32-57, 2007.

LANNEM, A.M. *et al.* Incomplete spinal cord injury, exercise and life satisfaction. **Spinal Cord**. v.47, p.295–300, 2009.

LEÃES, R. *et al.* Avaliação da marcha humana em terra e em simulações de redução da força gravitacional. In: Anais do 11º Congresso Brasileiro de Biomecânica, João Pessoa, 2005, p.1-5.

LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. Cinesiologia de Brunnstrom. 4 ed. Manole: São Paulo, 1989. 466 p.

LUCARELI, P.R. *et al.* Gait analysis following treadmill training with body weight support versus conventional physical therapy: a prospective randomized controlled single blind study". **Spinal Cord**. v. 49, n. 9, p.1001-7, 2011.

LUCARELI, P. R. G. *et al.* Análisis de la marcha y evaluación de la calidad de vida después del entrenamiento de la marcha en pacientes con lesión medular. **Revista Neurologia**. v.46, n.7, p.406-410, 2008.

LYNSKEY, J.V.; BELANGER, A.; JUNG, R. Activity-dependent plasticity in spinal cord injury. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v. 45, n. 2, p. 229-240, 2008.

MAESTRO, Mónica Alcobendas. Efectividad del entrenamiento de la marcha mediante el sistema Lokomat en pacientes agudos con lesión medular incompleta. Tesis Doctoral. Madrid, 2010. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina. 204 f. 2010.

MAGALHÃES, M.O. *et al.* Avaliação em Pacientes com Traumatismo Raquimedular: Um Estudo Descritivo e Transversal. **ConScientiae Saúde**. v.10, n.1, p.69-76, 2011.

MALONE, A. *et al.* Reliability of surface electromyography timing parameters in gait in cervical spondylotic myelopathy. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.21, p.1004-10, 2011.

MANELLA, K. J.; TORRES J.; FIELD-FOTE, E. C. Restoration of walking function in an individual with chronic complete (AIS A) spinal cord injury. **Journal of Rehabilitation Medicine**. v.42, n.8, p.795-798, 2010.

MARTIN-GINIS, K.A. *et al.* Establishing evidence-based physical activity guidelines: methods for the Study of Health and Activity in People with Spinal Cord Injury (SHAPE SCI). **Spinal Cord**. v.46, p.216–221, 2008.

MARUYAMA, Y. *et al.* Serum leptin, abdominal obesity and the metabolic syndrome in individuals with chronic spinal cord injury. **Spinal Cord**. p.1-6, 2008.

MATJACIĆ, Z. Apparatus for dynamic balance training during treadmill walking. **Journal of Rehabilitation Medicine**. v.39, n.1, p.91-94, 2007.

McDONALD, C. M. *et al.* Body mass index and body composition measures by dual x-ray absorptiometry in patients aged 10 to 21 years with spinal cord injury. **J Spinal Cord Med**. v. 30, suppl 1, p. S97-104. 2007.

MEDOLA, F. O. *et al.* Avaliação do alcance funcional de indivíduos com lesão medular espinal usuários de cadeira de rodas. **Revista Movimenta**. v. 2, n.1, 2009.

MEHRHOLZ, J.; KUGLER, J.; POHL, M. Locomotor training for walking after spinal cord injury. **Spine**. v.33, n.21, p.E768-E777, 2008.

MERLETTI, R.; LO CONTE, L. R. Advances in processing of surface myoelectric signals: part 1. **Medical & Biological Engineering & Computing**. v. 33, n.3, p.362-72, 1995.

MIGUEL, M.; TSA, D. C. K. **Revista Brasileira de Anestesiologia**. Dor no paciente com lesão medular: uma revisão. Campinas, v.59, n.3, p. maio-junho, 2009.

MIYAHARA, K. *et al.* Effect of sports activity on bone mineral density in wheelchair athletes. **Journal of Bone and Mineral Metabolism**. p.26, 2008.

MONTEIRO, W. Clinical evolution of gait in a subject with incomplete spinal cord injury: case report. **Fisioterapia e Pesquisa**. v.12, n. 3, 2006.

MULROY, S. J. *et al.* Gait parameters associated with responsiveness to treadmill training with body-weight support after stroke: an exploratory study. **Physical Therapy**. v. 90, n. 2, p. 209-23. 2010.

MUSSELMAN, K. E. *et al.* Training of walking skills overground and on the treadmill: case series on individuals with incomplete spinal cord injury. **Physical Therapy**. v. 89, n. 6, p. 601-611, 2009.

MYERS, J.; LEE, M.; KIRATLI, J. Cardiovascular disease in spinal cord injury: an overview of prevalence, risk, evaluation, and management. **Am J Phys Med Rehabil**. v. 86, p. 142-152, 2007.

NASCIMENTO, Luciana Gomes; SILVA, Sabrina Maria Leite. Benefits of physical activity on the system cardio respiratory as also in the quality of life for spinal Cord injury: a review. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**. v. 1, n.3, p.42-50, mai-jun.2007. Disponível em: <<http://www.ibpex.com.br/html>>. Acesso em: 14 jul. 2010.

NASH, B.; ROLLER, J. M.; PARKER, M. G. The effects of tone-reducing orthotics on walking of an individual after incomplete spinal cord injury. **Journal of Neurologic Physical Therapy**. v. 32, n.1, p.39-47, 2008.

National Spinal Cord Injury Statistical Center. *Spinal Cord Injury Facts and Figures at a Glance*. Update 2011. Disponível em: https://www.nscisc.uab.edu/public_content/pdf/Facts%20and%20Figures%20at%20a%20. Acesso em: 25 jul. 2011.

NOOIJEN, C.F.; TER HOEVE, N.; FIELD-FOTE, E.C. Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach. **J Neuroeng Rehabil.** v. 6, p. 1-11, 2009.

OURIQUES, E. P. M. **Hábitos de atividade física e histórico de vida associados à densidade mineral óssea e pessoa com idade acima de 80 anos.** 2000. 10-35 p. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

PASSOS DE SÁ, B. *et al.* Abordagem Fisioterapêutica Em Paciente Com Trauma Raquimedular (TRM) – Um Estudo De Caso. **Revista Destaques Acadêmicos**, ano 3, n. 3, 2011 - Ccbs/Univates.

PATIÑO, M. S. *et al.* Características cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas do andar de adultos jovens com e sem suporte parcial de peso corporal. **Revista Brasileira de Fisioterapia.** São Carlos, v. 11, n. 1, p. 19-25, jan./feb. 2007.

PEREIRA, Ericson. **Sistema para aplicação e avaliação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso na lesão medular.** 2009. 169 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia em Saúde) - Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2009.

PHILLIPS, A. A.; COTE, A.T.; WARBURTON, D.E. A systematic review of exercise as a therapeutic intervention to improve arterial function in persons living with spinal cord injury. **Spinal Cord.** v.49, n.6, p. 702-14, 2011.

PROTAS, E. J., HOLMES, S., QURESHY, H., JOHNSON, A., LEE, D. e SHERWOOD, A. M. Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: A pilot study. **Arch Phys Med Rehabil**, v.82, n.6, p.825-831, 2001.

QIN, W.; BAUMAN, W.A.; CARDOZO, C. Bone and muscle loss after spinal cord injury: organ interactions. **Ann. N. Y. Acad. Sci.** v.1211, p.66-84, 2010.

RECH, C.R. *et al.* Validation of Bioelectrical Impedance for the Prediction of Fat-free Mass in Brazilian Elderly Subjects. **Arq Bras Endocrinol Metab.** v.52, n.7, p.1163-1171, 2008.

REDE SARAH DE HOSPITAIS DE REABILITAÇÃO. Disponível em: <http://www.sarah.br/>. Acesso em: 19 de set. 2011.

REITER, A. L. *et al.* Changes of basic bone turnover parameters in short-term and long term patients with spinal cord injury. **Euro Spine J.** v. 16, p. 771-776, 2007.

RENNÓ, A. C. M. *et al.* Os efeitos de um programa de atividade física de carga progressiva nas propriedades físicas e na força óssea de ratas osteopênicas. **Acta Ortop. Bras.** v.15 n.5, 2007.

RIBERTO, M. *et al.* Independência funcional de pacientes com lesão medular. **Acta Fisiátrica.** v. 12, n.2, p. 61-66, 2005.

RIMAUD, D.; CALMELS, P.; DEVILLARD, X. Réentraînement a l'effort chez le blessé médullaire. **Annales de réadaptation et de médecine physique.** v. 48, p. 259-269, 2005.

ROBERTSON, D.G.E.; *et al.*, Research methods in biomechanics. United States: Human Kinetics, 2004.

ROSSIGNOL, S. *et al.* Spinal cord injury: time to move? **The Journal of Neuroscience.** v. 27, n. 44, p. 11782-11992, 2007.

RUFF, R .L. *et al.* Directed rehabilitation reduces pain and depression while increasing independence and satisfaction with life for patients with paraplegia due to epidural metastatic spinal cord compression. **Journal of Rehabilitation Research and Development.** v.44, n.1, p.1-10, 2007.

SÁ, B. *et al.* Abordagem fisioterapêutica em paciente com trauma raquimedular (TRM) – um estudo de caso. **Revista Destaques Acadêmicos.** ano 3, n. 3, 2011.

SANTOS, Janaína Araujo Teixeira. **Qualidade de vida e independência funcional de lesados medulares**. 2010. 85 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade de Brasília, Brasília, 2010.

SARAF, P. *et al.* Daily stepping in individuals with motor incomplete spinal cord injury. **Physical Therapy**. v. 90, n.2, p. 224-235, 2010.

SAULINO, M. F. rehabilitación of persons with spinal cord innjuries. WedMD Professional. Disponível em: <emedicine.medscape.com/.../1265209-overview> Acesso em: 02 jan. 2012.

SCIVOLETTO, G. *et al.* Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. **Spine**. v.33, n.3, p.259-264, 2008.

SEGURA, D. C. A. *et al.* Relação entre atividade física e osteoporose. **Arquivos de Ciências da Saúde da Unipar**. Umuarama, v. 11, n. 1, p. 51-50, jan./abr. 2007.

SENIAM PROJECT - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 10 jun. 2011.

SIDOROV, E. V. *et al.* Orthostatic hypotension in the first mont following acute spinal cord injury. **Spinal Cord**. v. 46, p. 65-69, 2008.

SILVA, Frani Haas da. Atividade física com suporte de peso corporal para paraplégico - revisão de literatura. Universidade do Estado de santa Catarina – UDESC. Curso de Graduação em Fisioterapia. Florianópolis. 2007.

SISCÃO, M. P. *et al.* Trauma raquimedular: caracterização em um hospital público. **Ciência e Saúde**. São José do Rio Preto, jul./set. 2007.

SOUZA, A. *et al.* A participação de indivíduos com lesão medular em atividades físicas e esportivas. Uma revisão de literatura sobre barreiras e facilitadores. **Rev digital EDF portes**. v. 131, n.14, 2009.

STEWART, B.G., *et al.* Treadmill training-induced adaptations in muscle phenotype in 192. **The Journal of Spinal Cord Medicine.** v. 31, n. 2, 2008.

TAN, J. W. *et al.* Facial electromyography (FEMG) activities in response to affective visual stimulation. **Workshop on Affective Computational Intelligence.** IEEE. p.15, 2011.

TRASHER, T.A.; FLETT, H.M.; POPOVIC, M.R. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. **Spinal Cord.** 2006;44:357-361.

TURIEL, M. *et al.* Robotic treadmill training improves cardiovascular function in spinal cord injury patients. **International Journal of Cardiology.** v. 149, n. 3, p. 323-9. 2010.

UNIVERSITY OF ARKANSAS FOR MEDICAL SCIENCES. UAMS. Acute Spinal Cord Injury. Disponível em:
<<http://studentlife.uams.edu/healthlibrary/default.aspx?id=6759&sid=1&ContentTypeID=85&ContentID=P00770&pTitle=Encyclo>>. Acesso em: 10 mar. 2011.

VAN de CROMMERT, H.W.A.A.; MULDER, T.; DUYSSENS, J. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. **Gait and Posture, Amsterdam.** v. 7, p. 251-263, 1998.

VAN HEDEL, H.J.; DIETZ, V. Rehabilitation of locomotion after spinal cord injury. **Restor Neurol Neurosci.** v.28, n.1, p.123-34, 2010.

YOUNG, D. L. *et al.* Body weight supported treadmill training at very low treatment frequency for a young adult with incomplete cervical spinal cord injury. **NeuroRehabilitation.** v. 25, n. 4, p.261-270, 2009.

WALKER, M. L. *et al.* Virtual reality-enhanced partial body weight-supported treadmill training poststroke: feasibility and effectiveness in 6 subjects. **Arch Phys Med Rehabil.** v.91, n. 1, p. 115-22. 2010.

WANG, T.D. *et al.* Circulating Levels of Markers of Inflammation and Endothelial Activation are Increased in Men with Chronic Spinal Cord Injury. **J Formos Med Assoc.** v.106, n.11, p.919-928, 2007.

WESSELS, M. *et al.* Body weight-supported gait training for restoration of walking in people with incomplete spinal cord injury: a systematic review. **Journal of Rehabilitation Medicine.** v.42, n.6, p.513-519, 2010.

WHITENECK, G.G. *et al.* Inpatient and postdischarge rehabilitation services provided in the first year after spinal cord injury: findings from the SCIRehab Study. **Arch Phys Med Rehabil.** v.92, n.3, p. 361-8, 2011.

WINCHESTER, P. *et al.* A prediction model for determining over ground walking speed after locomotor training in persons with motor incomplete spinal cord injury. **Journal of Spinal Cord Medicine.** v.32 n.1, p.63-71, 2009.

WOOLSON, R. F. Statistical methods for the analysis of biomedical data. Iowa: Wiley New York., 1987, p. 514.

APÉNDICE

APÊNDICE A: Gráficos sinais de EMG de cada voluntário

Na figura 17 verificam-se os resultados encontrados durante a captação do sinal de EMG dos músculos analisados dos MMII do VO1.

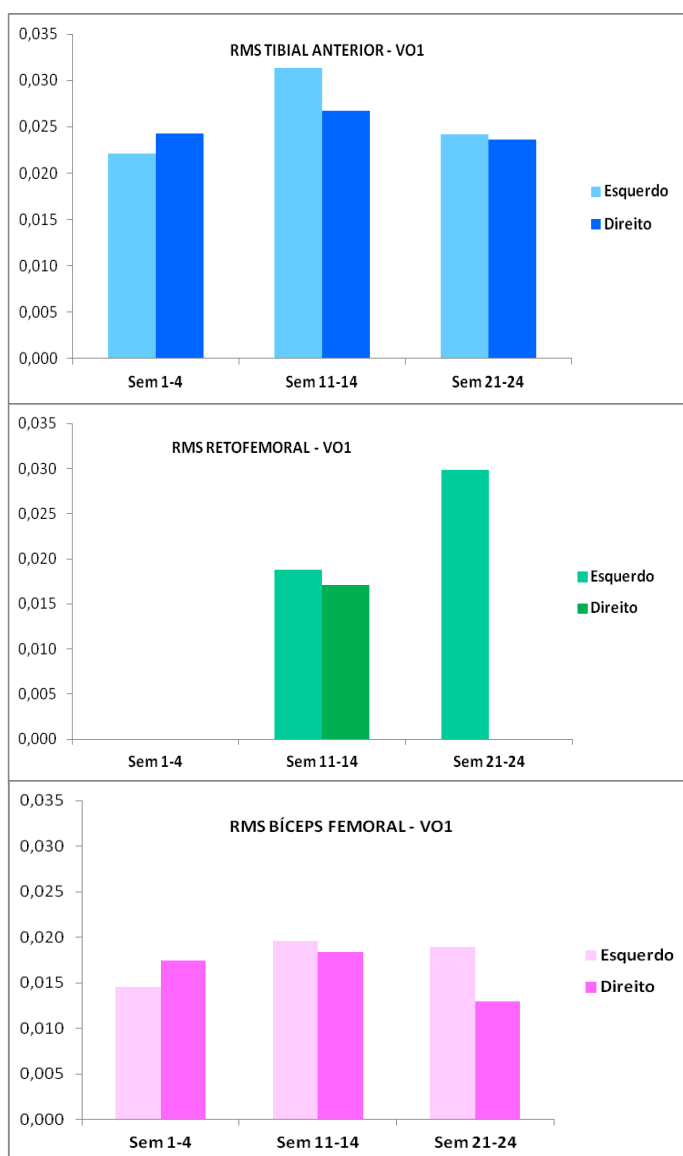


Figura 17 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO1.

Na figura 18 observam-se os resultados encontrados durante a captação do sinal de EMG dos músculos analisados dos MMII do VO2 na comparação entre três períodos das semanas de treino determinadas.

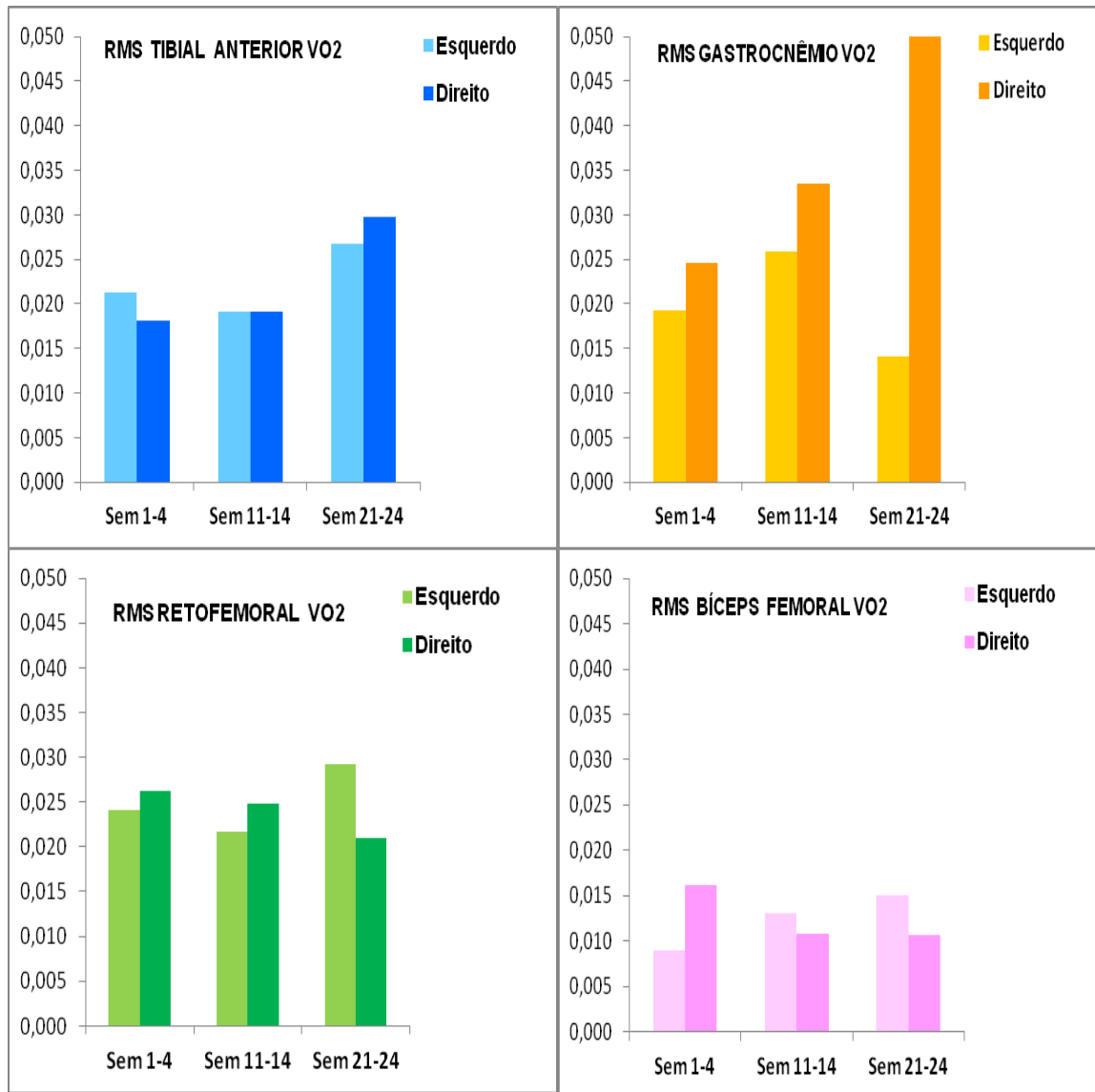


Figura 18 - Comportamento da evolução da atividade muscular (EMG) do VO2

A figura 19 apresenta os resultados encontrados durante a captação do sinal de EMG dos músculos analisados dos MMII do VO3.

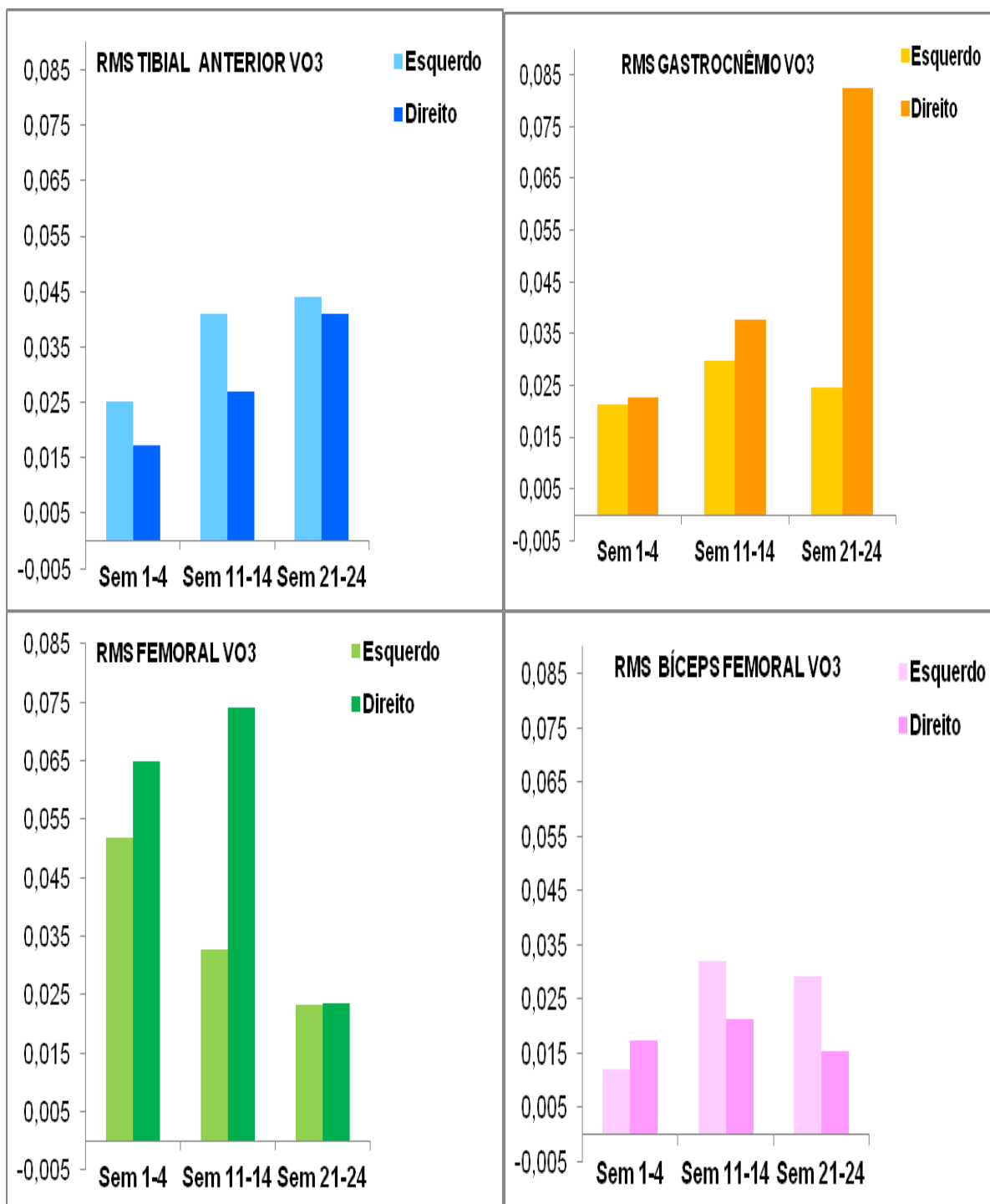


Figura 19 - Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO3.

A figura 20 verifica-se maior captação de sinal de EMG para o músculo tibial anterior esquerdo em comparação os músculos analisados dos MMII do VO4.

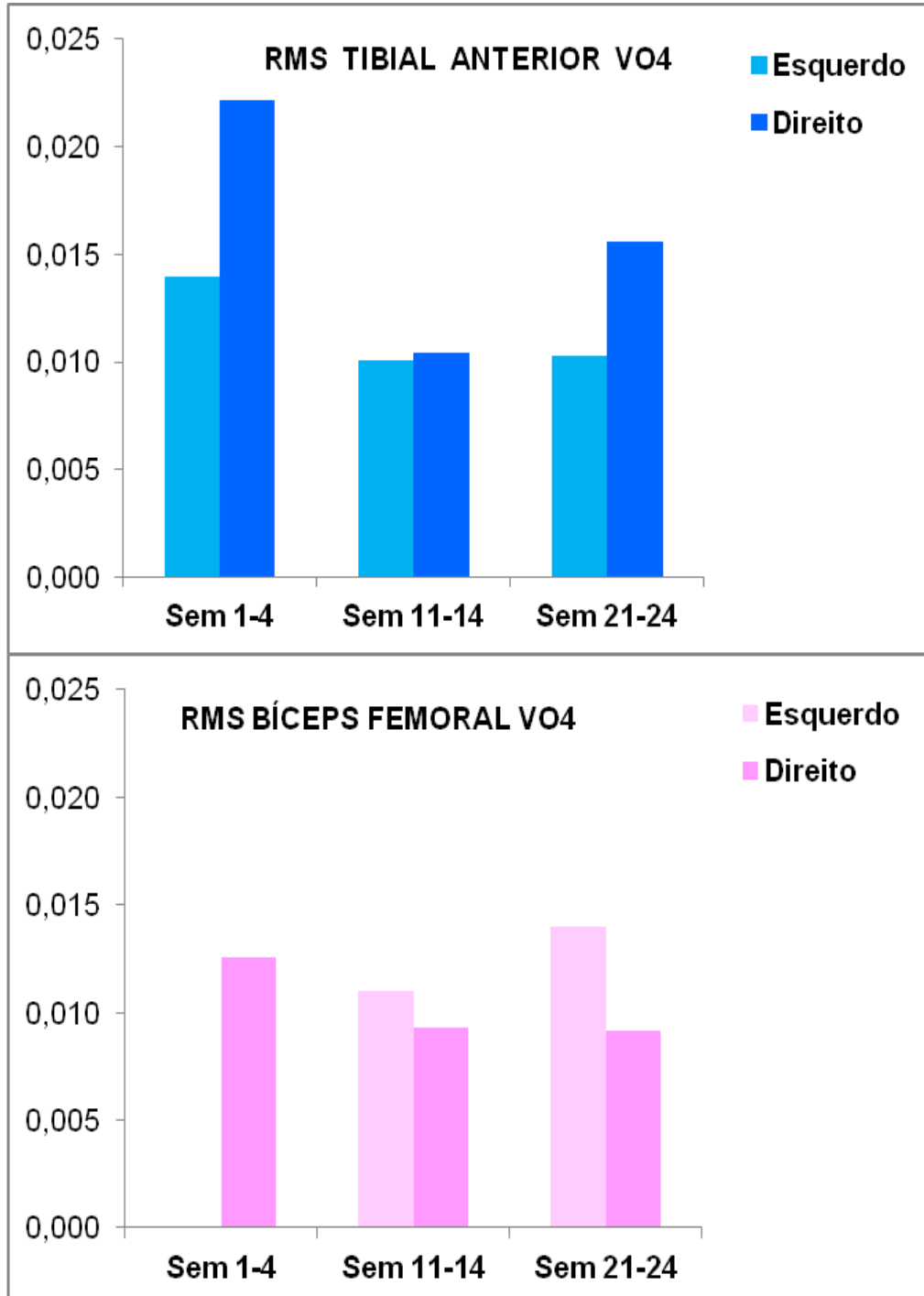


Figura 20 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO4

A captação dos sinais EMG do VO5 está representado na figura 21.

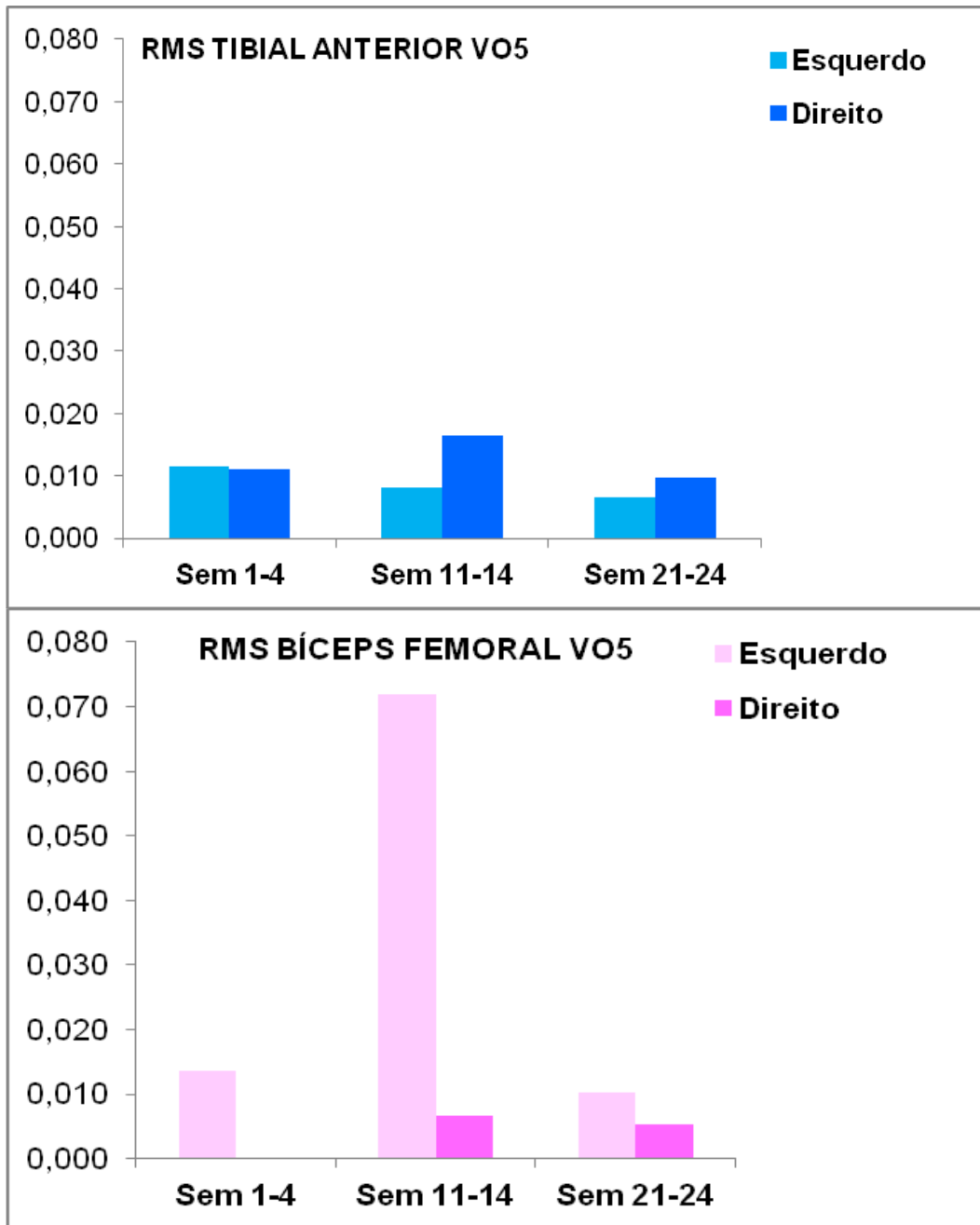


Figura 21 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO5

A figura 22 mostra captação dos sinais EMG do VO6.

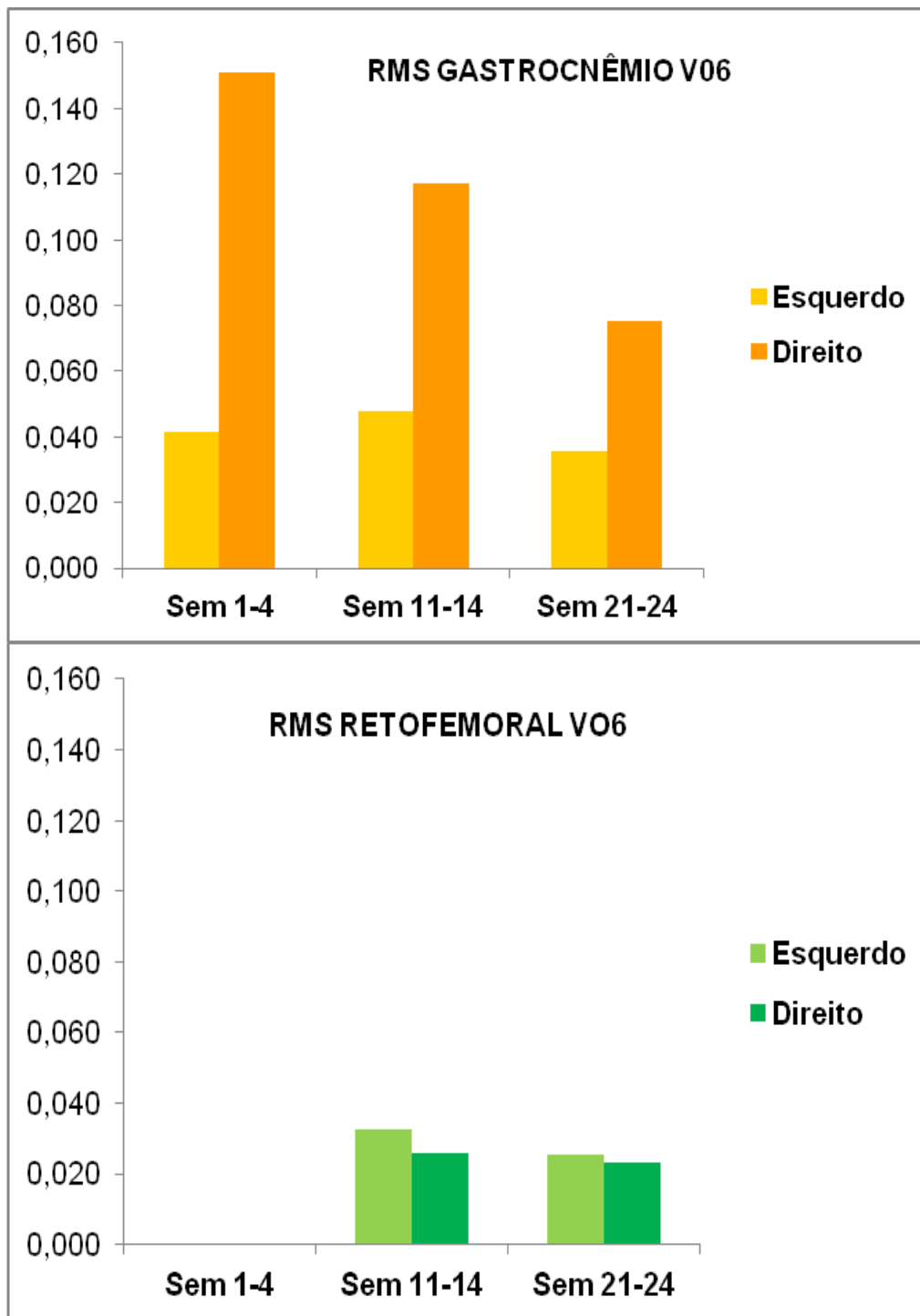


Figura 22 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO 6

A figura 23 apresenta a captação dos sinais EMG do VO7.

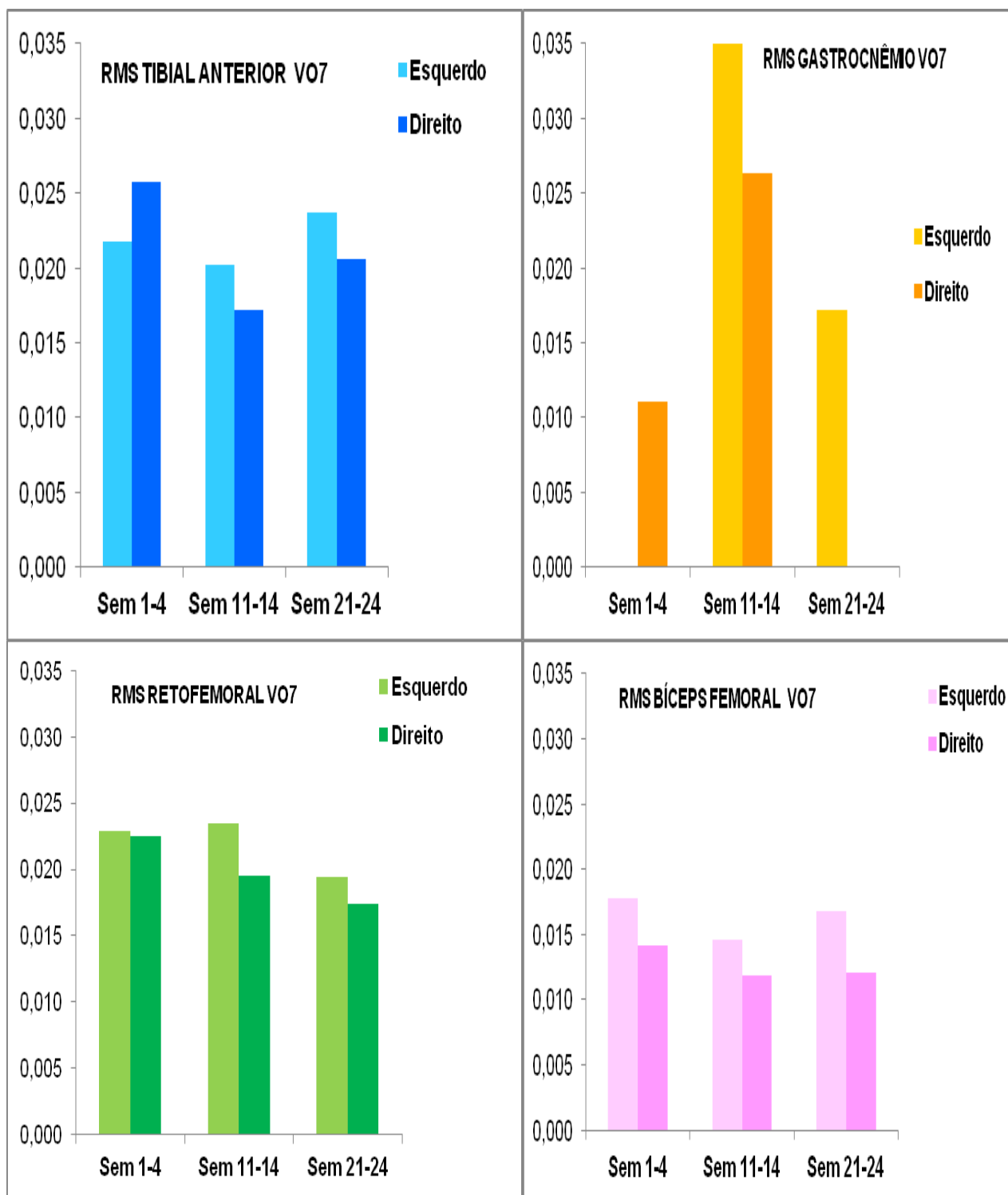


Figura 23 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO7

A figura 24 mostra a captação de sinal EMG de VO8 durante os três períodos analisados.

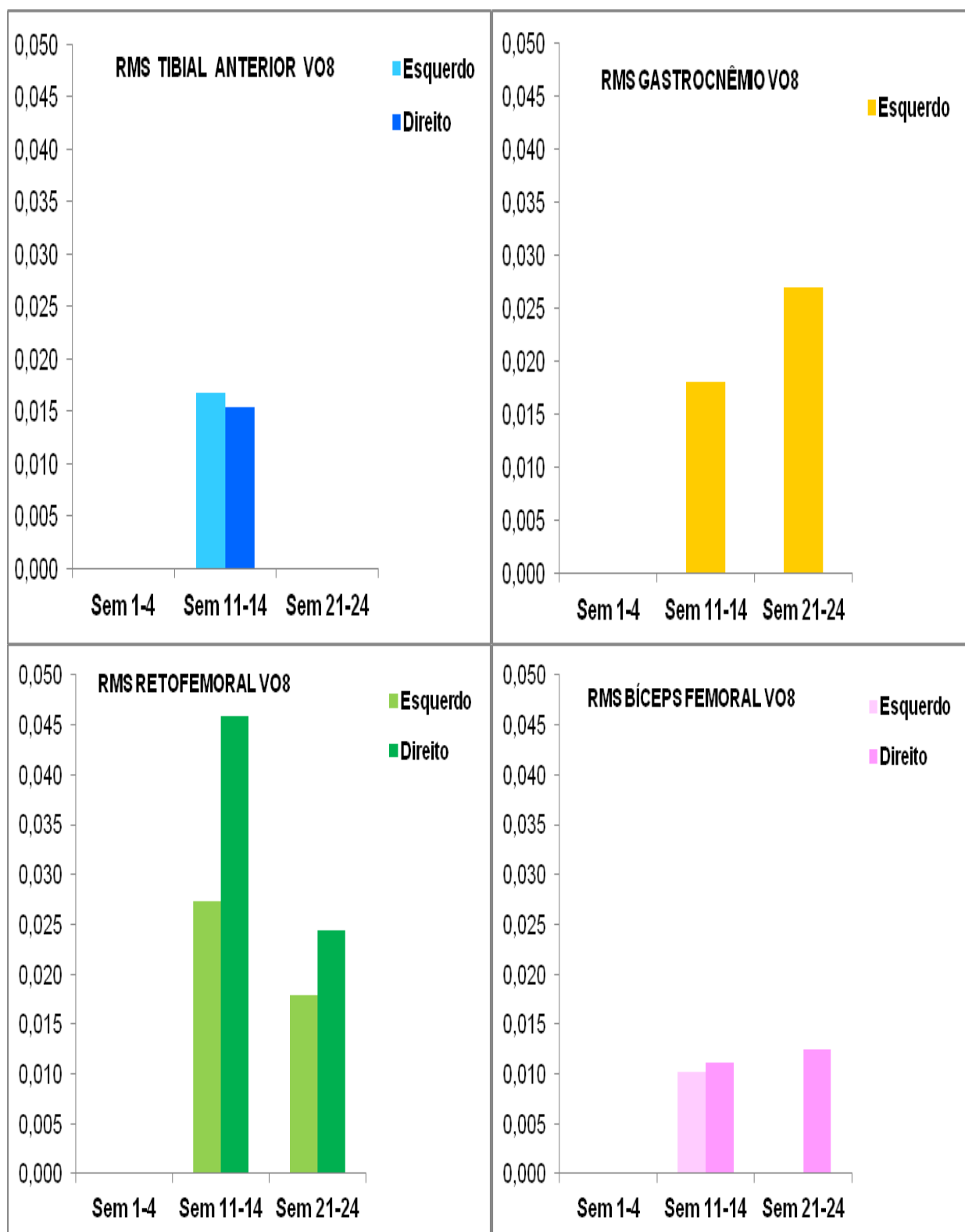


Figura 24 – Comportamento da evolução da ativação muscular (EMG) do VO8

ANEXOS

ANEXO A – Comitê de Ética em Pesquisa



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

ANEXO A – Comitê de Ética em Pesquisa

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,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Sergio Surugi de Siqueira', is written over a horizontal line.

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

Ilmo Sr
Ericson Pereira

ANEXO B: DESCRIÇÃO DO *SETUP* EXPERIMENTAL

O *Setup* experimental (PEREIRA, 2009; PEREIRA *et al.*, 2009) desenvolvido consistia de um sistema de suporte de peso corporal, utilizando-se polias e um guincho para controlar a suspensão e células de carga (FIGURA 25) e, um colete (FIGURA 25).

Para a aquisição do sinal biomecânico de força e a resposta eletromiográfica durante o TLSP utilizou-se um *software* (PEREIRA, 2009; PEREIRA *et al.*, 2009) desenvolvido em ambiente *LabView* versão 6i (*National Instruments*) que foram armazenados em um computador

Na aquisição do sinal biomecânico de força (FIGURA 26), utilizou-se uma placa modelo SCB-68 (*National Instruments*), com uma frequência de amostragem de 1000 Hz para cada canal (PEREIRA, 2009) sendo esses sinais armazenados diretamente no computador. Para medida do peso dos indivíduos, utilizou-se uma célula de carga acoplada ao sistema de suporte de peso corporal (FIGURA 27), sendo o treinamento locomotor realizado sobre uma esteira elétrica LX150 (*Movement*, Brasil).

Os sensores de força foram células de carga (*EMGSystem*, Brasil) com capacidade de 200 kg acopladas diretamente no sistema de suporte de peso corporal (FIGURA 28). Com os sensores de força foi mensurada a carga suportada pelo colete, mão direita e mão esquerda.

Já na aquisição dos sinais de EMG foi utilizada uma placa de aquisição PCI 6024E (*National Instruments*) com frequência de amostragem de 1000 Hz (FIGURA 29 A). Nesta coleta da atividade eletromiográfica dos músculos utilizou-se eletrodos de superfície (Ag/AgCl) com 1 cm de diâmetro (*Kendal Meditrace*, Canadá), acoplados a um eletromiógrafo EMG800C (*EMGSystem*, Brasil) (FIGURA 29 B) o qual possui filtros passa baixa de 500 Hz.

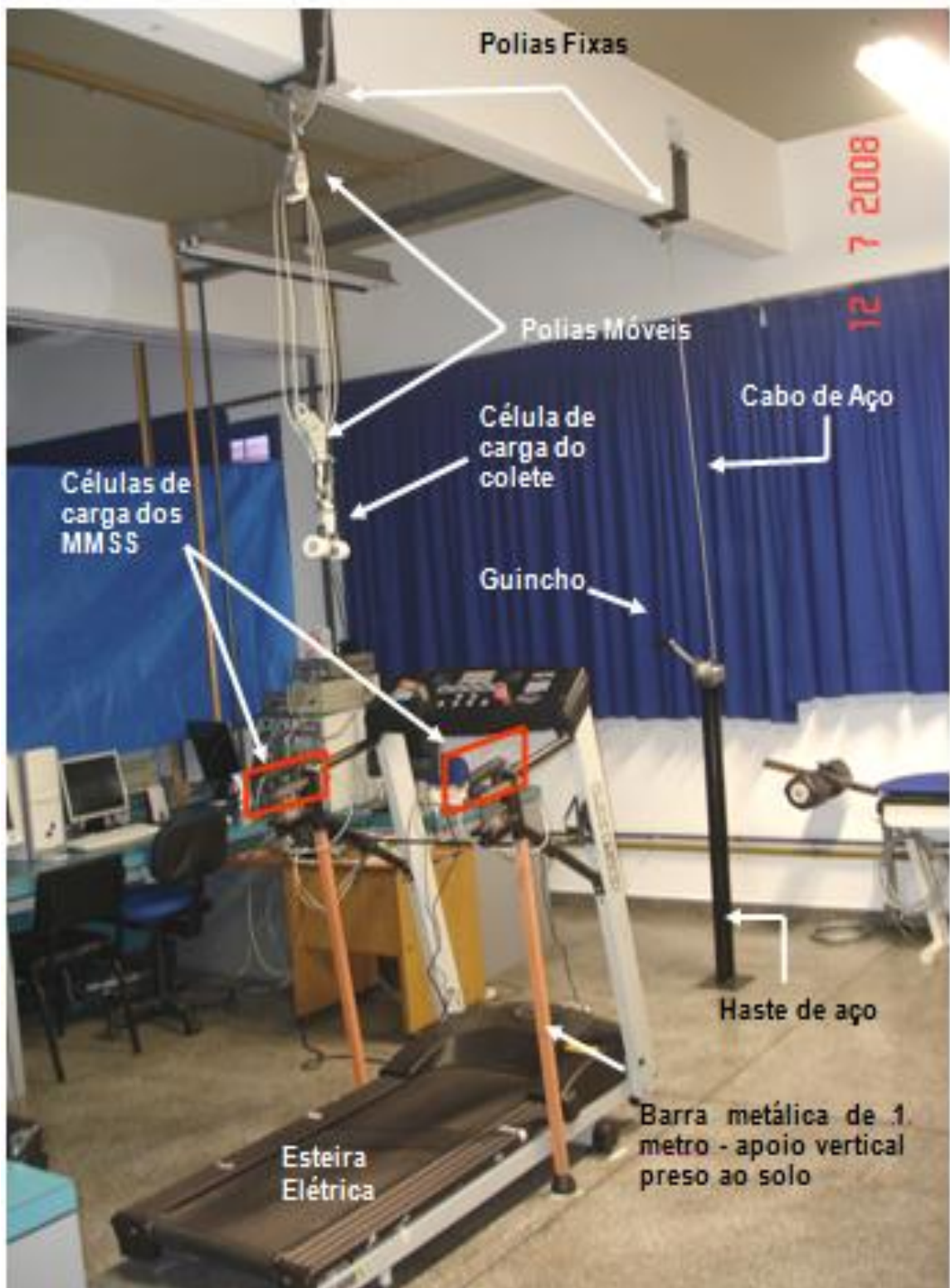


Figura 25 – Sistema de suporte de peso corporal desenvolvido para a realização do TLSP
Fonte: Pereira (2009).

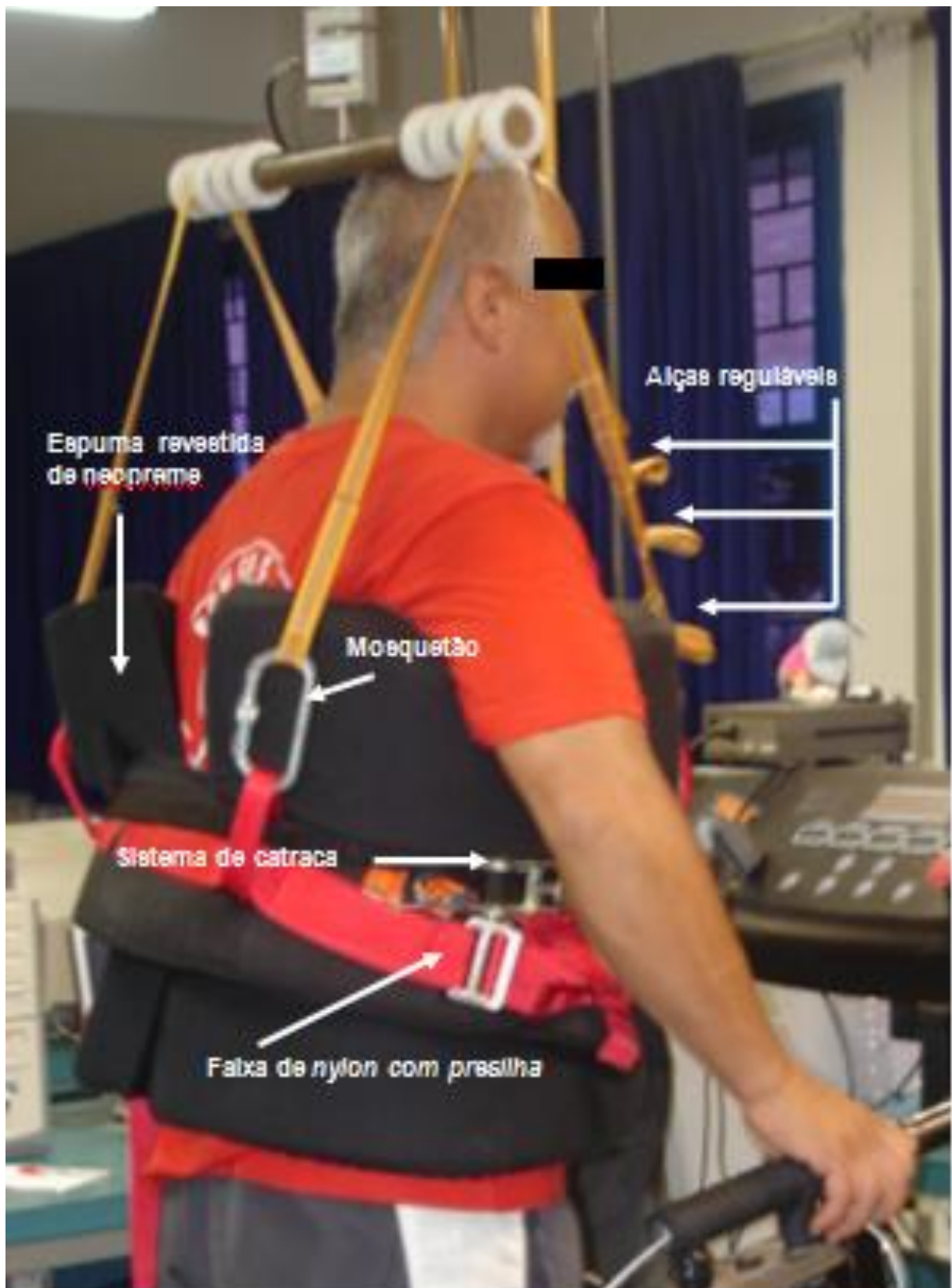


Figura 26 - Colete desenvolvido e utilizado para o TLSP
Fonte: Dutra (2009).

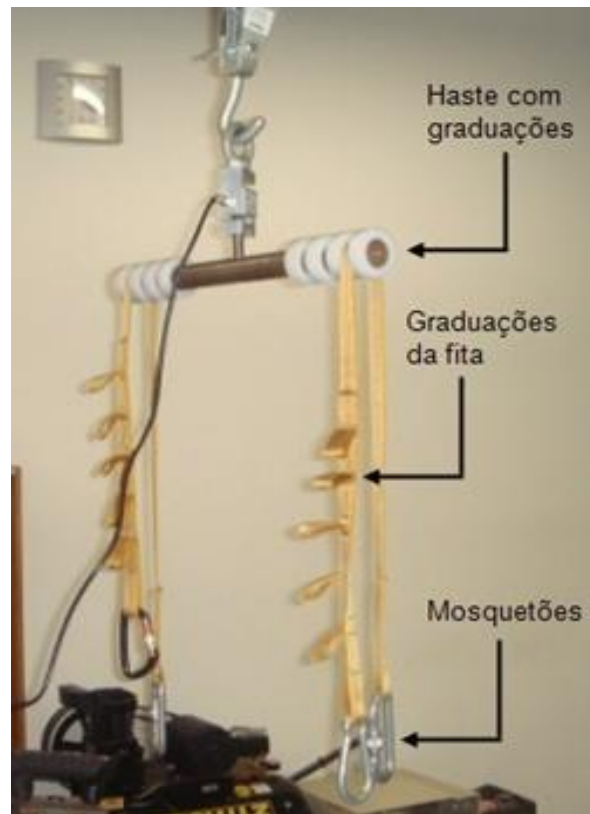


Figura 27 - Célula de carga tipo "S" com capacidade máxima de 200 Kg (EMG System, Brasil) acoplada ao sistema de suporte de peso corporal para medida do peso do voluntário durante a sessão de TLSP.

Fonte: Pereira (2009).

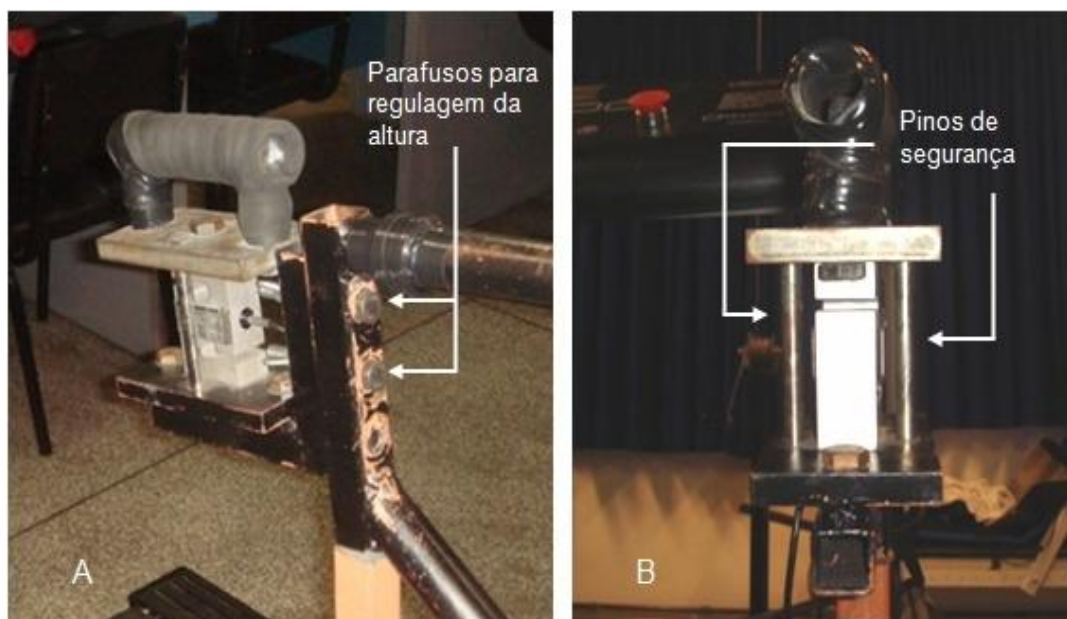


Figura 28 - Células de carga tipo "S" com capacidade máxima de 100 kg cada (Alfa Instrumentos, Brasil). Fonte: Pereira (2009).



Figura 29 – A: Placa de aquisição PCI 6024E (*National Instruments*) com frequência de amostragem de 1000 Hz. B: Placa modelo SCB-68 (*National Instruments*), com uma frequência de amostragem de 1000 Hz para cada canal.

Fonte: **Pereira** (2009).

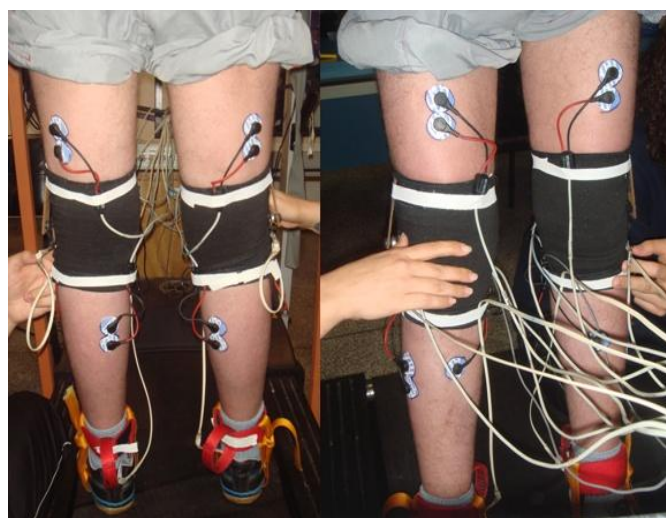


Figura 30 - Coleta da atividade eletromiográfica dos músculos - Eletrodos de superfície (Ag/AgCl) com cm de diâmetro (*Kendal Meditrace, Canadá*), Fonte: **Pereira** (2009).

ANEXO C - MIF

No gráfico da figura 31 são apresentados os valores da média dos resultados da MIF da avaliação inicial e final do GT após as vinte e quatro semanas de treino.

A tabela 4 apresenta os resultados individuais, inicial e final da MIF por domínio após seis meses.

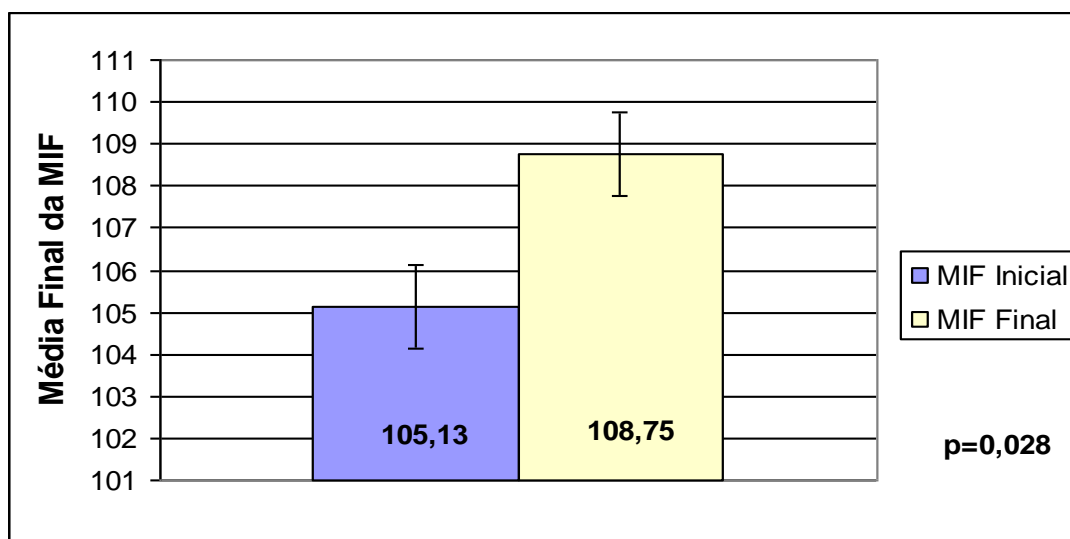


Figura 31 - Evolução da classificação inicial e final da medida de independência funcional do GT após 24 semanas de treino

Tabela 4 - Tabela de resultado individual inicial e final da MIF por domínio após 6 meses

Grupos	Cuidados Pessoais		Controle Vesical		Mobilidade e Transferência		Locomoção		Comunicação		Cognição Social		Escore Total	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
GT 1	42	42	12	14	16	19	7	7	7	7	21	21	105	110
GT 2	42	42	12	12	20	20	7	7	7	7	21	21	109	109
GT 3	42	42	12	12	20	20	7	7	7	7	21	21	109	109
GT 4	42	42	12	12	19	20	5	7	7	7	21	21	106	109
GT 5	36	42	12	12	13	18	6	7	7	7	21	21	95	107
GT 6	42	42	14	14	20	20	5	7	7	7	21	21	109	111
GT 7	40	42	12	12	15	18	7	7	7	7	21	21	102	107
GT 8	42	42	12	12	19	19	5	7	7	7	21	21	106	108

ANEXO D: Código do Software Desenvolvido em Ambiente MatLab versão 2011

Função para Análise e Manipulação dos dados de eletromiografia, descarga de peso e frequência cardíaca.

Referentes ao projeto EMTL (Estudo Multidisciplinar do Treino Locomotor com Suporte Parcial de Peso Corporal em Lesão Medular)

Esta versão permite a seleção de passos válidos antes do cálculo do valor RMS e NÃO considera medidas de ângulo ou das footswitches

Autora: Elisangela Ferretti Manffra

Última atualização: 13/01/2012

Diferenças da versão anterior: Permite ao usuário eliminar um pico de frequência manualmente antes de processar sinais de EMG; permite definir tamanho do passo na própria janela de EMG; não faz mais perguntas durante processamento de EMG

clear;

Constantes de calibração:

Celula de carga do colete:

a_col=36.175;

b_col=-0.281;

%Celula de carga mao direita:

a_md=-22.942;

b_md=-3.131;

Celula de carga mao esquerda:

a_me=-23.563;

b_me=-2.684;

nomes dos musculos

musculos={'Tibial Anterior Direito' 'Gastrocnemio Direito' 'Reto Femoral Direito' 'Biceps Femoral Direito' 'Tibial Anterior Esquerdo' 'Gastrocnemio Esquerdo' 'Reto Femoral Esquerdo' 'Biceps Femoral Esquerdo'};

forcas={'Célula de Carga do Colete' 'Célula de Carga da Mão Direita' 'Célula de Carga da Mão Esquerda'}

extensao='.xls';

extensao='.xlsx';

frequencia e período de amostragem

fs = 1000.0;

ts=1/fs;

resp='s';

configura filtro passa-baixas para sinal de força

[bf,af]=butter(2,30/500, 'low');

configura filtros notch para dados de EMG

for i=1:8

f1=i*60-2;

f2=i*60+2;

[b(i,:),a(i,:)] = butter(2,[f1/500,f2/500], 'stop');

end

f1=400-2;

f2=400+2;

[b(9,:),a(9,:)] = butter(2,[f1/500,f2/500], 'stop');

Le arquivo de referencia e calcula variáveis de referência:

File=input('Arquivo de referencia ','s');

Sf=size(File);

Nf=Sf(1,2);

if File(Nf-3:Nf)~='.xls'

if File(Nf-4:Nf)~='.xlsx'

File=strcat(File, '.xls');

end

end

ref = xlsread(File);

```

m_calib=ref(1,2);
m_haste=ref(2,2);
m_colete=ref(3,2);
m_ind=m_calib-m_colete;
Libera espaço de memória deletando a matriz ref
clear ref;
while resp=='s'
Le arquivo de dados e calcula variaveis
File=input('Arquivo com dados ','s');
Sf=size(File);
Nf=Sf(1,2);
if File(Nf-3:Nf)~='.xls'
if File(Nf-4:Nf)~='.xlsx'
File=strcat(File, extensao);
end
end
data = xlsread(File);
[ND,dd]=size(data);
indice=1:ND;
indice=ts*indice;
verifica se tem "buraco" da conversão manual txt->xls
if isnan(sum(data(8,:))) ee=1;
else ee=0; end
calcula forças
data(:,1)=a_col*data(:,1)+b_col;
data(:,2)=a_md*data(:,2)+b_md;
data(:,3)=a_me*data(:,3)+b_me;
filtra dados de força
for j=1:3 dataf(:,j)=data(:,j)-mean(data(:,j)); end
for j=1:3
y=dataf(:,j); %tirar depois
dataf(:,j)=filter(bf,af,dataf(:,j));
figure;
[PP,freq]=periodogram(y,[],[],fs);%tirar depois
subplot(2,2,1), plot(indice,y); axis tight; subplot(2,2,2),
plot(freq,PP); axis tight;%tirar depois
[PP,freq]=periodogram(dataf(:,j),[],[],fs);%tirar depois
subplot(2,2,3), plot(indice,dataf(:,j)); axis tight; subplot
(2,2,4), plot(freq,PP); axis tight;%tirar depois
end
pergunta se sinais de força são válidos e pula o restante do processamento se não forem
fig1=figure;
for i=1:3
subplot(3,1,i), plot(indice,dataf(:,i));axis tight; title
(forcas(i));
end
validf=input('Tecla ENTER se os dados de força forem VÁLIDOS e qualquer outra tecla se não
forem.','s');
if size(validf)==[0,0] validf='s'; end;
close(fig1);
if validf=='s'
CALCULO DE VARIAVEIS DE FORÇA
mmii=m_calib-data(:,1)-data(:,2)-data(:,3);
calcula tempo do passo para dimensionar janelas
[PP,freq]=periodogram(dataf(:,1),[],[],fs);
[C,l]=max(PP);
freq(l) é a frequencia da principal componente: seu inverso é o tempo do passo
t_passo=1/freq(l);
RES(1,1)=t_passo;
RES(1,2)=60*freq(l);

```

```

cadência em passos por minuto
RES(1,3)=m_ind;
media_mmii=mean(mmii);
media_perc_mmii=100*media_mmii/m_ind;
media_forca_mao_dir = mean(abs(dataf(:,2)));
media_forca_mao_esq = mean(abs(dataf(:,3)));
diff_forca_maos= 100*(media_forca_mao_dir
media_forca_mao_esq)/(media_forca_mao_dir+media_forca_mao_esq);
media_perc_mmss=100*
(media_forca_mao_dir+media_forca_mao_esq)/m_ind;
RES(2,1)=media_mmii;
RES(2,2)=media_forca_mao_dir;
RES(2,3)=media_forca_mao_esq;
RES(3,1)=media_perc_mmii;
RES(3,2)=media_perc_mmss;
RES(3,3)=diff_forca_maos;
FIM DO CALCULO DE VARIÁVEIS DE FORÇA
PREPARA SINAIS DE EMG PARA PROCESSAMENTO
for j=0:7 dataf(:,4+j)=data(:,8+ee+j)-mean(data(:,8+ee+j));
end
for j=4:11
y=dataf(:,j); %tirar depois
FILTRA 60Hz, SEUS MÚLTIPLOS e 400Hz DOS DADOS DE EMG
for i=1:9
dataf(:,j)=filter(b(i,:),a(i,:),dataf(:,j));
end
ELIMINA SPIKES QUE APARECEM NO TEMPO
npicos=0;
[ssd,o]=size(dataf(:,j));
media=mean(abs(dataf(:,j)));
for m=1:ssd
if abs(dataf(m,j))>=3*media
npicos=npicos+1;
dataf(m,j)=media; %substitui pico pela média
end
end
figure;
PP,freq]=periodogram(y,[],[],fs); %tirar depois
subplot(2,2,1), plot(indice,y); axis tight; subplot
(2,2,2), plot(freq,PP); axis tight; %tirar depois
PP,freq]=periodogram(dataf(:,j),[],[],fs); %tirar
depois
subplot(2,2,3), plot(indice,dataf(:,j)); axis tight;
subplot(2,2,4), plot(freq,PP); axis tight; %tirar depois
end
PROCESSA SINAIS DE EMG
for j=4:11
calcula FFT e plota sinal no tempo e frequencia
fig1=figure;
[PP,freq]=periodogram(dataf(:,j),[],[],fs);
subplot(2,1,1), plot(indice,dataf(:,j)); axis tight;
title(musculos(j-3));
subplot(2,1,2), plot(freq,PP); axis tight;
[N,M]=size(dataf(:,j)); %vai sair depois
limst=max(dataf(:,j));
limit=min(dataf(:,j));
limsf=max(PP);
limif=min(PP);
fmax=max(freq);
fmin=min(freq);

```

MENSAGEM:

CLIQUE DENTRO DA ÁREA DO GRÁFICO DO SINAL NO TEMPO PARA PROCESSÁ-LO E FORA PARA DESCARTÁ-LO

```
[xx,yy]=ginput(fig1);
if yy>limit && yy<limst && xx>0 && xx<N*ts
```

MENSAGEM:

SINAL DO MÚSCULO FOI ACEITO PARA PROCESSAMENTO

vai eliminar picos

MENSAGEM:

CLIQUE DENTRO DA ÁREA DO GRÁFICO DO ESPECTRO DO SINAL PARA ELIMINAR PICO E FORA PARA PROSEGUIR COM PROCESSAMENTO

```
[ff,zz]=ginput(fig1);
if zz>limif && zz<limsf && ff>fmin && ff<fmax
```

MENSAGEM:

FREQUENCIA DE FF Hz FOI ELIMINADA

```
f1=ff-2;
f2=ff+2;
[bp,ap]=butter(2,[f1/500,f2/500], 'stop');
dataf(:,j)=filter(bp,ap,dataf(:,j));
[PP,freq]=periodogram(dataf(:,j),[],[],fs);
subplot(2,1,1), plot(indice,dataf(:,j)); axis
tight; title(musculos(j-3));
subplot(2,1,2), plot(freq,PP); axis tight;
end
close(fig1);
Plota figura somente com sinal no tempo fig2=figure;
plot(indice,dataf(:,j)); axis tight; title(musculos
(j-3));
```

AGORA PEDE PARA MARCAR INICIO E FIM DO PASSO

```
fim=0;
while fim==0
linhas(1:N)=0;
Marca inicio do passo
[xxi,yyi]=ginput(fig2);
ini=floor(xxi/ts);
linhas(ini-1)=limit;
linhas(ini)=limst;
plot(indice,dataf(:,j),indice,linhas); axis
tight; title(musculos(j-3));
validf=input('Primeiro Ponto marcado. Tecla ENTER
para continuar.', 's');
Marca fim do passo
[xxf,yyf]=ginput(fig2);
fim=floor(xxf/ts);
linhas(fim-1)=limit;
linhas(fim)=limst;
t_passo_m=xxf-xxi;
clear xxi;
clear yyi;
clear xxf;
clear yyf;
plot(indice,dataf(:,j),indice,linhas); axis
tight; title(musculos(j-3));
validf=input('Tecla ENTER para confirmar
comprimento do passo e outra tecla para refazer.', 's');
if size(validf)==[0,0] fim=1; else fim=0; end;
end
```

PROCESSA PASSOS

```
np=0;
fim=0;
```

```

limites(1:N)=0;
limites(floor(0.5*t_passo_m/ts)-1)=limit;
limites(floor(0.5*t_passo_m/ts)+1)=limst;
limites(N-floor(0.5*t_passo_m/ts)-1)=limit;
limites(N-floor(0.5*t_passo_m/ts)+1)=limst;
close(fig2);
fig3=figure;
plot(indice,dataf(:,j),indice,limites); axis tight;
title(musculos(j-3));
separa em passos
while fim==0

[xx,yy]=ginput(fig3);
if yy>limit && yy<limst && xx>0 && xx<N*ts
np=np+1;
estabelece janela do passo válido selecionado
j1=floor((xx-0.5*t_passo_m)/ts);
j2=floor((xx+0.5*t_passo_m)/ts);
desenha janela do passo válido -vai sair
depois
linhas(1:N)=0;
linhas(j1-1)=limit;
linhas(j1+1)=limst;
linhas(j2-1)=limit;
linhas(j2+1)=limst;
plot(indice,dataf
(:,j),indice,limites,indice,linhas); axis tight;
pval(np)=sqrt(dot(dataf(j1:j2,j),dataf
(j1:j2,j))/(j2-j1));
else
fim=1;
end
end
RES(j,1)=np;
if(np~=0) RES(j,2)=sum(pval(1:np))/np;
else RES(j,2)=0; end
RES(j,3)=sqrt(dot(dataf(:,j),dataf(:,j))/N);
RES(j,4)=t_passo_m;
close(fig1);
else
MENSAGEM:
SINAL DO MÚSCULO .... FOI DESCARTADO
RES(j,1)=0;
RES(j,2)=0;
RES(j,3)=0;
RES(j,4)=0;
close(fig1);
end
end
salva resultados em arquivos de dados
File=strcat('RES_',File);
xlswrite(File,RES);
salva figuras dos sinais
fig1=figure;
subplot(5,2,1), plot(indice,mmii(:));axis tight; title 'Forca
em Membros Inferiores'
subplot(5,2,2), plot(indice,mmii(:));axis tight; title 'Forca
em Membros Inferiores'
for j=2:5
subplot(5,2,2*j-1), plot(indice,dataf(:,j+2));axis tight;

```



```
title(musculos(j-1))
subplot(5,2,2*j), plot(indice,dataf(:,j+6));axis tight;
title(musculos(j+3))
end
File1=File;
p=regexp(File,'.xls');
File1=strcat(File1(1:p),'jpg');
saveas(fig1,File1);
close(fig1);
APAGAR TODAS AS VARIÁVEIS QUE POSSAM GERAR PROBLEMA
clear RES;
clear data;
clear dataf;
clear mmii;
clear linhas;
clear limites;
clear pval;
clear xx;
clear yy;
end
resp=input('Tecla ENTER para continuar e "p" para parar.', 's');
if size(resp)==[0,0] resp='s'; end;
end
```