



A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR APLICADA EM MÚSCULOS
QUADRÍCEPS E ISQUIOTIBIAIS PARA MELHORA DA PERFORMANCE DO
SALTO VERTICAL

Denise da Costa Di Bartolo

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Márcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro
Maio de 2016

A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR APLICADA EM MÚSCULOS
QUADRÍCEPS E ISQUIOTIBIAIS PARA MELHORA DA PERFORMANCE DO
SALTO VERTICAL

Denise da Costa Di Bartolo

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Percy Nohama, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2016

Di Bartolo, Denise da Costa

A Estimulação Elétrica Neuromuscular Aplicada em Músculos Quadríceps e Isquiotibiais Para Melhora da Performance do Salto Vertical. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016

XVII, 146 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 116-125.

1. Eletroestimulação. 2. Saltos verticais. 3. Músculos Isquiotibiais. I. Di Bartolo, Denise da Costa. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Resumo da tese apresentada à COPPE/UFRJ como requisito parcial para obtenção do título de Doutor (D.Sc.)

A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR APLICADA EM MÚSCULOS QUADRÍCEPS E ISQUIOTIBIAIS PARA MELHORA DA PERFORMANCE DO SALTO VERTICAL

Denise da Costa Di Bartolo

Maio/2016

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Departamento: Engenharia Biomédica

A altura do salto vertical é um componente importante na avaliação da força muscular e desempenho. Por sua vez, protocolos de treinamento combinando Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES) e contrações voluntárias podem melhorar a altura do salto, com respostas diferentes de acordo com a técnica aplicada ou músculo estimulado. Este trabalho teve como objetivo avaliar os efeitos de um protocolo de treinamento de quatro semanas sobrepondo NMES a agachamentos sobre o salto vertical de voluntários saudáveis, não-atletas. Quarenta e um voluntários, com idade entre 18 e 35 anos, participaram do estudo, sendo divididos em grupos de acordo com o sexo e o grupo muscular que recebeu NMES - quadríceps femoral e isquiotibiais - e o grupo controle. Todos os voluntários realizaram 5 séries de 10 agachamentos ao longo das quatro semanas; séries de 10 saltos com contra-movimento (CMJ) e 10 saltos a partir de agachamentos (SJ) foram realizadas antes e após o protocolo de treinamento, a fim de avaliar a melhoria do salto vertical e de variáveis como velocidades, aceleração e potência. Há uma tendência de melhoria do CMJ para NMES sobreposta ao quadríceps femoral.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

NEURO MUSCULAR ELECTRICAL STIMULATION APPLIED TO QUADRÍCEPS
AND HAMSTRING MUSCLES FOR THE IMPROVEMENT OF VERTICAL JUMP
HEIGHT

Denise da Costa Di Bartolo

May/2016

Advisors: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

Vertical jump height is a relevant feature in the assessment of muscle power, being essential in sports like volleyball, basketball and gymnastics among others. In turn, training protocols combining Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) to voluntary contractions are being studied in order to improve jump height, with different responses according to the technique applied or to the muscle stimulated. This work aimed to evaluate the effects of a 4-week training protocol superimposing NMES to squats, into the vertical jump height of healthy, non-athlete men. Forty-one subjects, age between 18 and 35, volunteered the study, being divided into groups according to gender and the muscular group that received NMES – quadriceps femoris and hamstring - and the control group. All the volunteers performed 5 series of 10 squats along the four weeks; series of 10 Counter-Movement Jumps and 10 Squat Jumps were performed before and after the training protocol, in order to evaluate jump improvement. Analysis of velocities, acceleration and power were obtained through data obtained by an optoelectronic system, and peak torque was obtained through an isokinetic dynamometer. The results indicate an improvement tendency for NMES superimposed to quadriceps Femoris for improving CMJ.

SUMÁRIO

1	MOTIVAÇÃO E COLOCAÇÃO DO PROBLEMA.....	1
1.2	ESTRUTURA DO DOCUMENTO	4
2	SALTOS VERTICAIS	5
2.1	DINÂMICA DOS SALTOS VERTICAIS	7
2.2	RECOMENDAÇÕES PARA UMA BOA EXECUÇÃO DE SALTOS VERTICAIS	11
2.3	TÉCNICAS PARA MEDIÇÃO DOS SALTOS.....	12
2.4	CONSIDERAÇÕES	13
3	REVISÃO DA LITERATURA.....	14
3.1	A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR – NMES	14
3.2	NMES ASSOCIADA À CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA.....	21
3.3	ESTIMULAÇÃO DO MÚSCULO ANTAGONISTA À CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA VOLUNTÁRIA	29
3.4	SUMÁRIO	29
4	MATERIAIS E MÉTODOS	31
4.1	VISÃO GERAL DA HIPÓTESE DE TRABALHO.....	31
4.2	INSTRUMENTAÇÃO	32
4.3	CASUÍSTICA	41
4.4	PROTOSCOLOS DOS ESTUDOS	42
4.5	PROCESSAMENTO DOS DADOS	54
4.6	RESUMO.....	58
5	RESULTADOS.....	61
5.1	FASE I – ESTUDO PILOTO	61
5.2	FASE II.....	63
5.3	FASE III	68
6	DISCUSSÃO.....	105
6.1	A NMES E A MUDANÇA NA ALTURA DE SALTO, FASE I, II E III..	105
7	CONCLUSÃO.....	114

BIBLIOGRAFIA	116
ANEXO 1 – QUESTIONÁRIO DE PERCEPÇÃO	125
ANEXO 2 – CARTAZ-CONVITE	129

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: SALTO DUPLO MORTAL CARPADO.	1
FIGURA 2: PROCEDIMENTO PARA REALIZAÇÃO DO SJ.	5
FIGURA 3: PROCEDIMENTO PARA REALIZAÇÃO DO CMJ.	6
FIGURA 4: PROCEDIMENTO PARA O DJ, QUE PARTE DE UMA SUPERFÍCIE MAIS ALTA.	6
FIGURA 5: <i>ABALAKOV JUMP</i> (À ESQUERDA) E <i>SARGENT TEST</i> (À DIREITA). NO SEGUNDO SALTO, A MÃO DEVE BATER NA PAREDE, MARCANDO A ALTURA ALCANÇADA.	7
FIGURA 6. PONTOS MOTORES. VISTA FRONTAL. ADAPTADO DE KITCHEN (2003).	15
FIGURA 7: PONTOS MOTORES DE MEMBROS INFERIORES. VISTA POSTERIOR. ADAPTADO DE KITCHEN (2003).	15
FIGURA 8: MODELO ESQUEMÁTICO DO MÉTODO DE EXERCÍCIO HÍBRIDO.	23
FIGURA 9: REGULAÇÃO DO FOCO E ABERTURA DA CÂMERA.	34
FIGURA 10: COLOCAÇÃO DOS MARCADORES REFLEXIVOS NOS PONTOS DE INTERESSE. ...	35
FIGURA 11: TELA DO "SMART-TRACKER", COM O MODELO CRIADO PARA MEMBROS INFERIORES (JANELA À ESQUERDA) E A RECONSTRUÇÃO DOS PONTOS FILMADOS EM MEMBROS INFERIORES, EM 3D (JANELA À DIREITA). O MODELO REFLETE A COLOCAÇÃO DOS MARCADORES NOS PONTOS ANATÔMICOS, DE FORMA A RECONSTRUIR A PARTE DO CORPO ENVOLVIDA NO MOVIMENTO A SER ANALISADO..	36
FIGURA 12: TELA DO "SMART-ANALIZER", COM OS PROTOCOLOS (JANELA "PROTOCOL") PARA OBTENÇÃO DE VALORES PARA 1 OU 3 DIMENSÕES. NA JANELA AO LADO ("PLOT 1"), É POSSÍVEL VISUALIZAR A TRAJETÓRIA DE UM DOS PONTOS ANATÔMICOS PARA OS EIXOS DE MOVIMENTO "X" (DESLOCAMENTO HORIZONTAL) E "Y" (DESLOCAMENTO VERTICAL).	36
FIGURA 13: SENSOR DE APROXIMAÇÃO, MODELO GP2D120XJ00F (SHARP, JAPÃO).	37
FIGURA 14: CIRCUITO UTILIZADO PARA CONDICIONAMENTO DO SINAL ANALÓGICO DE SAÍDA DO SENSOR (VINSENSOR).	37

FIGURA 15: PLATAFORMA DE SALTO. NOS PÉS, OS MARCADORES REFLEXIVOS DO SISTEMA DE CINEMETRIA, UTILIZADOS PARA COMPARAÇÃO ENTRE OS DADOS DE TEMPO DE DESLOCAMENTO VERTICAL DOS DOIS SISTEMAS.....	38
FIGURA 16: CIRCUITO LIGADO À PLACA DE AQUISIÇÃO DA PLATAFORMA DE SALTOS.	39
FIGURA 17: TELA DE AQUISIÇÃO DOS SINAIS DA PLATAFORMA DE SALTO.	39
FIGURA 18: ELETROESTIMULADOR FES-PEB.	43
FIGURA 19: PULSO GERADO PELO ELETROESTIMULADOR FES-PEB.	43
FIGURA 20: ELETROESTIMULAÇÃO APLICADA AO MÚSCULO QUADRÍCEPS, PORÇÃO VASTO LATERAL. O VOLUNTÁRIO ESTÁ SENTADO EM UMA CADEIRA QUE PERMITE A LIVRE MOVIMENTAÇÃO DA PERNA.	45
FIGURA 21: NEURODYN II (IBRAMED, BRASIL).	46
FIGURA 22: FORMATO DA ONDA EMITIDA PELO NEURODYN II.	46
FIGURA 23: ELETRODOS AUTOADESIVOS COLOCADOS SOBRE OS PONTOS MOTORES DOS MÚSCULOS QUADRÍCEPS (À ESQUERDA) E ISQUIOTIBIAIS (À DIREITA). OS ELETRODOS DISPERSIVOS FORAM COLOCADOS PRÓXIMOS AO JOELHO.	48
FIGURA 24: AGACHAMENTOS COM BRAÇOS ESTENDIDOS PARA MELHOR ESTABILIZAÇÃO DO CORPO DURANTE A DESCIDA.	49
FIGURA 25: DISTRIBUIÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS DA SEGUNDA FASE DO ESTUDO, FEITA NA SEMANA ZERO DO ESTUDO. AS SETAS INDICAM A QUE TIPO DE TREINAMENTO PERTENCERAM OS VOLUNTÁRIOS DENTRO DE CADA SUBGRUPO. CONFORME PODE SER VISTO, UM VOLUNTÁRIO DO SEXO MASCULINO, DO GRUPO DOS SEDENTÁRIOS, E UM VOLUNTÁRIO PRATICANTE DE ATIVIDADE FÍSICA FORAM EXCLUÍDOS DO ESTUDO....	51
FIGURA 26: DISTRIBUIÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS DA FASE III DO ESTUDO. AS SETAS INDICAM A QUE TIPO DE TREINAMENTO PERTENCERAM OS VOLUNTÁRIOS DENTRO DE CADA SUBGRUPO.	52
FIGURA 27: MARCADORES REFLEXIVOS COLOCADOS NO SACRO (A) E BILATERALMENTE EM ESPINHA ILÍACA ANTEROSSUPERIOR (B), CÔNDILO (C), CALCÂNEO (D), MALÉOLO LATERAL (E) E PRIMEIRA ARTICULAÇÃO METATARSO-FALANGEANA (F).....	53
FIGURA 28: PLICÔMETRO CIENTÍFICO CESCORF.....	54

FIGURA 29: AS FORMAS DE ONDA PADRÃO DOS SINAIS DURANTE O CMJ.....	56
FIGURA 30: ALTURA DE SALTOS ANTES DO INÍCIO DAS SESSÕES DE ELETROESTIMULAÇÃO (SEMANA 0), APÓS A QUARTA SEMANA (SEMANA 4) E AO FIM DA OITAVA SEMANA DE ESTIMULAÇÃO (SEMANA 8) PARA O VOLUNTÁRIO SEDENTÁRIO. * P-VALOR < 0,05.	61
FIGURA 31: ALTURA DE SALTOS ANTES DO INÍCIO DAS SESSÕES DE ELETROESTIMULAÇÃO (SEMANA 0), APÓS A QUARTA SEMANA (SEMANA 4) E AO FIM DA OITAVA SEMANA DE ESTIMULAÇÃO (SEMANA 8) PARA O VOLUNTÁRIO PRATICANTE DE ATIVIDADE FÍSICA DO SEXO MASCULINO.....	62
FIGURA 32: ALTURA DE SALTOS ANTES DO INÍCIO DAS SESSÕES DE ELETROESTIMULAÇÃO (SEMANA 0), APÓS A QUARTA SEMANA (SEMANA 4) E AO FIM DA OITAVA SEMANA DE ESTIMULAÇÃO (SEMANA 8) PARA O VOLUNTÁRIO PRATICANTE DE ATIVIDADE FÍSICA DO SEXO FEMININO.....	62
FIGURA 34: ALTURA DE SALTOS NORMALIZADA DA POPULAÇÃO MASCULINA, ANTES E APÓS A INTERVENÇÃO. OS SALTOS FORAM SEPARADOS EM CMJ E SJ.	64
FIGURA 35: ALTURA DE SALTOS NORMALIZADA DA POPULAÇÃO FEMININA, ANTES E APÓS A INTERVENÇÃO. OS SALTOS FORAM SEPARADOS EM CMJ E SJ.	66
FIGURA 36: ALTURA DE SALTO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.	70
FIGURA 37: ALTURA DE SALTO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	70
FIGURA 38: ALTURA DE SALTO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, GRUPO CONTROLE.	71
FIGURA 39: VALORES NUMÉRICOS E DIAGRAMA DE DISPERSÃO PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO, GRUPO QUADRÍCEPS, SJ. AS VARIÁVEIS PARA CORRELAÇÃO SÃO ALTURA DE SALTO (H_SALTO), VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO (V_TOFF), MÁXIMA ACELERAÇÃO (MAX_A), MÁXIMA VELOCIDADE (MAX_V), MÁXIMA POTÊNCIA (MAX_P), VELOCIDADE ANGULAR DE JOELHO (V_J), DELTA TEMPO (DT) E TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA (TCC).	72

FIGURA 40: VALORES NUMÉRICOS E DIAGRAMA DE DISPERSÃO PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO, GRUPO ISQUIOTIBIAIS, SJ. AS VARIÁVEIS PARA CORRELAÇÃO SÃO ALTURA DE SALTO (H_SALTO), VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO (V_TOFF), MÁXIMA ACELERAÇÃO (MAX_A), MÁXIMA VELOCIDADE (MAX_V), MÁXIMA POTÊNCIA (MAX_P), VELOCIDADE ANGULAR DE JOELHO (V_J), DELTA TEMPO (DT) E TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA (TCC).	73
FIGURA 41: VALORES NUMÉRICOS E DIAGRAMA DE DISPERSÃO PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO, GRUPO CONTROLE, SJ. AS VARIÁVEIS PARA CORRELAÇÃO SÃO ALTURA DE SALTO (H_SALTO), VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO (V_TOFF), MÁXIMA ACELERAÇÃO (MAX_A), MÁXIMA VELOCIDADE (MAX_V), MÁXIMA POTÊNCIA (MAX_P), VELOCIDADE ANGULAR DE JOELHO (V_J), DELTA TEMPO (DT) E TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA (TCC).	73
FIGURA 42: VELOCIDADE MÁXIMA DE SALTO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.....	75
FIGURA 43: VELOCIDADE MÁXIMA DE SALTO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	76
FIGURA 44: VELOCIDADE MÁXIMA DE SALTO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	76
FIGURA 45: VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.....	77
FIGURA 46: VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	77
FIGURA 47: VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	78
FIGURA 48: MÁXIMA ACELERAÇÃO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.	78
FIGURA 49: MÁXIMA ACELERAÇÃO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	79
FIGURA 50: MÁXIMA ACELERAÇÃO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	79

FIGURA 51: MÁXIMA POTÊNCIA DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.	80
FIGURA 52: MÁXIMA POTÊNCIA DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	80
FIGURA 53: MÁXIMA POTÊNCIA DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	81
FIGURA 54: DELTA TEMPO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.	81
FIGURA 55: DELTA TEMPO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	82
FIGURA 56: DELTA TEMPO DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	82
FIGURA 57: TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.....	83
FIGURA 58: TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.	83
FIGURA 59: TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DURANTE O SJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.....	84
FIGURA 60: ALTURA DE SALTO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.	86
FIGURA 61: ALTURA DE SALTO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	86
FIGURA 62: ALTURA DE SALTO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	87
FIGURA 63: VALORES NUMÉRICOS E DIAGRAMA DE DISPERSÃO PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO, GRUPO QUADRÍCEPS, CMJ. AS VARIÁVEIS PARA CORRELAÇÃO SÃO ALTURA DE SALTO (H_SALTO), VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO (V_TOFF), MÁXIMA ACELERAÇÃO (MAX_A), MÁXIMA VELOCIDADE (MAX_V), MÁXIMA POTÊNCIA (MAX_P), VELOCIDADE ANGULAR DE JOELHO (V_J), DELTA TEMPO (DT) E TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA (TCC).....	88

FIGURA 64: VALORES NUMÉRICOS E DIAGRAMA DE DISPERSÃO PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO, GRUPO ISQUIOTIBIAIS, CMJ. AS VARIÁVEIS PARA CORRELAÇÃO SÃO ALTURA DE SALTO (H_SALTO), VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO (V_TOFF), MÁXIMA ACELERAÇÃO (MAX_A), MÁXIMA VELOCIDADE (MAX_V), MÁXIMA POTÊNCIA (MAX_P), VELOCIDADE ANGULAR DE JOELHO (V_J), DELTA TEMPO (DT) E TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA (TCC).....	89
FIGURA 65: VALORES NUMÉRICOS E DIAGRAMA DE DISPERSÃO PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO, GRUPO CONTROLE, CMJ. AS VARIÁVEIS PARA CORRELAÇÃO SÃO ALTURA DE SALTO (H_SALTO), VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO (V_TOFF), MÁXIMA ACELERAÇÃO (MAX_A), MÁXIMA VELOCIDADE (MAX_V), MÁXIMA POTÊNCIA (MAX_P), VELOCIDADE ANGULAR DE JOELHO (V_J), DELTA TEMPO (DT) E TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA (TCC).	89
FIGURA 66: VELOCIDADE MÁXIMA DE SALTO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.....	91
FIGURA 67: VELOCIDADE MÁXIMA DE SALTO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.	92
FIGURA 68: VELOCIDADE MÁXIMA DE SALTO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.....	92
FIGURA 69: VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.....	93
FIGURA 70: VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.	93
FIGURA 71: VELOCIDADE DE SAÍDA DO SOLO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.....	94
FIGURA 72: MÁXIMA ACELERAÇÃO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.	94
FIGURA 73: MÁXIMA ACELERAÇÃO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	95
FIGURA 74: MÁXIMA ACELERAÇÃO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	95

FIGURA 75: MÁXIMA POTÊNCIA DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.	96
FIGURA 76: MÁXIMA POTÊNCIA DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	96
FIGURA 77: MÁXIMA POTÊNCIA DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	97
FIGURA 78: DELTA TEMPO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.	97
FIGURA 79: DELTA TEMPO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.....	98
FIGURA 80: DELTA TEMPO DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.	98
FIGURA 81: TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO QUADRÍCEPS.....	99
FIGURA 82: TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO ISQUIOTIBIAIS.	99
FIGURA 83: TEMPO DE CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DURANTE O CMJ, VOLUNTÁRIO A VOLUNTÁRIO, SEXO MASCULINO, PARA O GRUPO CONTROLE.....	100
FIGURA 84: CORRELAÇÃO ENTRE DINAMOMETRIA E ALTURA DE SJ E CMJ. GRUPO QUADRICEPS, POPULAÇÃO MASCULINA. EXT_J_90 INDICA A EXTENSÃO DO JOELHO A UMA VELOCIDADE DE 90°/S E EXT_J_240, A EXTENSÃO DO JOELHO A UMA VELOCIDADE DE 240°/S.	102
FIGURA 85: CORRELAÇÃO ENTRE DINAMOMETRIA E ALTURA DE SJ E CMJ. GRUPO ISQUIOTIBIAIS, POPULAÇÃO MASCULINA. EXT_J_90 INDICA A EXTENSÃO DO JOELHO A UMA VELOCIDADE DE 90°/S E EXT_J_240, A EXTENSÃO DO JOELHO A UMA VELOCIDADE DE 240°/S.	102
FIGURA 86: CORRELAÇÃO ENTRE DINAMOMETRIA E ALTURA DE SJ E CMJ. GRUPO CONTROLE, POPULAÇÃO MASCULINA. EXT_J_90 INDICA A EXTENSÃO DO JOELHO A UMA VELOCIDADE DE 90°/S E EXT_J_240, A EXTENSÃO DO JOELHO A UMA VELOCIDADE DE 240°/S.	103

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: P-VALORES, A PARTIR DO <i>WILCOXON SIGNED RANK TEST</i>	63
TABELA 2: <i>KRUSKAL-WALLIS RANK SUM TEST</i> , POPULAÇÃO MASCULINA	64
TABELA 3: COMPARAÇÕES PAREADAS DO SJ USANDO O <i>WILCOXON RANK SUM TEST</i> , POPULAÇÃO MASCULINA	65
TABELA 4: COMPARAÇÕES PAREADAS DO CMJ USANDO O <i>WILCOXON RANK SUM TEST</i> , POPULAÇÃO MASCULINA	65
TABELA 5: <i>WILCOXON SIGNED RANK TEST</i> UTILIZADO PARA ALTURA DOS SALTOS ANTES E DEPOIS DA INTERVENÇÃO, PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO.....	65
TABELA 6: <i>KRUSKAL-WALLIS RANK SUM TEST</i> , POPULAÇÃO FEMININA.....	67
TABELA 7: COMPARAÇÕES PAREADAS DO SJ USANDO O <i>WILCOXON RANK SUM TEST</i> , POPULAÇÃO FEMININA.....	67
TABELA 8: COMPARAÇÕES PAREADAS DO CMJ USANDO O <i>WILCOXON RANK SUM TEST</i> , POPULAÇÃO FEMININA.....	67
TABELA 9: <i>WILCOXON SIGNED RANK TEST</i> UTILIZADO PARA ALTURA DOS SALTOS ANTES E DEPOIS DA INTERVENÇÃO, PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO FEMININO	67
TABELA 10: MÉDIA, DESVIO-PADRÃO, ERRO PADRÃO E VARIAÇÃO RELATIVA DE ALTURA DE SALTO (A) PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO COM MELHOR DESEMPENHO NO SJ, POR GRUPO DE TREINAMENTO	69
TABELA 11: VALORES DE VARIAÇÃO RELATIVA DE ALTURA DE SALTO (A) PARA AS VARIÁVEIS ANALISADAS NO SJ, VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO	75
TABELA 12: MÉDIA, DESVIO-PADRÃO, ERRO PADRÃO E VARIAÇÃO RELATIVA DE ALTURA DE SALTO (A) PARA OS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO COM MELHOR DESEMPENHO NO CMJ, POR GRUPO DE TREINAMENTO	85
TABELA 13: VALORES DE VARIAÇÃO RELATIVA DE ALTURA DE SALTO (A) PARA AS VARIÁVEIS ANALISADAS NO CMJ, VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO.....	91

TABELA 14: PICO DE TORQUE DE EXTENSÃO DE JOELHO, VELOCIDADES DE 90°/S E 240°/S, E VARIAÇÃO RELATIVA DE TORQUE ENTRE SEMANAS ZERO E QUATRO (A), VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO	101
TABELA 15: MASSA, PERIMETRIA, DOBRA CUTÂNEA E VARIAÇÃO DOS RESPECTIVOS VALORES PARA SEMANA ZERO E QUATRO (A) DOS VOLUNTÁRIOS DO SEXO MASCULINO.....	104
TABELA 16. ESCALA DE BORG MODIFICADA – CR 10	127
TABELA 17. ESCALA DE BORG MODIFICADA – CR 10	127

SIGLAS

CMJ – *Counter-movement Jump* ou salto com contra-movimento

HYB – Técnica de exercício híbrido

MHC – *Myosin Heavy Chain* ou Cadeia pesada de miosina

NMES – *Neuromuscular Electrical Stimulation* ou Estimulação Elétrica Neuromuscular

SJ – *Squat Jump* ou salto a partir de agachamento

SNC – Sistema Nervoso Central

1 MOTIVAÇÃO E COLOCAÇÃO DO PROBLEMA

A altura do salto vertical é um importante componente da performance de atletas em esportes como o vôlei, basquete e ginástica olímpica, entre outros (DELEY *et al.*, 2011; MAFFIULETTI *et al.*, 2000; MARKOVIC, GORAN, 2007; SHEPPARD *et al.*, 2011), sendo que sua análise funcional permite quantificar a capacidade motora e a força mecânica dos membros inferiores. Tal análise auxilia na descoberta de novos talentos do esporte ou mesmo determinação da efetividade de programas de treinamento. Não se restringindo ao esporte, a análise do salto também pode ser usada para avaliar características de explosão em sedentários (BOSCO; LUHTANEN; KOMI, 1983; BOUKHENOUS; ATTARI, 2011; MARKOVIC *et al.*, 2004).

Na ginástica artística, por exemplo, os ginastas estão constantemente tentando alcançar e ultrapassar os limites do seu corpo, criando movimentos cada vez mais audaciosos, complexos e que impressionam pela plasticidade (LOPES; NUNOMURA, 2007; NUNOMURA, 2002). Quanto mais complicadas e perfeitas forem as acrobacias realizadas, quanto mais precisa for a aterrissagem e a saída dos aparelhos, maior a pontuação obtida, uma vez que performances originais e de risco são valorizadas (NUNOMURA, 2002).

No caso dos saltos realizados na apresentação de solo (Figura 1), o impulso inicial e a conseqüente reação do chão têm que ser grandes para que o movimento de giro no ar possa ser realizado. A explosão muscular e a técnica do atleta devem sempre estar aliadas ao controle e à estabilidade dos movimentos.

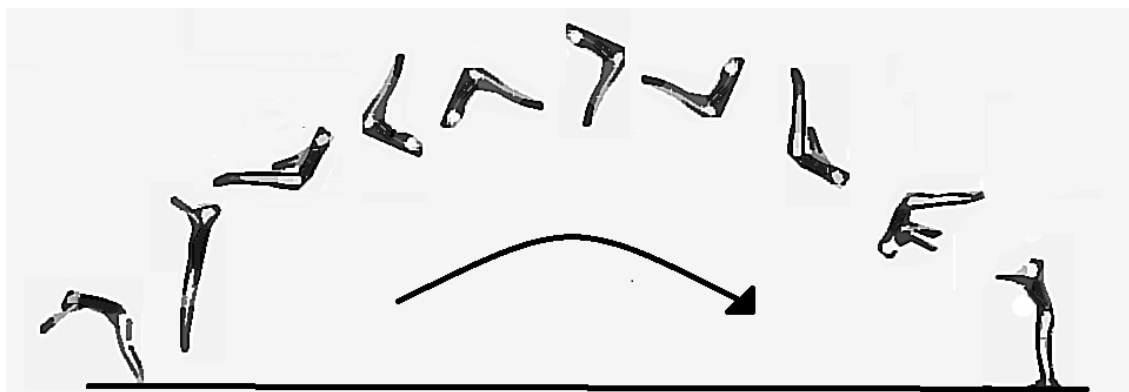


Figura 1: Salto duplo mortal carpado.

Para potencializar altura de salto, utiliza-se frequentemente treinamento convencional de força, a partir de exercícios resistidos em cadeia aberta ou fechada com uso de carga, a exemplo de aparelhos como mesa romana e *leg-press*, além do uso tradicional de pesos. Há também técnicas de treinamento que utilizam carga em membros inferiores durante o salto, com objetivo de aumentar a força e potência e conseqüentemente, contribuir para um aumento do salto vertical (NEWTON et al., 2006; NEWTON; KRAEMER; HÄKKINEN, 1999); a ênfase neste caso está na produção rápida de força, gerando uma carga inercial maior que o normal a ser vencida na fase propulsiva do salto vertical (SHEPPARD et al., 2011). SHEPARD ET AL. (2011) descrevem ainda uma variante da técnica de sobrecarga, chamada de treino assistido, em que utiliza-se uma carga reduzida nos saltos com contra-movimento para desenvolver taxas mais elevadas de encurtamento para potencializar a performance no salto vertical. Outro treinamento clássico é o treino pliométrico, que consiste em sequências de contrações excêntricas e concêntricas em movimentos rápidos e de explosão, trazendo resultados positivos sobre a altura do salto vertical (MARKOVIC, 2007). Segundo MARKOVIC (2007), o treino pliométrico colabora para aumentar a performance de diferentes modalidades de salto vertical – Counter-movement jump. Squat jump, drop jump – de pessoas saudáveis.

A literatura tem mostrado que a técnica associada de exercício voluntário e Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES) apresenta bons resultados, tanto para a reabilitação quanto para o treinamento de atletas (PAILLARD, 2008). Contudo, ainda há controvérsias quanto à superioridade ou equivalência da NMES, tanto no caso de aplicação isolada, quanto de aplicação conjunta a contrações voluntárias. Tais discordâncias estão relacionadas a diferenças metodológicas entre os estudos quanto aos parâmetros de estimulação, intensidade da corrente utilizada, população estudada e muitas vezes uma seleção pouco padronizada dos sujeitos, o que gera resultados ora positivos, ora negativos (MAFFIULETTI, 2010; PAILLARD, 2008). Além disso, a influência da aplicação concomitante de NMES e exercício voluntário na performance do atleta é específica para um dado padrão de movimento utilizado no esporte (PAILLARD, 2008), ou seja, para cada modalidade esportiva – e para determinada ação dentro daquele esporte – deve haver estudo direcionado, uma vez que cada movimento traz particularidades em relação ao padrão de recrutamento muscular e exigências motoras para estabilidade, potência, torque.

Há ainda outros aspectos a serem explorados no estudo da NMES associado ao treinamento voluntário. Técnicas de eletroestimulação sobreposta (caso em que a corrente é aplicada simultaneamente à contração voluntária) e eletroestimulação combinada (aplicação da corrente sobre contração isométrica, com anterior ou posterior execução de uma série de exercícios) priorizam a aplicação da corrente sobre a musculatura de quadríceps. Não foram identificados estudos associando às técnicas anteriormente citadas à contração eletricamente induzida de isquiotibiais (músculos semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral) para melhora de performance motora, em especial sobre o desempenho em saltos verticais. Novas técnicas poderiam trazer novas perspectivas para o treinamento associado, quiçá gerando melhores resultados que as técnicas tradicionalmente testadas e aplicadas, tornando imprescindível a realização de estudos longitudinais que se proponham a investigar as possibilidades de aplicação da NMES.

1.1 Objetivos e justificativa

O presente estudo teve o objetivo geral de avaliar os efeitos da sobreposição de NMES e treinamento voluntário sobre a força propulsora do salto de voluntários não atletas, com foco na eletroestimulação aplicada ao grupamento muscular isquiotibial para fins de desempenho, algo considerado inédito na literatura, versus a aplicação amplamente estudada de NMES sobreposta à contração do músculo quadríceps femoral.

Como objetivo específico pode-se ressaltar:

Como objetivo específico, pode-se ressaltar:

- a) Definir protocolo para treinamento com NMES sobreposta à contrações voluntárias durante atividade de agachamento. Os grupos musculares a receber eletroestimulação seriam quadríceps femoral e os músculos isquiotibiais.
- b) Analisar, via cinemetria, a altura de salto inicial e final para dois tipos de salto – *Squat Jump* e *Counter-Movement Jump*.
- c) Avaliar a influência das variáveis biomecânicas na altura de salto e como estas foram alteradas pela NMES. As variáveis estudadas foram: velocidade de saída do solo, velocidade máxima, aceleração

máxima, potência máxima, tempo de contração concêntrica, velocidade angular de joelho e variação do tempo entre o máximo de velocidade vertical e a saída do solo.

- d) Avaliar as possíveis implicações da eletroestimulação nos músculos estudados.

Acredita-se que a eletroestimulação sobreposta ao exercício físico, em contração voluntária concêntrica e excêntrica, colabora para a melhora na força de propulsão do salto vertical, com maior geração de energia (cinética e potencial), sendo que o conhecimento dos efeitos sobre os diferentes grupos musculares pode direcionar o treinamento para a técnica mais efetiva.

1.2 Estrutura do documento

Neste capítulo foram apresentadas as motivações para este estudo e as justificativas para a investigação proposta. No Capítulo 2, será apresentada uma breve revisão sobre os saltos verticais, incluindo os saltos de interesse para avaliação da melhora da potência. O Capítulo 3 traz uma revisão sobre os estudos relacionados à utilização da eletroestimulação como ferramenta de treinamento, com as diferentes técnicas de associação NMES e contração voluntária e os mais recentes estudos sobre as técnicas, quando aplicadas com objetivo de melhorar estabilização postural, força de membros inferiores e desempenho de saltos verticais, seja de atletas ou de voluntários saudáveis. No Capítulo 4 será melhor apresentada a hipótese do trabalho, a instrumentação utilizada para eletroestimulação e para análise da altura de saltos, a população eleita para o estudo piloto e a seleção da amostra; além dos protocolos de NMES e exercício voluntário eleitos para investigação, fechando com os métodos de análise estatística eleitos para tratamento dos dados. O Capítulo 5 traz os resultados das investigações preliminares do presente estudo e o Capítulo 6 traz a discussão pautada nos achados da investigação longitudinal aqui proposta versus os dados revistos na literatura.

2 SALTOS VERTICAIS

O salto vertical é um movimento que visa o deslocamento do centro de massa, com perda de contato dos pés com o solo (ENOKA, 2008). No salto vertical, a altura máxima é alcançada primeiramente pela extensão das articulações proximais e, em seguida, pela movimentação distal até a flexão plantar da articulação do tornozelo (HAMILL; KNUTZEN, 2012), a partir da combinação de força e velocidade de contração muscular, o que gera potência para o deslocamento vertical. A potência é uma relação força vezes velocidade, que em contrações concêntricas alcança seu máximo em 30% da força máxima (HAMILL; KNUTZEN, 2012).

Alguns dos saltos verticais hoje utilizados para testes de desempenho seguem as descrições feitas por KOMI e BOSCO (1978) e por BOSCO et al. (1983). São eles:

Squat Jump (SJ) – salto vertical que se inicia a partir de uma postura estática, com joelhos fletidos 90°, onde nenhum contra-movimento preparatório é permitido. O salto é realizado com ambas as pernas e as mãos permanecem fixas ao quadril (Figura 2);

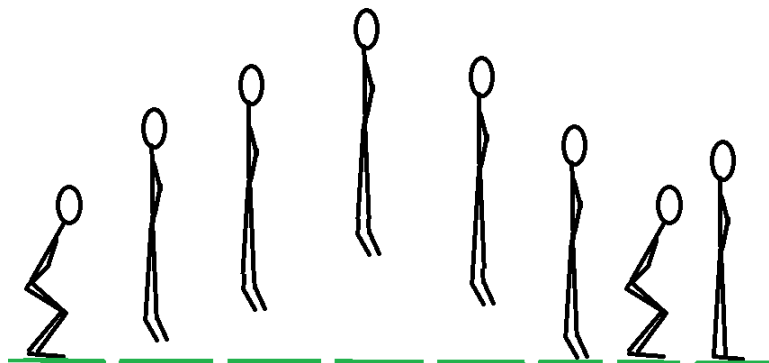


Figura 2: Procedimento para realização do SJ.

Counter-Movement Jump (CMJ) – salto que se inicia com joelhos estendidos, que se fletem rapidamente até alcançar 90°, sendo tal flexão seguida imediatamente pelo salto. As mãos ficam fixas à cintura (Figura 3);

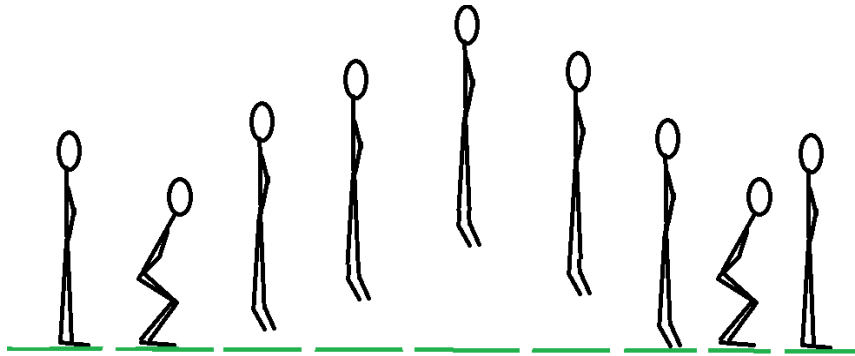


Figura 3: Procedimento para realização do CMJ.

Drop Jump (DJ) – salto que parte de uma determinada altura, que varia de 20 a 100 cm (Figura 4).

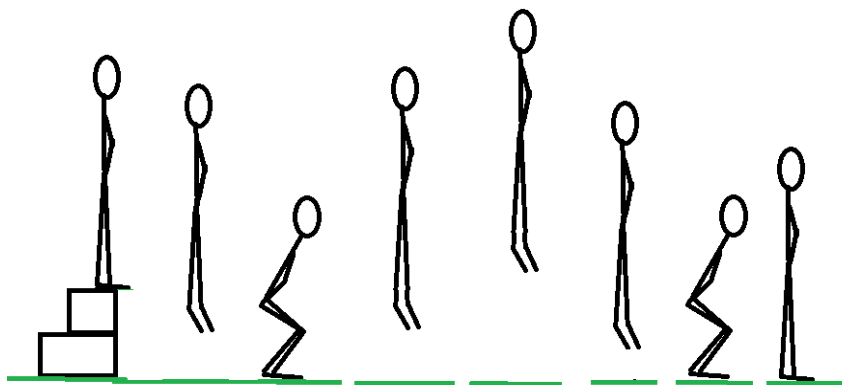


Figura 4: Procedimento para o DJ, que parte de uma superfície mais alta.

Repetitive Jump (RJ) – saltos SJ contínuos que duram de 15 a 60 s.

Há outros protocolos de salto, como o *Abalakov Jump* (ABK, Figura 5), que é o salto com balanço dos braços; o *Sargent Test* (SAR), que consiste em marcar com as mãos a altura máxima de salto em uma parede; além de saltos com deslocamento horizontal e variantes dos saltos acima descritos, como o salto unipodal, o salto precedido por corrida ou passos e o salto com peso adicional (DA SILVA; MAGALHÃES; GARCIA, 2011; GARCÍA-LÓPEZ *et al.*, 2005; MARKOVIC *et al.*, 2004). Dentre os diferentes protocolos de saltos verticais, o *Counter-Movement Jump* e o *Squat Jump* são os testes que trazem maior confiabilidade para se estimar a explosão dos membros inferiores (DA SILVA; MAGALHÃES; GARCIA, 2011; MARKOVIC *et al.*, 2004).



Figura 5: *Abalakov jump* (à esquerda) e *Sargent Test* (à direita). No segundo salto, a mão deve bater na parede, marcando a altura alcançada.

Em estudos avaliando as diferenças de altura de saltos entre homens e mulheres, foi observado que as mulheres apresentam uma taxa de desempenho menor que a dos homens na execução de saltos verticais, dado que a musculatura masculina suporta cargas de alongamento muito maiores; embora as mulheres possuam maior capacidade de utilização de energia armazenada (HARRISON; GAFFNEY, 2001; KOMI; BOSCO, 1978).

2.1 Dinâmica dos saltos verticais

A altura do salto está intimamente relacionada à velocidade de decolagem, sendo que os músculos dos membros inferiores agem rapidamente e com grande força para gerar essa velocidade (BOUKHENOUS; ATTARI, 2011). No salto, estão envolvidos músculos uni e bi-articulares, das cadeias anterior e posterior dos membros inferiores que, em ação coordenada e através de contrações concêntricas e excêntricas, modulam o movimento e fornecem aos eixos articulares o momento de força necessário para a realização do movimento.

Os músculos uni-articulares dos membros inferiores podem acelerar e criar movimento em articulações não cruzadas por ele. O músculo sóleo, por exemplo, é um músculo uni-articular que não cruza o joelho; porém, acelera a extensão dessa articulação, uma vez que a extensão do tornozelo depende da extensão do joelho (HAMILL; KNUTZEN, 2012). Seguindo tal preceito, os músculos vasto lateral e o vasto medial¹, porções uni-articulares do quadríceps femoral, facilitam a extensão do tornozelo e do quadril. Estes dois músculos também possuem alta capacidade de geração de força propulsora para o salto, graças às suas fibras curtas, com elevados ângulos de penação e grande área de secção transversa (LIEBER; FRIDÉN, 2001).

Os músculos bi-articulares, por sua vez, terão sua atuação determinada pela posição do corpo e a interação do músculo com objetos externos, como o solo (HAMILL; KNUTZEN, 2012). Durante a extensão dos membros inferiores, o reto femoral e o gastrocnêmio contribuem significativamente para o trabalho realizado nas articulações, graças à transferência de potência na direção proximal-distal (JACOBS; BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1996). Os músculos bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso, que compõem o grupo isquiotibial, transferem potência no sentido inverso, ou seja, a partir da articulação dos joelhos em direção ao quadril (JACOBS; BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1996). O grupo isquiotibial, ou músculos isquiotibiais², se destacam pela sua grande velocidade de contração (LIEBER; FRIDÉN, 2001), colaborando para a velocidade do salto vertical durante a ação de extensão de quadril.

No salto o músculo reto femoral atuará junto ao quadril, limitando sua eficácia em produzir flexão desta articulação e os isquiotibiais serão mais eficientes como extensores do quadril do que como flexores de joelho (HAMILL; KNUTZEN, 2012); podendo colaborar para acelerar a extensão do último. Essa rede de transferência de potência permite uma conversão eficiente de rotações dos segmentos corporais na translação desejada do centro de gravidade do corpo (JACOBS; BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1996). O músculo que realiza o trabalho negativo excentricamente armazena energia, não havendo alteração na quantidade total de potência liberada pelos músculos, mas sim um direcionamento da energia para a extremidade onde a potência

¹ Os músculos vasto lateral e vasto medial serão investigados no presente trabalho, conforme consta no capítulo 4.

² Estes músculos serão foco de investigação no presente estudo, conforme descrito no capítulo 4.

poderia ser aplicada de forma mais efetiva (HAMILL; KNUTZEN, 2012; JACOBS; BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1996). Essa energia possivelmente pode ser utilizada para aumentar a saída de energia mecânica durante a fase seguinte, de contração ativa do músculo e, se não utilizada, será dissipada na forma de calor (CAVAGNA, 1977; CAVAGNA; DUSMAN; MARGARIA, 1968; MCCAULLEY et al., 2007; UGRINOWITSCH, 1998).

Os saltos com e sem contra-movimento se diferenciam pela forma de utilização da energia fornecida pelos músculos, conforme será explanado a seguir.

2.1.1 A dinâmica do Counter-Movement Jump

O contra-movimento (*Counter-Movement*) é parte de um ciclo de alongamento-encurtamento, um processo que envolve uma ação muscular onde a fase excêntrica (alongamento) é imediatamente seguida por uma fase concêntrica (encurtamento). As ações musculares excêntricas que precedem as ações musculares concêntricas aumentam a produção da força, devido à contribuição da energia de tensão elástica no músculo, sendo que a energia armazenada melhora a fase concêntrica do movimento (HAMILL; KNUTZEN, 2012). Músculos com predomínio de fibras de contração rápida são beneficiados por um pré-alongamento em velocidade muito alta ao longo de uma pequena distância, pois podem armazenar mais energia elástica, ao passo que fibras de contração lenta serão beneficiadas por um pré-alongamento mais lento, que tenha um avanço ao longo de maior amplitude de movimento (HUBLEY; WELLS, 1983).

Músculos bi-articulares economizam energia por permitirem trabalho positivo em uma articulação e trabalho negativo na articulação adjacente (HAMILL; KNUTZEN, 2012; JACOBS; BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1996). No salto com contra-movimento, essa energia armazenada é liberada para a ação concêntrica do músculo, com redução do trabalho exigido dos músculos monoarticulares e acoplamento mecânico das articulações com rápida liberação da energia armazenada no sistema (HAMILL; KNUTZEN, 2012).

De acordo com ENOKA (2008), a uma velocidade angular zero (mudança da direção do movimento de flexão e extensão articular), o CMJ gera um torque na articulação coxo-femoral maior que na articulação de joelhos; sendo que o tornozelo apresentaria o menor torque entre as três articulações. JACOB *et al.* (1996)

acreditam que a potência nas articulações do quadril e joelho são similares durante o salto; embora a potência pura das fibras musculares dos isquiotibiais seja menor (500W) que a potência dos vastos (600 W). Os isquiotibiais recebem potência adicional de elementos elásticos em série, além de potência transferida pelos músculos biarticulares, enquanto os vastos somente recebem reforço dos elementos elásticos em série (JACOBS; BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1996). Segundo os autores supracitados, o reto femoral não exibe grande potência na fase de decolagem (100W), embora receba potência transferida de elementos elásticos em série e de músculos biarticulares (JACOBS; BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1996).

O CMJ é o salto que apresenta melhor correlação com o fator de explosão muscular, resultando em maior altura atingida (CAVAGNA; DUSMAN; MARGARIA, 1968; DA SILVA; MAGALHÃES; GARCIA, 2011; HARRISON; GAFFNEY, 2001; KOMI; BOSCO, 1978; MARKOVIC *et al.*, 2004). Credita-se o melhor desempenho a um aumento do torque sobre as articulações envolvidas, resultante da deformação elástica das estruturas tendinosas em um curto espaço de tempo (CAVAGNA; DUSMAN; MARGARIA, 1968; DA SILVA; MAGALHÃES; GARCIA, 2011; HARRISON; GAFFNEY, 2001; KOMI; BOSCO, 1978; MARKOVIC *et al.*, 2004; MCCAULLEY *et al.*, 2007) e ao armazenamento da energia elástica durante a fase de alongamento; ou seja, armazenamento da energia potencial nos elementos elásticos (localizados na cabeça de miosina e nos tendões) alongados em série com o componente contrátil (complexo actina-miosina). O reflexo de estiramento – uma resposta reflexa que induz ao relaxamento muscular mediante a detecção de tensão dos fusos musculares pelos Órgãos Tendinosos de Golgi – também é citado como um dos responsáveis pela maior força gerada no CMJ, sendo que tal resposta ocorre somente em movimentos de pequena amplitude (KOMI; GOLLHOFER, 1997; UGRINOWITSCH, 1998).

2.1.2 A dinâmica do Squat Jump

O SJ apresenta menor potência muscular desenvolvida, resultando em uma altura final inferior à alcançada no CMJ para um mesmo sujeito (DA SILVA; MAGALHÃES; GARCIA, 2011; KOMI; BOSCO, 1978; MARKOVIC *et al.*, 2004; MCCAULLEY *et al.*, 2007), uma vez que ocorre dissipação da energia potencial na fase em que o semi-agachamento é mantido, conforme citado anteriormente. A utilização de

energia potencial é tão maior quanto mais cedo o encurtamento for seguido pelo estiramento, resultando possivelmente em maior velocidade de contração (CAVAGNA; DUSMAN; MARGARIA, 1968). Em um estudo comparativo entre o CMJ e o SJ, Finni et al.(2000) observaram que enquanto o pico de força do SJ ocorre durante a fase de contração do quadríceps, o pico de força do CMJ inicia-se em uma fase anterior a essa contração e se mantém durante a mesma. Além disso, o CMJ gera um sinal de eletromiografia (EMG) com maior valor de tensão muscular em comparação ao SJ, embora o aumento da saída de tensão para o CMJ em comparação com o SJ não possa ser explicado em termos de aumento na força muscular.

A partir da abordagem trabalho-energia usada para determinar a contribuição das articulações dos membros inferiores para analisar o trabalho positivo durante o salto vertical, o trabalho absoluto realizado pela extensão dos joelhos, tanto no *Counter-Movement Jump* quanto no *Squat Jump*, corresponde a 49% do trabalho positivo realizado em ambos os tipos de salto, sendo claramente superior ao trabalho de extensão da articulação do quadril (“A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance - Springer”, [s.d.]). Durante o *Squat Jump*, o semitendinoso gera maior momento de flexão do joelho, pelo seu maior braço de momento quando comparado ao bíceps femoral. O semitendinoso é utilizado para causar uma aceleração para frente e para baixo do centro de massa; isso permite aos extensores do joelho gerar força antes de começarem a encurtar, ao invés de começar a força só no momento do encurtamento, o que aumenta o trabalho muscular e a altura do salto (BOBBERT, 1996). O SJ apresenta torque semelhante para três articulações, ocorrendo no momento de baixa velocidade angular (ENOKA, 2008).

2.2 Recomendações para uma boa execução de saltos verticais

Mesmo diante do melhor desempenho para o CMJ, é necessário adequar os protocolos de teste às características dos diferentes tipos de salto dentre as modalidades esportivas que se quer analisar e treinar (SILVA *et al.*, 2006). Fato é que muitos estudos utilizam não somente o CMJ, mas também o SJ para avaliar desempenho de atletas em face de um protocolo de treinamento (DELEY *et al.*, 2011; HERRERO *et al.*, 2006; MAFFIULETTI *et al.*, 2000; MARKOVIC, 2007).

Em protocolos de saltos em que os membros superiores permanecem livres para se movimentar, o movimento dos braços na mesma direção do salto contribui para um melhor desempenho, havendo transferência da energia cinética para os últimos estágios do salto (BOUKHENOUS; ATTARI, 2011; DA SILVA; MAGALHÃES; GARCIA, 2011; HARA *et al.*, 2008). Justamente pela interferência que o movimento dos membros possa causar na altura de salto, uma maior confiabilidade e acurácia do teste será alcançada não somente mantendo as mãos fixas à cintura, mas também mantendo os membros inferiores estendidos durante a trajetória no ar (MARKOVIC *et al.*, 2004; PEREIRA; D`ANGELO, 1986).

2.3 Técnicas para medição dos saltos

Estudos focados no desempenho de atletas têm investigado e desenvolvido técnicas para melhoria da potência e qualidade do salto (DE RUITER *et al.*, 2006; DELEY *et al.*, 2011; GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011; HERRERO; IZQUIERDO; MAFFIULETTI, 2006; MAFFIULETTI *et al.*, 2000; SHEPPARD *et al.*, 2011), assim como métodos de medição da altura do mesmo (ÁVILA *et al.*, 2002; BOSCO; KOMI; TIHANYI, 1983; BOSCO; LUHTANEN; KOMI, 1983; DA SILVA; MAGALHÃES; GARCIA, 2011; DAL PUPO; DETANICO; DOS SANTOS, 2012; GARCÍA-LÓPEZ *et al.*, 2005; MUSAYEV, 2006; NAVES *et al.*, 2009).

Para se determinar a altura destes saltos, pode-se utilizar desde meios mais simples como marcações feitas na parede com as mãos sujas de giz ou tinta, passando por instrumentos que meçam o tempo de voo e depois convertam esse tempo em deslocamento vertical (seja essa medida de tempo disparada por chaveamento mecânico ou elétrico); até a técnica de cinemetria, onde o deslocamento é medido a partir de um sistema de coordenadas em três dimensões (BOSCO; LUHTANEN; KOMI, 1983; BOUKHENOUS; ATTARI, 2011; “BTS Smart-D”, [s.d.]; CARDINALLE, 2008; MUSAYEV, 2006; NAVES *et al.*, 2009; OÑATE *et al.*, 2005).

Para a análise do desempenho dos atletas, incluindo a altura do salto, sistemas de cinemetria são considerados padrão-ouro, uma vez que a partir da filmagem de marcadores colocados em pontos anatômicos do atleta, são feitas reconstruções da cinemática do salto em duas (2D) ou três dimensões (3D) (ÁVILA *et al.*, 2002; “BTS

Smart-D”, [s.d.]). Por outro lado, sistemas mais simples, que permitem a medição do tempo de voo pela detecção da perda de contato com o solo, apresentam vantagens de custo e portabilidade se comparados a sistemas de cinemetria (BOUKHENOUS; ATTARI, 2011; GARCÍA-LÓPEZ *et al.*, 2005; MUSAYEV, 2006; NAVES *et al.*, 2009; PEREIRA; D`ANGELO, 1986). A partir de uma equação newtoniana (1) é possível converter o tempo de voo (t) em altura de salto (h_{max}), uma vez que a única aceleração atuante sobre o corpo durante o salto é a gravidade (g):

$$h_{max} = g \cdot \frac{t^2}{8} \quad (1)$$

No tocante à utilização destes sistemas baseados em tempo de voo, Musayev (2006) propôs um sistema de medição composto por um emissor de luz alinhado a um receptor óptico, o qual é alocado próximo ao centro de gravidade do voluntário em posição ortostática, sendo que o período de perda do sinal luminoso pelo receptor indica o tempo de voo. Pereira & D`Angelo (1986) montaram um sistema inverso, onde o contato dos pés com o solo interrompe o feixe de luz e dispara ou encerra a contagem de tempo. Outros sistemas (BOUKHENOUS; ATTARI, 2011; GARCÍA-LÓPEZ *et al.*, 2005; NAVES *et al.*, 2009) realizam a contagem do tempo de voo na ausência do contato mecânico entre os pés e plataformas de força.

Costa *et al.* (2012) avaliaram a capacidade de predição da altura de saltos verticais de um sistema construído a partir de sensores de aproximação, os quais captam a reflexão da luz emitida quando o feixe luminoso encontra um obstáculo em seu trajeto. O sistema mostrou-se capaz de fornecer dados confiáveis de altura de saltos verticais quando comparados com sistemas de Cinemetria.

2.4 Considerações

Este capítulo teve como objetivo ilustrar as diferentes formas de execução de saltos verticais e as vantagens das técnicas tidas como as mais confiáveis, a saber, o CMJ e o SJ. Concluiu-se o capítulo com a exemplificação de alguns métodos de medição destes saltos. No capítulo seguinte, será feita uma revisão sobre a eletroterapia, com suas aplicações para ganho de força e melhoria de performance de atletas.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo faz uma breve revisão sobre a Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES). Além de se discutir alguns aspectos da técnica, são citadas algumas críticas à sua efetividade, quando comparada ao exercício voluntário. Ao final, são apresentadas novas abordagens de aplicação da técnica, incluindo os mais recentes estudos de NMES combinada com treinamento de força.

3.1 A Estimulação Elétrica Neuromuscular – NMES

A NMES é utilizada com a finalidade de favorecer o fortalecimento e a reeducação do músculo, seja em condições patológicas ou em indivíduos saudáveis. Por tudo isso, GORGEY et al. (2009) afirmam que a NMES é vista não só como uma promessa na reabilitação de indivíduos com habilidade limitada para ativar seus músculos esqueléticos, mas também como método de treino de aumento de força e de resistência na população de atletas.

Os estimuladores neuromusculares produzem trens de pulsos elétricos que entram nos tecidos corporais através de eletrodos de superfície, causando excitação dos nervos periféricos e subsequente recrutamento de unidades motoras (KITCHEN, 2003; PAILLARD; NOÉ; EDELINE, 2005). A contração muscular induzida pela NMES é produzida diretamente – pela despolarização dos motoneurônios –, ou indiretamente – pela despolarização das fibras nervosas aferentes sensoriais –, gerando um potencial de ação que desencadeia a contração muscular (DEHAIL; DUCLOS; BARAT, 2008; PAILLARD; NOÉ; EDELINE, 2005).

O número de unidades motoras que serão recrutadas será influenciado pelo tamanho, localização e superfície dos eletrodos, sendo estimulados preferencialmente os músculos abaixo dos eletrodos, não havendo a mesma ativação sinérgica e estabilizadora comum às contrações voluntárias (DEHAIL; DUCLOS; BARAT, 2008; NAGO et al., 2007; PAILLARD, 2008). A amplitude de corrente de estimulação também possui relação direta com a quantidade de unidades motoras recrutadas: quanto maior tal amplitude ou intensidade de estimulação, maior a força muscular produzida (KITCHEN, 2003). Entretanto, intensidades muito altas induzirão

não somente à contração muscular, mas também ultrapassarão o limiar de conforto, ativando nociceptores e tornando a estimulação dolorosa (KITCHEN, 2003).

Uma condição *sine-qua-non* para otimização do uso da NMES é posicionar os eletrodos nos pontos motores dos músculos (Figura 6 e Figura 7), o que permite máxima tensão muscular induzida pela NMES para um dado valor de corrente (FORRESTER; PETROFSKY, 2004; GOBBO et al., 2014; MAFFIULETTI et al., 2011).

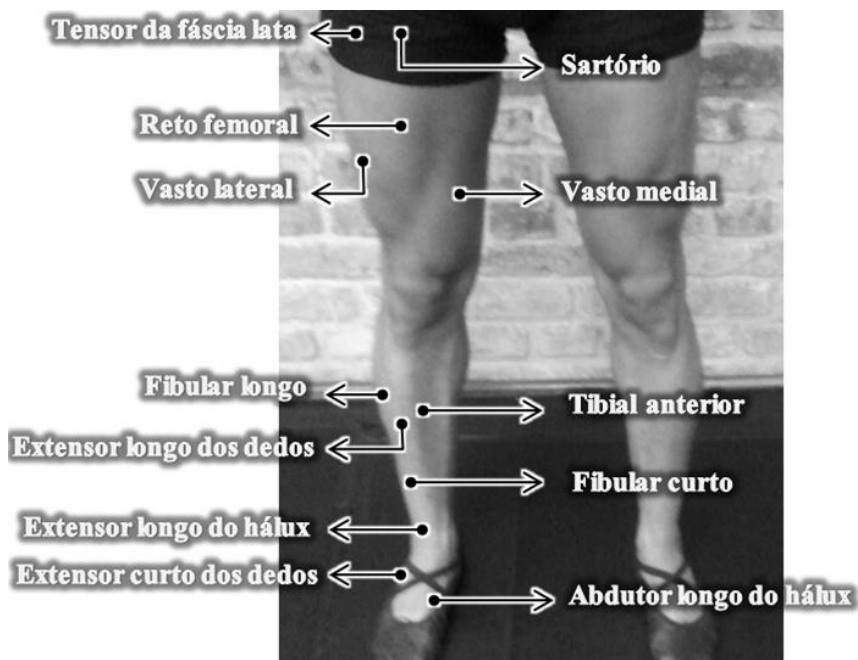


Figura 6. Pontos motores. Vista frontal. Adaptado de KITCHEN (2003).

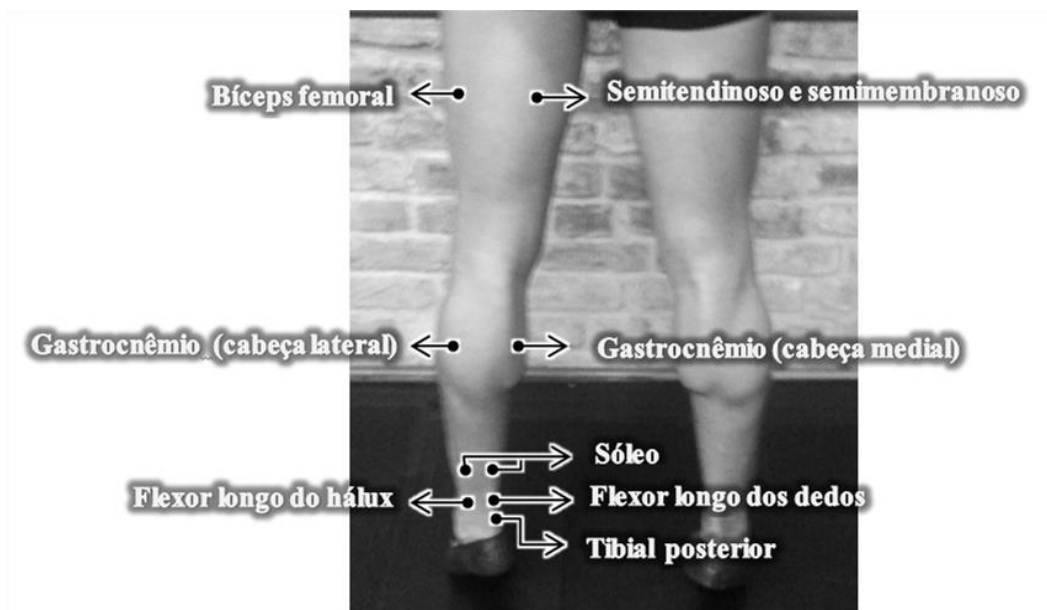


Figura 7: Pontos motores de membros inferiores. Vista posterior. Adaptado de KITCHEN (2003).

3.1.1 Padrão de recrutamento das unidades motoras e suas implicações para a técnica

O padrão de recrutamento das unidades motoras guarda diferenças entre a contração voluntária e a NMES, embora não haja um consenso sobre a forma como este ocorre na última.

Durante a contração voluntária, o padrão de recrutamento das unidades motoras é feito ordenada e seletivamente, a partir da ativação de fibras nervosas de menor diâmetro (contração lenta), sendo gradualmente recrutadas as de maior diâmetro (contração rápida), de acordo com a intensidade da estimulação (HENNEMAN; SOMJEN; CARPENTER, 1965; KITCHEN, 2003).

Quanto à contração eliciada pela NMES, alguns acreditam que o recrutamento é inverso ao voluntário, pela menor impedância à passagem da corrente elétrica na fibra nervosa de maior diâmetro, que inerva as fibras tipo II – de contração rápida (DEHAIL; DUCLOS; BARAT, 2008; SOLOMONOW, 1984). Sendo assim, a NMES recrutaria preferencialmente as fibras de maior diâmetro, que são as mais excitáveis – por sua menor impedância – e também mais rapidamente fatigáveis que as de menor diâmetro (SOLOMONOW, 1984). Outros acreditam que o recrutamento eliciado pela NMES é randômico, não-padronizado e relacionado à proximidade do eletrodo com as terminações nervosas adjacentes, ocorrendo um recrutamento dos axônios motores mais superficialmente localizados, pois, *in vivo*, a quantidade de corrente distribuída é inversamente proporcional à profundidade alcançada (GREGORY; BICKEL, 2005; JUBEAU *et al.*, 2007; MAFFIULETTI *et al.*, 2011; MAFFIULETTI *et al.*, 2006).

Em um estudo sobre alterações musculares induzidas pela eletroestimulação, MAFFIULETTI *et al.* (2006) observaram que as fibras musculares de contração lenta sofreram maior hipertrofia que aquelas de contração rápida, além de um claro aumento na força específica. Logo, as adaptações não foram restritas às fibras de contração rápida, indicando que todas as unidades motoras podem ser recrutadas durante a eletroestimulação, o que rompe com a crença de efeito puramente seletivo da eletroestimulação sobre fibras de contração rápida (MAFFIULETTI *et al.*, 2006; SALMONS, 2009).

Além disso, enquanto a contração voluntária recruta as unidades motoras assincronamente, a NMES recruta sincronicamente todas as unidades, mesmo aquelas normalmente não recrutadas no exercício físico convencional (GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011; MAFFIULETTI *et al.*, 2011; PETTE; VRBOVÁ, 1999). Deste modo, as unidades motoras, à medida que são ativadas pela mesma quantidade de corrente, fadigam mais rapidamente (GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011; MAFFIULETTI *et al.*, 2011).

3.1.2 A fadiga, danos musculares e a NMES

A fadiga, fenômeno comum nas atividades esportivas e diárias, pode causar uma piora da performance motora, no controle postural, além de ser um fator importante no desenvolvimento de lesões musculoesqueléticas (GORELICK; BROWN; GROELLER, 2003; PAILLARD; MAITRE; *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2006). Por todas as características da contração muscular induzida pela eletroestimulação, a fadiga aparece mais precocemente com a NMES do que com a contração voluntária (GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011; MAFFIULETTI *et al.*, 2011; PAILLARD, 2008), dependendo da intensidade e da duração do estímulo.

A seleção de um protocolo com amplitude tolerável e baixa frequência poderia atenuar a ocorrência de fadiga, quando se trabalha com contrações repetidas induzidas pela NMES. GORGEY *et al.* (2009) constataram que se deve minimizar a frequência de pulsos para limitar a fadiga, possivelmente pela redução da tensão por unidades motoras ativadas. Por outro lado, o aumento na duração de pulso e na amplitude da corrente aumentaria a área ativada, mas não a fadiga muscular (GORGEY *et al.*, 2009).

Para melhorar a efetividade da estimulação elétrica, minimizando os efeitos da fadiga, a intensidade da corrente deveria poder ser aumentada pelo sujeito sempre que possível, idealmente após cada contração, para despolarizar fibras novas e mais profundas a cada estímulo. Mais ainda, os eletrodos deveriam ser reposicionados após uma série de contrações (em uma mesma sessão e entre sessões) para mudar a população de fibras superficiais recrutadas preferencialmente pela corrente. Também é recomendável alterar o comprimento muscular através da manipulação do ângulo articular, para variar a posição das fibras musculares em relação ao eletrodo, mas

também para mudar a contribuição dos receptores cutâneos e articulares na contração evocada (MAFFIULETTI, 2010).

A NMES também aumenta o custo metabólico das contrações musculares, ativando a glicólise anaeróbia para a produção de energia pela degradação da fosfocreatina e glicogênio, com formação de lactato e queda do pH intracelular; outro fator que leva à fadiga precoce (KIM *et al.*, 1995; MAFFIULETTI *et al.*, 2006; VANDERTHOMMEN *et al.*, 2003). MUTHALIB *et al.* (2010) observaram que a demanda local por oxigênio é similar para contração voluntária e contração eliciada eletricamente, mesmo o torque sendo menor para a eletroestimulação. Para (HERZIG; MAFFIULETTI; ESER, 2015), há um aumento moderado no consumo de oxigênio, mesmo com a grande demanda metabólica local.

Danos musculares podem ocorrer após sessões de treinamento envolvendo a NMES, especialmente após a primeira sessão de treinamento, e podem ser similares aos danos resultantes de treinamento excêntrico, podendo tais danos ser atribuídos à forma de recrutamento das fibras musculares e, conseqüentemente, da fadiga (HERZIG; MAFFIULETTI; ESER, 2015). Em um estudo comparativo (VANDERTHOMMEN *et al.*, 2012), aplicando NMES sobreposta a contrações voluntárias no músculo quadríceps e em músculos isquiotibiais, os autores observaram que a ocorrência de danos musculares ocorre de forma mais pronunciada em isquiotibiais e sugerem que tais danos são induzidos pela forma peculiar de recrutamento muscular induzido pela NMES. Por outro lado, mecanismos de reparo do músculo podem resultar em remodelamento da matriz muscular extracelular (MACKEY *et al.*, 2011), com alteração histológica de fibras musculares e tecido conjuntivo (NOSAKA *et al.*, 2011), o que protegeria o músculo contra novas lesões. Tal hipótese é corroborada por outro trabalho (VANDERTHOMMEN *et al.*, 2015), onde os autores observaram que um efeito protetor contra danos musculares pode ocorrer após uma sessão de NMES e um efeito protetor adicional pode ser induzido por um programa de pré-condicionamento.

3.1.3 Alterações neuromusculares induzidas pela NMES

As fibras do tipo I, de contração mais lenta, podem atender a exigências metabólicas relativamente modestas com a fosforilação oxidativa, com menor eficiência para provimento rápido de energia para a contração; conseqüentemente, o deslizamento

actina-miosina ocorre com menor velocidade e não favorece movimentos de força, embora possam manter a contração por um período prolongado (M.D; M.D; STANTON, 2006). A maioria das fibras de contração rápida (tipo II) utiliza o metabolismo baseado primariamente em glicólise, com maior eficiência para contrações vigorosas e em maior velocidade, embora tais contrações não possam ser sustentadas por um longo período de tempo, dada a formação de lactato resultante deste metabolismo (M.D; M.D; STANTON, 2006).

Enquanto o exercício físico atua prioritariamente na hipertrofia muscular, as alterações decorrentes da eletroestimulação associada a contrações musculares envolvem não somente hipertrofia, mas também alteração na dinâmica energética do músculo, com aumento da velocidade de ativação do músculo, do ângulo de penação, da atividade eletromiográfica e da área de secção transversa anatômica do músculo (GONDIN et al., 2005). Ocorre também alteração no metabolismo das células musculares e conseqüente alteração na força e velocidade de contração das fibras, na direção de um aumento da força muscular e da velocidade de contração ou de aumento da resistência à fadiga (GONDIN et al., 2005, 2011; MAFFIULETTI et al., 2006; PÉREZ et al., 2002). Tais eventos ocorrem porque a eletroestimulação aplicada por um longo período induz a mudanças na cadeia pesada de miosina (*Myosin Heavy Chain* - MHC), com mudança no fenótipo da fibra muscular (MAFFIULETTI et al., 2006; PETTE; VRBOVÁ, 1999; SILLEN et al., 2013), levando a alteração das propriedades contráteis do músculo, da morfologia da fibra em si e da isoenzima da MHC, com aumento da MHC-IIa (GONDIN et al., 2005; MAFFIULETTI et al., 2006; MINETTO et al., 2013; PÉREZ et al., 2002; SILLEN et al., 2013), tipo característico pela maior resistência à fadiga e contração rápida das fibras musculares, dada sua capacidade glicolítica e oxidativa (M.D; M.D; STANTON, 2006). De acordo com MINETTO et al. (2013), a ativação repetida de fibras fadigáveis e resistentes pode explicar a adaptação bidirecional para fibras resistentes, porém de rápida contração. As fibras que expressam MHC-IIx tendem a apresentar índices maiores de potência máxima, velocidade de encurtamento do músculo e tensão isométrica específica, ao passo que fibras do tipo I apresentam índices menores (BOTTINELLI et al., 1999).

Embora as mudanças na cadeia pesada de miosina tenham sido bidirecionais em estudo de PÉREZ *et al.* (2002), o estudo de caso de MAFFIULETTI et al. (2006), no qual se utilizou NMES por um longo período, mostrou aumento da

expressão da MHC-IIa (aumento de 22%, $p=0,0004$) e redução apenas da MHC-IIx (redução de 28%, $p=0,0002$), com aumento significativo na área de secção transversa das fibras musculares individuais tipo I (27%) e tipo IIa (6%), além de aumento de 67% na força específica das fibras tipo I e tendência de aumento da velocidade para as fibras tipo I, embora não tenha sido visto aumento da velocidade para nenhum tipo de fibra (MAFFIULETTI et al., 2006). Tanto a força específica quanto a velocidade máxima de encurtamento eram menores para fibras tipo I, tanto antes como após o treinamento (MAFFIULETTI et al., 2006). O estudo de GONDIN *et al.* (2011), consistindo em oito semanas de treinamento com NMES sobreposta a contrações isométricas do quadríceps, também aponta para mudanças no fenótipo muscular no sentido das fibras rápidas para lentas e de glicolítica para oxidativa, com mudanças de MHC- IIx para MHC-IIa e MHC-I e hipertrofia tanto das fibras tipo I quanto tipo IIa, havendo diferença nas adaptações musculares entre voluntários treinados e sedentários. Embora tenha havido aumento na força voluntária máxima e ativação neural em ambos os grupos, o aumento mais expressivo ocorreu no grupo de voluntários treinados (GONDIN et al., 2011). Logo, as diferenças intra e inter-individuais teriam um papel importante na mudança, sendo que o histórico de treinamento e o fenótipo do MHC de base seriam os moduladores das adaptações musculares induzidas pela NMES (GONDIN et al., 2005; MINETTO et al., 2013), o fenótipo exercendo maior influência que o treinamento em si (MINETTO et al., 2013). HERZIG et al. (2015) reforçam que a adaptação mais consistente encontrada nas fibras musculares após a NMES é um aumento na capacidade oxidativa do músculo, embora não se compreenda totalmente os efeitos da NMES em fibras musculares individuais de tipos específicos.

Recentemente, MINETTO et al. (2013) observaram que a NMES eliciu, para diversos voluntários, diferentes adaptações na força, espessura muscular e velocidade de condução, havendo diferença na direção da mudança na MHC, embora a maioria dos voluntários tenha sofrido adaptações bidirecionais (MINETTO et al., 2013). De acordo com os autores, a intensidade de corrente poderia explicar a diferença nas adaptações sofridas pelos diferentes voluntários (MINETTO et al., 2013). No referido estudo, não foram observadas mudanças nas manifestações mioelétricas de fadiga local pré e pós-treinamento com NMES. Contudo, houve aumento na velocidade de condução do músculo vasto lateral e vasto medial, aumento na contração voluntária máxima e na

área de secção transversa da fibra muscular, embora não haja correlação entre a velocidade de condução e o conteúdo de MHC-II (MINETTO et al., 2013).

Sobre outro prisma, alguns autores afirmam que a NMES aplicada de forma isolada em voluntários saudáveis não melhora a coordenação entre diferentes músculos agonistas e antagonistas e não facilita o aprendizado da coordenação específica de movimentos complexos (PAILLARD, 2008), configurando-se como desvantagem para fortalecimento muscular, quando aplicada isoladamente em pessoas saudáveis, por tipicamente não utilizar o movimento recíproco de membros envolvidos nas atividades de vida diária (IWASAKI et al., 2006; NAGO et al., 2007; YANAGI et al., 2003). Os estudos que comparam indução da contração muscular via eletroestimulação e voluntariamente em pessoas saudáveis mostram ganhos de força e adaptações neuromusculares similares entre as duas técnicas ou mesmo vantagens do exercício físico voluntário (PAILLARD, 2008); possivelmente pela menor força contrátil gerada pela eletroestimulação (BAX et al., 2005; PAILLARD et al., 2010). Além do desconforto gerado por altas intensidades de corrente limitar os parâmetros de eletroestimulação (BAX et al., 2005; PAILLARD et al., 2010b), o padrão de estimulação não-fisiológico pode levar a um fortalecimento muscular menos efetivo (YANAGI et al., 2003), além da fadiga precoce interferir negativamente no treinamento de força, conforme discutido.

Embora haja dados insuficientes sobre os parâmetros que podem otimizar hipertrofia e ganho de força muscular, alguns autores (HERZIG et al., 2015) pensam ser apropriado assumir que o estímulo, para que seja eficiente, deve ser congruente àqueles do treinamento voluntário, não podendo deixar de considerar que os efeitos da NMES são em geral menores que os efeitos de um treinamento devido à pequena quantidade de massa muscular estimulada durante a NMES.

3.2 NMES associada à contração voluntária

Apesar da NMES aplicada isoladamente não apresentar vantagens em relação ao treinamento voluntário em pessoas com sistema nervoso íntegro, a aplicação da técnica conjugada à contração voluntária é considerada uma abordagem eficaz, conforme será visto ao longo deste capítulo. Isso se justifica pelo fato de a NMES e a contração voluntária serem meios diferentes de ativação muscular que teoricamente se

complementam, graças às diferenças na ordem de recrutamento muscular, o que colabora para otimização da performance motora (DEHAIL et al., 2008; PAILLARD, 2008).

A técnica sobreposta, estudada por Paillard - Universidade de Toulouse, França - em muitos de seus estudos (PAILLARD et al., 2005a, 2010a, 2010b, 2010c; PAILLARD; LAFONT; DUPUI, 2005; PAILLARD; NOÉ; EDELINE, 2005), consiste na aplicação da NMES simultaneamente à contração voluntária da musculatura sob estimulação. A técnica combinada, muito empregada em estudos de Maffiuletti e demais colaboradores da Faculdade de Ciências do Esporte de Dijon, França (DELEY *et al.*, 2011; HERRERO; IZQUIERDO; MAFFIULETTI, 2006; MAFFIULETTI *et al.*, 2000; MAFFIULETTI *et al.*, 2002, 2009; MALATESTA *et al.*, 2003), consiste na aplicação de NMES ao músculo, geralmente em isometria, associada a um treinamento de força convencional (sem ação da estimulação elétrica).

A técnica de exercício híbrido (HYB³), assim chamada por um grupo de pesquisadores do Centro de Reabilitação da Universidade de Kuruma - Japão, consiste no uso de uma força gerada pela estimulação elétrica do antagonista para resistir à contração voluntária do agonista; ou seja, o agonista realiza uma contração voluntária concêntrica contra o antagonista eletricamente estimulado, havendo alternância entre os grupos musculares sob ação da NMES, conforme pode ser visto na Figura 8 (YANAGI et al., 2003). O foco principal do estudo original é a aplicação do método, de forma majoritária, em pacientes acamados por longos períodos ou em astronautas durante voos espaciais, uma vez que, contrariamente ao exercício com resistência mecânica, a HYB não requer resistência externa nem estabilização, e mimetiza a atividade muscular e movimento dos membros que ocorre durante os esportes e as atividades de vida diária (IWASAKI et al., 2006). Apesar de tal foco, os estudos foram realizados com pessoas saudáveis e em laboratório (IWASAKI et al., 2006; MATSUSE et al., 2006; YANAGI et al., 2003).

Estas técnicas guardam diferenças em relação à aplicação isolada da NMES. Apesar de evidências da desvantagem da eletroestimulação em relação ao exercício voluntário no que concerne à ordem de recrutamento de unidades motoras e fadiga (GORELICK; BROWN; GROELLER, 2003; KIM *et al.*, 1995; PAILLARD,

³ HYB – Hybrid Exercise

2008; SILVA *et al.*, 2006; VANDERTHOMMEN *et al.*, 2003; YANAGI *et al.*, 2003), a utilização de ambas as técnicas, sobrepostas ou combinadas em momentos distintos de uma sessão de fortalecimento muscular, pode induzir a melhores adaptações fisiológicas qualitativas e quantitativas, tanto no treinamento de atletas quanto na reabilitação, pois colabora para aumento da massa muscular, força, potência, ativação e resistência (DEHAIL; DUCLOS; BARAT, 2008; MAFFIULETTI; PENSINI; MARTIN, 2002; PAILLARD, 2008). Entretanto, ao comparar a aplicação da técnica sobreposta e de treinamento convencional unilateralmente, (BEZERRA *et al.*, 2009) não observou diferença entre a contração voluntária máxima e área de secção transversa dos músculos extensores de joelho, embora tenha observado um maior efeito educacional cruzado para a técnica sobreposta.

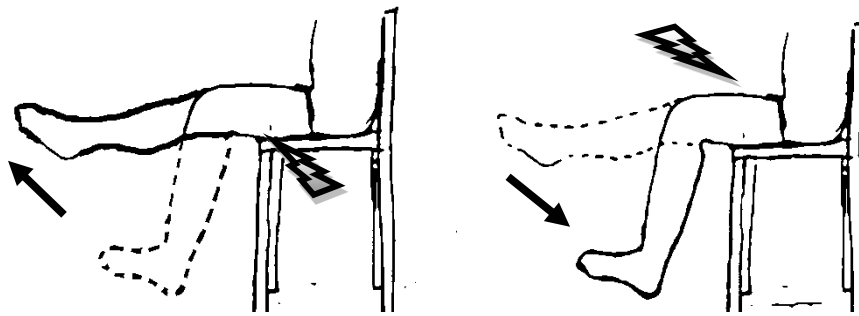



Figura 8: Modelo esquemático do método de exercício híbrido.
As setas indicam a direção do movimento voluntário e o símbolo , a eletroestimulação.

Pelo exposto, há evidências de que a NMES e exercício voluntário podem, em associação, melhorar a função muscular, sendo a eletroestimulação uma técnica adjunta de treinamento de força, não uma técnica a ser usada isoladamente (GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011). Os efeitos da eletroestimulação aplicada por um longo período não são diferentes daqueles do treinamento de resistência convencional; mas são mais profundos, pois a eletroestimulação ultrapassa as limitações e a ordem de recrutamento muscular (SALMONS, 2009). A técnica se mostra benéfica inclusive para melhora do controle postural e na performance de movimentos dinâmicos complexos, como o salto vertical em atletas ou em sedentários, conforme será visto a seguir.

3.2.1 Alterações neuromusculares induzidas pela associação de NMES e contração voluntária

Estudos combinando e sobrepondo eletroestimulação e contrações voluntárias indicam que há uma mudança plástica no controle neural, envolvendo possivelmente estruturas espinhais e supra-espinhais, uma vez que a eletroestimulação resulta em efeito educacional cruzado (no músculo homólogo contralateral) e melhora no equilíbrio dinâmico – controle da amplitude de oscilações do corpo, estabilidade postural – quando aplicada aos membros inferiores (BEZERRA et al., 2009; MAFFIULETTI, 2010; MAFFIULETTI et al., 2006; PAILLARD et al., 2010a, 2010c; PAILLARD; LAFONT; DUPUI, 2005).

A partir da mensuração de alterações no equilíbrio dinâmico (controle da amplitude de oscilações, estabilidade postural), PAILLARD *et al.* (2005) observaram que a estimulação elétrica sobreposta à contração voluntária de membros inferiores (MMII) interfere na integração aferente neurofisiológica de idosos saudáveis, sendo essa interferência maior que no movimento voluntário, o que indica que os efeitos da NMES associada à contração voluntária não são apenas periféricos.

A sobreposição de eletroestimulação e contração muscular voluntária gera, para jovens saudáveis, menor comprometimento postural e de força após fadiga induzida, se comparada ao exercício voluntário (PAILLARD et al., 2010b). O tempo de recuperação aos níveis iniciais de força é menor para a técnica de sobreposição do que para a contração voluntária, embora para ambas o controle postural seja mais rapidamente recuperado que a habilidade para produzir força muscular (PAILLARD et al., 2010b). Entretanto, PAILLARD *et al.* (2005), a partir da estabilidade postural de pessoas saudáveis pré e pós-estimulação elétrica em MMII, verificaram que a combinação entre eletroestimulação e contração voluntária mostra-se mais efetiva para melhorar qualidade neuromuscular do que a sobreposição (PAILLARD; NOÉ; EDELINE, 2005).

Após a estimulação elétrica transcutânea do músculo quadríceps femoral, MAFFIULETTI *et al.* (2006) observaram efeito educacional cruzado e ganhos de força no músculo homólogo contralateral, embora tenha sido difícil determinar a área exata do Sistema Nervoso Central (SNC) que se adaptou nas condições experimentais do estudo. PAILLARD *et al.* (2010), em experimento semelhante, observaram que tanto

após o exercício voluntário quanto após contração eletricamente induzida, há aumento da fadiga no membro contralateral ao estimulado, em intensidade semelhante para ambas contrações, reforçando o efeito cruzado da eletroestimulação.

NAGO *et al.* (2007) observaram que a HYB promoveu aumento da resistência à fadiga no músculo tríceps braquial, ao contrário do que acontece com a aplicação isolada de eletroestimulação. Entretanto, não houve melhora da resistência à fadiga para o bíceps braquial, possivelmente pela diferença da composição das fibras musculares entre os músculos testados (NAGO *et al.*, 2007). O treinamento híbrido também leva a um aumento do reflexo-H (YAMAGUCHI *et al.*, 2007).

Tudo isso reforça a premissa de que a eletroestimulação não pode ser mais considerada uma técnica puramente periférica, pelo menos para sistemas intactos, podendo evocar atividade generalizada no SNC, capaz de mediar uma série de ajustes neurais e adaptações (MAFFIULETTI, 2010).

3.2.2 Benefícios alcançados pela Técnica Sobreposta sobre a força em membros inferiores e altura de saltos verticais

A técnica de sobreposição da eletroestimulação à contração voluntária mostra efeitos positivos no ganho de força, inclusive nos membros inferiores (BAX; STAES; VERHAGEN, 2005; GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011; PAILLARD, 2008; PAILLARD *et al.*, 2005a).

PAILLARD *et al.* (2005) verificaram que para mulheres idosas um programa de treinamento utilizando a estimulação elétrica ou a sobreposição desta à contração muscular de MMII – durante o exercício de subir escadas – aumentou a força isométrica máxima e a altura do salto vertical. Entretanto, os autores supracitados acreditam que a sobreposição somente recruta um maior número de unidades motoras que a contração voluntária quando ocorre uma contração excêntrica, embora seja possível que as fibras musculares recrutadas durante a sobreposição de eletroestimulação e contração voluntária, seja para contração concêntrica ou excêntrica, possam se manter ativas por mais tempo (PAILLARD *et al.*, 2005b). Embora a maioria dos estudos envolvendo NMES seja realizado com o músculo em isometria, a NMES combinada a contrações excêntricas também é uma técnica considerada de sucesso para desenvolver força muscular, embora possa haver dor muscular tardia de maior

intensidade para este tipo de treinamento (ALDAYEL et al., 2010; HERZIG; MAFFIULETTI; ESER, 2015; SON; LEE; KIM, 2014).

HERRERO *et al.* (2010), ao comparar os efeitos do treinamento pliométrico associado a carga com e sem a sobreposição da eletroestimulação, verificaram que após quatro semanas de treinamento o ganho de força foi maior para a técnica sobreposta, embora ganhos na altura do salto só tenham ocorrido para o CMJ com movimentos livres de braços. Estes autores acreditam que, se a força anaeróbia é um objetivo do treinamento, o último deve ser uma combinação de treinamento pliométrico e eletroestimulação aplicada isometricamente.

3.2.3 Benefícios alcançados pela Técnica Combinada sobre a força em membros inferiores e altura de saltos verticais

A eletroestimulação combinada a exercícios voluntários é apontada como técnica de maior sucesso para melhorar a altura de salto vertical, apresentando resultados melhores que a técnica sobreposta para essa modalidade, quando o treinamento associado é o pliométrico (BENITO-MARTÍNEZ et al., 2011). Na opinião de alguns autores (GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011; PAILLARD, 2008), o ganho de força e as adaptações induzidas pelo treinamento combinado poderiam otimizar a performance motora nos esportes, pois o padrão peculiar de recrutamento de unidade motora induzido pela eletroestimulação gera adaptações neuromusculares e permite o ajuste do controle motor durante o movimento voluntário. Apesar de contestar a efetividade da eletroestimulação para a população de atletas, seja combinando-a com exercício voluntário ou não, MAFFIULETTI (2010) considera que, para atletas de elite em meio a uma atividade de explosão, combinar eletroestimulação e contração voluntária no treinamento favorece o treinamento de fibras de contração rápida que só poderiam ser ativadas com esforço voluntário de alta intensidade, sendo benéfico para este caso conjugar ambas as técnicas.

DELEY *et al.* (2011), em estudo com ginastas na pré-puberdade, observaram melhora no salto vertical após três semanas de treinamento combinado, além de aumento no torque voluntário máximo e melhora no desempenho dos saltos específicos da modalidade, com a melhora da habilidade dos saltos mantida por um mês após finalizar o programa de treinamento.

HERRERO *et al.* (2006), ao pesquisar os efeitos da NMES combinada ao treinamento pliométrico, observaram que a técnica promoveu aumento na altura dos saltos CMJ e SJ, com aumento na força máxima e hipertrofia muscular em homens fisicamente ativos; em acordo com os resultados de BENITO-MARTÍNEZ *et al.* (2011) que observaram maiores ganhos no *Abalakov Jump* após a NMES aplicada previamente ao treinamento pliométrico. Outro exemplo de sucesso da técnica combinada é o estudo de MAFFIULETTI *et al.* (2000), em que quatro semanas de NMES associada ao treinamento habitual de jogadores de basquete levou a um aumento de 14% do SJ, ao passo que após oito semanas, pode-se observar incremento de 17% no CMJ.

Apesar do sucesso da técnica nos estudos referenciados, BENITO-MARTÍNEZ *et al.* (2011), em um estudo comparativo entre as técnicas sobreposta e combinada, obtiveram melhores resultados na evolução do tempo de corrida para a técnica de sobreposição, embora a técnica combinada tenha apresentando melhores resultados para evolução no salto vertical. Tal estudo reforça a ideia de que o sucesso de uma ou de outra técnica se relaciona não só com determinados parâmetros escolhidos, mas também com a modalidade em que se deseja obter melhora do desempenho.

3.2.4 O ganho de força associado à técnica de exercício híbrido (HYB)

A técnica HYB traz uma abordagem mais fisiológica e apresenta a vantagem de utilizar maiores padrões de recrutamento muscular do que seria possível com programas convencionais de estimulação elétrica isolada, ao mesmo tempo em que minimiza a necessidade de estabilização externa e do uso de aparelhos de resistência requeridos pelo treinamento com carga convencional, o que pode trazer mais benefícios do que a aplicação isolada de eletroestimulação (IWASAKI *et al.*, 2006; YANAGI *et al.*, 2003). Outro benefício do método é promover contrações excêntricas e concêntricas, comprovadas na literatura como ótimas ao treinamento (MATSUSE *et al.*, 2006; STEIN; MOMOSE; BOBET, 1999). O componente excêntrico do movimento pode ser benéfico, por ser mais eficiente do ponto de vista neuromuscular, gerar menor demanda metabólica e ser mais condutível à hipertrofia do que as contrações concêntricas (IWASAKI *et al.*, 2006), produzindo aumento da força dos flexores, o que torna a técnica uma forma efetiva e alternativa de treinamento de resistência ao impor uma carga opositora ao movimento (MACKENZIE; RANNELLI; YURCHEVICH, 2010).

IWASAKI et al. (2006) investigaram a influência dos exercícios supracitados na geração de torque na articulação do joelho. O estudo mostrou que tal treinamento traz ganhos tão significativos na geração de torque quanto o treinamento resistido com carga mecânica. Por outro lado, o treinamento com a aplicação de NMES no antagonista somente se mostrou vantajoso quando foram avaliadas contrações de alta velocidade (IWASAKI et al., 2006).

TAKANO *et al.* (2010), por sua vez, observaram que o treinamento híbrido é capaz de melhorar a força do músculo vasto intermédio pela ativação de músculos profundos promovida pela co-contracção, não havendo relação direta com a eletroestimulação; mas sim pela contração muscular voluntária em resistência à eletroestimulação. Entretanto, um estudo com idosos (SUZUKI; SUNAGAWA; SENJYU, 2011) não mostrou aumento da força muscular, embora tenha havido melhora da resistência.

A HYB aplicada em atletas não trouxe ganhos de força tão significativos quanto em não-atletas (IWASAKI et al., 2006), embora tal fato não possa ser considerado conclusivo, pois o sucesso da eletroestimulação se relaciona com os parâmetros utilizados e a modalidade treinada, conforme citado anteriormente (BENITO-MARTÍNEZ *et al.*, 2011; MAFFIULETTI, 2010). Os estudos que abordam a HYB utilizam como parâmetro frequências de 20 Hz e pulsos de 2,4 ms (milissegundos); diferentes dos parâmetros que resultaram em estudos de sucesso para atletas. Kitchen (2003) argumenta que, para membros inferiores, deve-se trabalhar com uma frequência de estímulo de 50 Hz. BOHÓRQUEZ (2012) observou que o movimento de membros inferiores é eliciado com frequências acima de 50 Hz e a duração de pulsos efetiva é de 300 a 400 μ s (microssegundos), enquanto (FILIPOVI et al., 2011) trazem como referência para o sucesso da terapia duração de pulso de $306,9 \pm 105,1 \mu$ s, frequência de $76,4 \pm 20,9$ Hz e intensidade de $63,7 \pm 15,9$ mA para desenvolvimento de força máxima, velocidade, habilidade de salto e potência. Demais estudos que apontam efetividade da associação NMES e treinamento voluntário utilizam parâmetros de 75 Hz e 400 μ s (DELEY et al., 2011), 100 Hz e 400 μ s (MAFFIULETTI *et al.*, 2000), 120 Hz e 400 μ s (HERRERO; IZQUIERDO; MAFFIULETTI, 2006) e 150 Hz e 0,35 s (BENITO-MARTÍNEZ et al., 2011).

3.3 Estimulação do músculo antagonista à contração concêntrica voluntária

Os estudos citados ao longo deste capítulo, envolvendo sobreposição e combinação de eletroestimulação, promoveram estimulação em quadríceps para obter ganhos em força e em potência de saltos de membros inferiores, ou mesmo para testar aspectos neuromusculares relacionados às técnicas em questão. Não foram encontrados estudos sobre eletroestimulação aplicada conjuntamente a contrações concêntricas e excêntricas dos músculos isquiotibiais, que investiguem alteração de força e na altura de saltos verticais em voluntários saudáveis, com integridade do SNC.

De acordo com MAFFIULETTI *et al.* (2011), o que determina a efetividade da NMES para otimização da função muscular é a dose em que ela é administrada e a força evocada pela NMES para a contração muscular, o que motiva a busca por uma boa relação dose-resposta. Além disso, um treinamento modificado com aplicação da eletroestimulação ao músculo em contração excêntrica, o qual se opõe ao movimento do agonista, pode trazer os benefícios da eletroestimulação associada à contração muscular excêntrica, somada aos benefícios de carga opositora imposta pelo grupo eletricamente estimulado. Este treinamento induziria a adaptações neuromusculares e promoveria ganhos na potência de saltos, traduzidos pela evolução na altura do salto vertical. A argumentação de TAKANO *et al.* (2010) sobre a melhora da força do músculo vasto intermédio pela ativação de músculos profundos promovida pela co-contração e a vantagem da carga opositora ao movimento citada por outros autores (MACKENZIE; RANNELLI; YURCHEVICH, 2010) suportam a referida hipótese. Isolando-se os efeitos da eletroestimulação, podem-se investigar diferenças nos benefícios experimentados pelos diferentes grupos musculares - isquiotibiais e quadríceps femoral - para a técnica em questão.

Do acima exposto constata-se uma ausência de estudos sobre as alterações na altura de salto após a aplicação de eletroestimulação sobreposta à contração concêntrica e excêntrica de quadríceps versus sua aplicação em isquiotibiais.

3.4 Sumário

Neste capítulo, foram abordadas as questões fundamentais sobre a atuação da NMES nos tecidos corporais e alterações induzidas no sistema nervoso. Uma

revisão sobre o estado-da-arte e estudos de sucesso envolvendo a associação de eletroestimulação à contração voluntária, seja na forma sobreposta, combinada ou o treinamento híbrido, foi feita ao longo do capítulo. Ao final, foram tecidas considerações a respeito do estudo proposto pela presente pesquisa, colocando-se o ineditismo - ou a originalidade - da questão que investigada.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O capítulo anterior abordou os princípios da eletroestimulação, apresentando o estado-da-arte sobre os benefícios da técnica combinada ou sobreposta à contração voluntária. No atual capítulo, serão apresentados os procedimentos seguidos para o desenvolvimento do estudo proposto. Ao final do capítulo, é apresentada um quadro (Quadro 1) com um resumo dos materiais e métodos utilizados.

4.1 Visão geral da hipótese de trabalho

Os protocolos de NMES somada à contração voluntária em membros inferiores para ganho de potência de saltos se focam prioritariamente na estimulação do músculo quadríceps femoral. Por isso, ainda é desconhecido o efeito do fortalecimento em músculos isquiotibiais.

Embora haja controvérsias na literatura quanto à eficácia da técnica sobreposta, havendo estudos que mencionem que ela apresenta ganhos menores que a técnica combinada, a hipótese inicial era de que a eletroestimulação sobreposta à contração voluntária do músculo antagonista, ajustada com parâmetros de sucesso reportados na literatura e associada a contrações excêntricas e concêntricas, levariam a um ganho maior de potência e velocidade no músculo estimulado, podendo a oposição imposta pelo referido músculo gerar uma carga adicional para o quadríceps, com seu subsequente fortalecimento. A potência de salto também poderia ser favorecida pelo fortalecimento de isquiotibiais para a fase de extensão do quadril, uma vez que a literatura aponta para possíveis ganhos da eletroestimulação sobreposta a contrações excêntricas. Como anteriormente mencionado, não há relato de pesquisas envolvendo a técnica sobreposta em músculos isquiotibiais e melhora de desempenho no salto vertical.

De acordo com a hipótese assumida, esperava-se que a diferença da composição das fibras musculares, bem como da arquitetura dos grupos musculares estimulados levasse a ganhos de velocidade de contração de músculos isquiotibiais, que se somariam aos ganhos de força de quadríceps pela resistência imposta pelo músculo antagonista. Haveria redução no tempo de treinamento necessário para obter resultados significativos na altura dos saltos verticais para eletroestimulação em músculos

isquiotibiais ou para eletroestimulação em músculo quadríceps femoral, ambas sobrepostas a exercício voluntário.

Rememorando estudo de NAGO *et al.* (2007), onde um mesmo protocolo levou a diferentes resultados para grupos musculares opostos; no caso o bíceps braquial e tríceps braquial, havendo melhora na resistência à fadiga para o segundo músculo citado, provavelmente pela maior quantidade de fibras do tipo II, poder-se-ia observar diferenças no treinamento de quadríceps e isquiotibiais, baseando-se na diferença da composição de suas fibras musculares, além dos aspectos arquitetônicos de cada grupo muscular em questão. Conforme abordado anteriormente, o grupo isquiotibial se destaca pela sua grande velocidade de contração (LIEBER; FRIDÉN, 2001), o que levava a crer que o treinamento de NMES para isquiotibiais poderia apresentar maior ganho da potência de salto, a partir do momento em que se estimula também o ganho de força via NMES.

Sendo assim, o objetivo dos experimentos realizados foi comparar os efeitos da eletroestimulação aplicada ao músculo quadríceps femoral (porção vasto lateral e vasto medial) e da eletroestimulação aplicada ao grupo muscular isquiotibial (semitendinoso e semimembranoso, bíceps femoral), simultaneamente à realização de contrações concêntricas e excêntricas destes músculos, sobre a altura de saltos de voluntários não-atletas e saudáveis. O benefício direto para o sujeito residiria na melhora da força propulsora do salto em um curto período de tempo, além da possível hipertrofia muscular decorrente principalmente do componente excêntrico da eletroestimulação. Resultados em curto prazo são importantes para atletas de alto rendimento, podendo agregar avanços em períodos pré-competições ou pós-período de inatividade ou destreino.

4.2 Instrumentação

Para a medição da altura dos saltos verticais e sua respectiva velocidade angular e força do deslocamento do centro de massa, foram eleitos um sistema de cinemetria e uma plataforma de saltos desenvolvida especialmente para este estudo. Para avaliação do torque voluntário máximo, foi utilizado um dinamômetro isocinético. Os instrumentos de cinemetria, a plataforma de força e o dinamômetro isocinético serão descritos a seguir.

4.2.1 Cinemetria

Conforme introduzido no Capítulo 2, a cinemetria configura-se como importante aliada na avaliação da qualidade do movimento, possibilitando a análise da altura do salto do atleta (ÁVILA et al., 2002), velocidade linear e angular (articulares) e força de impacto do salto; entre outras variáveis, a partir de cálculos cinemáticos e de dinâmica (direta e inversa) baseados na quantificação dos deslocamentos e dos tempos de duração dos movimentos.

Sistemas de cinemetria utilizam uma ou mais câmeras, realizando capturas de imagens em alta frequência; pois o maior número de quadros filmados por segundo resulta em maior grau de sensibilidade, garantindo alta precisão do sistema. Para uma frequência de 200 Hz, por exemplo, tem-se um quadro de movimento a cada 5ms, o que corresponde no caso do salto a uma diferença de deslocamento vertical de 0,09 mm entre dois quadros, para o período de 5 a 10 ms de filmagem; enquanto uma filmagem de 900 Hz leva a um quadro de movimento a aproximadamente cada milissegundo, com menor diferença para o deslocamento vertical entre quadros.

Para este estudo, utilizou-se o sistema de cinemetria "BTS Smart-D" (BTS *Bioengineering*, Italia) com oito câmeras (Figura 9) conectadas a um computador provido de um sistema de captura "Smart-Capture" ("BTS Smart-D", [s.d.]). Sistemas semelhantes ao "BTS Smart-D" podem ser encontrados no mercado. Aqueles desenvolvidos pela Vicon, Ariel Dynamics e Optotrak Certus®, por exemplo, possuem uma ou mais câmeras vinculadas a um hardware que faz a aquisição dos sinais e, a partir de softwares específicos, torna-se possível realizar análises do movimento ("BTS Smart-D", [S.d.], "Motion Capture Systems from Vicon", [S.d.], "Optotrak Certus Motion Capture System", [S.d.], "Ariel Dynamics", [S.d.]).

Enquanto a filmagem realizada pelo sistema BTS, utilizado no presente estudo, pode ser ajustada entre 200 e 500 Hz; o sistema da Vicon, por exemplo, oferece câmeras entre 150 a 900 Hz, sendo que o da Optotrak Certus® pode ser classificado como padrão-ouro entre os cientistas, captando o movimento a uma frequência de 4600 Hz ("BTS Smart-D", [S.d.], "Motion Capture Systems from Vicon", [S.d.], "Optotrak Certus Motion Capture System", [S.d.]). Quanto maior a frequência de amostragem, melhor será a

decomposição do movimento analisado, com menor presença de ruído de quantização e com maior grau de precisão das coordenadas de cada ponto capturado.

O sistema de cinemetria "SMART-D" recomenda que seja feita calibração do sistema de aquisição a cada sessão de filmagem, pois qualquer deslocamento ou trepidação das câmeras altera a referência dos pontos. Além disso, o ajuste de foco e abertura do obturador precisa ser regulado (Figura 9), de forma a permitir que todos os pontos sejam captados, minimizando o ruído luminoso. O registro da calibração estática e dinâmica é feito através do software "SMART-Capture".



Figura 9: Regulação do foco e abertura da câmera.

Após a calibração, a filmagem pode ser iniciada. A captura também é feita utilizando o programa acima citado. As câmeras devem ser posicionadas ao redor do voluntário, de forma a captar todos os ângulos de movimentação do sujeito. Para que as análises do movimento sejam viáveis, marcadores são colocados em pontos anatômicos, conforme um dado modelo antropométrico, sendo que as coordenadas tridimensionais de cada marcador, para cada quadro filmado, serão determinadas com auxílio de funções trigonométricas e cálculos das variáveis cinemáticas (ÁVILA et al., 2002).

O "BTS Smart-D" utiliza refletores esféricos (Figura 10), que refletem a luz infra-vermelha emitida pelas câmeras durante o processo de filmagem; sendo que a

captura destas reflexões resulta em uma filmagem de pontos e, a partir de modelos, reconstrói-se a imagem, em duas ou três dimensões (“BTS Smart-D”, [s.d.]). A reconstrução foi possível a partir do software "Smart Tracker" (“BTS Smart-D”, [s.d.]), mostrado na Figura 11.

A análise biomecânica inicial, realizada a partir dos dados de posição, velocidade, aceleração, entre outros, foi feita no software "Smart Analyser", ambos parte do sistema de cinemetria (“BTS Smart-D”, [s.d.]), visualizado na Figura 12. Os dados também podem ser salvos em arquivos *.emt, o que facilita sua leitura e processamento por scripts desenvolvidos em MATLAB®.



Figura 10: Colocação dos marcadores reflexivos nos pontos de interesse.

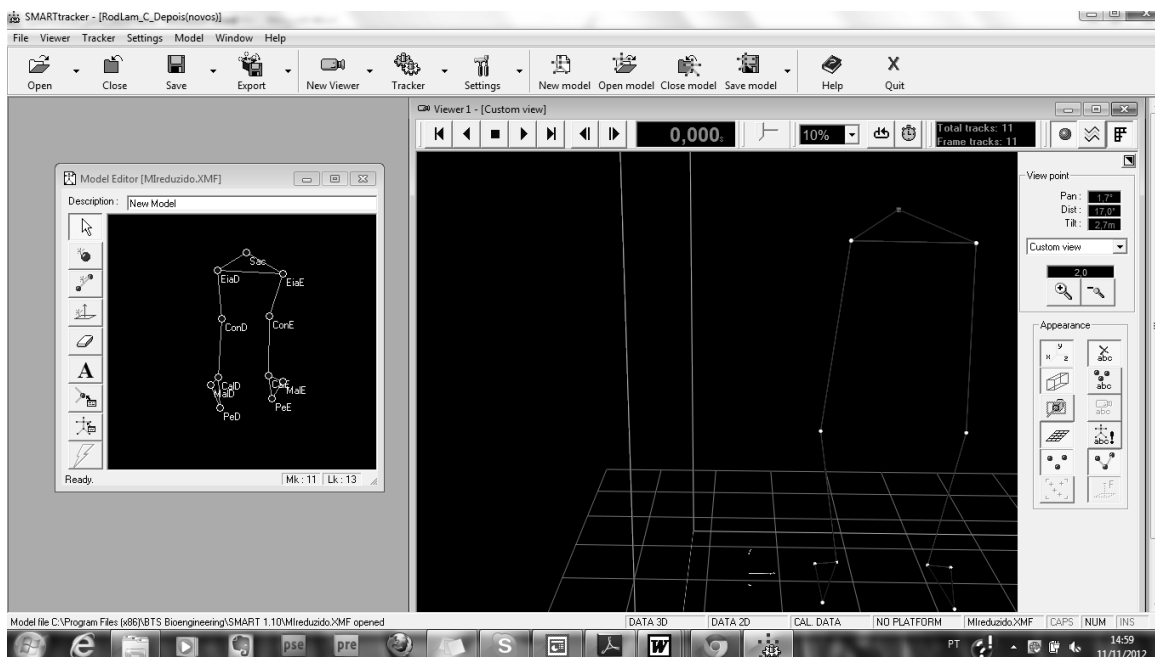


Figura 11: Tela do "SMART-Tracker", com o modelo criado para membros inferiores (janela à esquerda) e a reconstrução dos pontos filmados em membros inferiores, em 3D (janela à direita). O modelo reflete a colocação dos marcadores nos pontos anatómicos, de forma a reconstruir a parte do corpo envolvida no movimento a ser analisado.

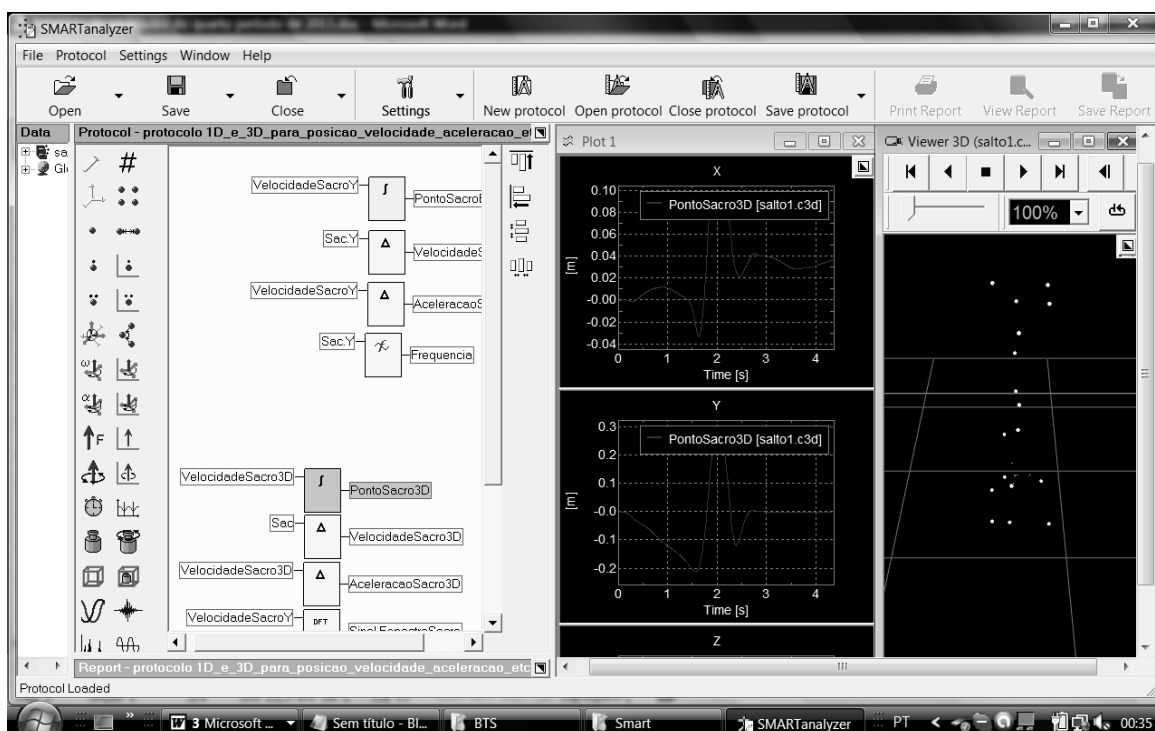


Figura 12: Tela do "SMART-Analizer", com os protocolos (janela "Protocol") para obtenção de valores para 1 ou 3 dimensões. Na janela ao lado ("Plot 1"), é possível visualizar a trajetória de um dos pontos anatómicos para os eixos de movimento "x" (deslocamento horizontal) e "y" (deslocamento vertical).

4.2.2 Plataforma de Salto

Uma das contribuições deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema de medição de tempo de voo, denominado doravante como “plataforma de salto”, o qual foi realizado com o auxílio de engenheiros do Laboratório de Instrumentação Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro. O sistema utilizou sensores de aproximação modelo GP2D120XJ00F (Sharp, Japão), os quais emitem feixes infravermelhos que ao refletirem em um obstáculo retornam ao sensor (Figura 13). Dentro da finalidade proposta, a presença ou ausência de reflexão torna possível diferenciar o momento do salto e o retorno ao solo quando os sensores estão direcionados para os pés do sujeito, a uma distância máxima de 30cm.

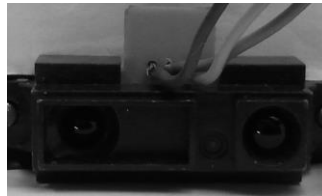


Figura 13: Sensor de aproximação, modelo GP2D120XJ00F (Sharp, Japão).

No circuito de condicionamento de sinais (Figura 14), R1, R2, C1 e U1 formam um circuito para amplificação e filtragem do sinal de saída do sensor. A associação entre R3, R4 e Pot resulta em um deslocador de nível médio que permite haver sinais negativos e positivos na entrada de U2. Deste modo, ao passar pelo comparador de histerese composto por U2, R5 e R6, o sinal do sensor comuta entre os níveis lógicos “1”, momento do salto, ou “0”, momento do repouso no solo. Tais níveis correspondem, respectivamente, às tensões de +3,75 V e -3,75 V.

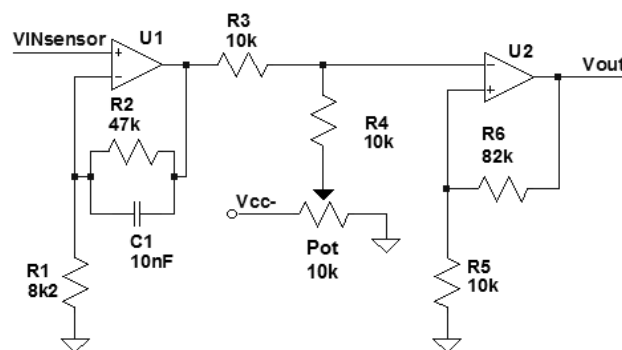


Figura 14: Circuito utilizado para condicionamento do sinal analógico de saída do sensor (VINsensor).

Os dois sensores foram colocados em lados opostos (Figura 15) de uma superfície antiderrapante de Policloreto de Vinila (PVC) de 80 x 120 cm. Esta superfície diminui a reflexão do feixe luminoso do sensor de aproximação, minimizando erros das medidas. Os sensores encontram-se a 80 cm de distância no eixo frontal do voluntário e a 20 cm no eixo sagital. Uma caixa retangular opaca e preta acondiciona os sensores, de modo a diminuir o espalhamento do feixe luminoso na direção lateral.



Figura 15: Plataforma de salto. Nos pés, os marcadores reflexivos do sistema de cinemetria, utilizados para comparação entre os dados de tempo de deslocamento vertical dos dois sistemas.

Os sinais de saída dos circuitos condicionadores dos dois sensores (V_{out}) passam por uma operação lógica “E”, resultando no sinal aplicado a uma das entradas digitais de uma placa de aquisição modelo iUSBDAQ – U120816 (HYTEK Automation, Canadá), conforme pode ser visualizado na Figura 16. Esta entrada funciona como *gate* de um contador interno da referida placa. Deste modo, quando ambos os circuitos estão em nível “1” (momento do salto, conforme descrito na subseção anterior), um contador de pulsos de 16 bits recebe o sinal de um gerador de onda quadrada de frequência 16 kHz e se inicia a contagem dos pulsos, cujo valor final é proporcional ao tempo em que o voluntário permanece no ar.

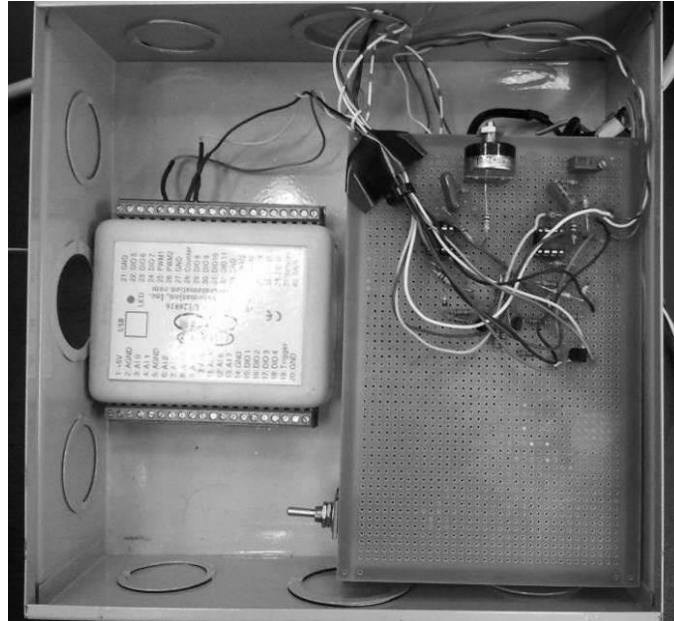


Figura 16: Circuito ligado à placa de aquisição da plataforma de saltos.

No tela de interface com o usuário do programa (Figura 17) é possível se obter tanto a visualização imediata da altura de saltos e do tempo de deslocamento vertical, além de ser viável efetuar o registro de uma série de dados obtidos em sequência e descartar dados não desejados. Os dados também podem ser salvos em arquivos texto, o que facilita sua leitura em diversos ambientes de processamento e análise, tais como o MATLAB® e o R.



Figura 17: Tela de aquisição dos sinais da plataforma de salto.

A partir da comparação de resultados fornecidos por este sistema e aqueles obtidos por cinemetria, foi possível concluir que a “plataforma” foi capaz de fornecer dados confiáveis de altura de salto, sendo uma alternativa à cinemetria quando análises *in loco* são necessárias, graças à maior portabilidade do sistema (Costa *et al.*, 2012).

4.2.3 Dinamômetro isocinético

A dinamometria isocinética configura-se como método preferido para quantificação da força muscular, fornecendo dados relativos aos momentos articulares em condições estáticas ou dinâmicas, sob condições de velocidade articular específica e fornecendo uma carga muscular otimizada (BALZOPoulos *et al.*, 2012; BALZOPoulos; BRODIE, 1989).

O dinamômetro isocinético mede a força muscular empregada no movimento articular total, gravando o momento resistivo necessário para contrabalançar o momento angular aplicado ao sujeito e manter uma velocidade angular constante (BALZOPoulos *et al.*, 2012). Logo, calcula-se o momento total produzido por agonistas, sinergistas e antagonistas na articulação, além da ação dos ligamentos, sendo que a resistência do dinamômetro é igual às forças musculares aplicadas ao longo do arco de movimento; não sendo possível avaliar a força de um músculo isoladamente (BALZOPoulos *et al.*, 2012; BALZOPoulos; BRODIE, 1989).

O dinamômetro não reproduz a ação do salto. Seu uso teve o objetivo de indicar alterações na dinâmica contrátil muscular no que tange a ganhos de força; sejam eles por hipertrofia, mudança do tipo de fibra muscular ou alteração na ativação neuronal para a contração muscular. Sendo assim, a dinamometria analisou os efeitos do treinamento sobre o grupo muscular estimulado e também sobre seu antagonista, o que poderia contribuir para a elucidação de questões relativas ao fortalecimento induzido pela oposição imposta pelo antagonista.

O dinamômetro utilizado no presente estudo foi o System 4 Pro (Biodex Medical Systems). Na posição vertical, o torque registrado pelo dinamômetro é a princípio a resultante das forças musculares e gravitacionais (BALZOPoulos; BRODIE, 1989); por este motivo, os torques registrados pelo System 4 Pro tem a gravidade corrigida, após a calibração do aparelho, a partir do software Biodex Advantage V.4X (Biodex Medical Systems).

4.3 Casuística

Para investigação da questão proposta pelo presente estudo, delineou-se um protocolo longitudinal, experimental, cuja amostra populacional foi composta por voluntários saudáveis, não-atletas, entre 18 e 35 anos, sendo que sexo não foi critério de exclusão. Este estudo foi realizado no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB/COPPE) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Para que o voluntário fosse aceito no estudo, ele não poderia apresentar baixa tolerância à estimulação elétrica (desconforto intenso).

Os voluntários foram convidados pessoalmente ou mediante cartazes (Anexo 2) afixados no Centro de Tecnologia (CT), ao longo dos blocos A e H, da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Optou-se em selecionar pessoas que frequentassem o CT pela praticidade de acesso ao Laboratório de Instrumentação Biomédica e maior facilidade de adesão ao estudo, pois estes possuíam uma rotina de estudos ou de trabalho no local.

Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, após o projeto ter sido submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF), sob o número CAAE: 00908912.1.0000.5257.

Os voluntários mantidos no final da etapa de coleta longitudinal foram aqueles que compareceram a no mínimo a 75% das sessões, sendo que as eventuais ausências não poderiam ser consecutivas.

4.3.1 Critérios gerais de inclusão e exclusão

Foram critérios de exclusão, durante a seleção dos voluntários, sujeitos que apresentassem histórico de alterações ou lesões do sistema neuromuscular; que possuíssem algum objeto metálico implantado nos membros inferiores ou com alguma lesão na pele na região onde seriam colocados os eletrodos. Lesões no sistema musculoesquelético, ocorridos durante o período de estudo e decorrentes ou não da intervenção, também foram critério de exclusão. Também foram excluídos voluntários que referiram fadiga limitante nas 72 horas seguintes à estimulação elétrica, perdurando até a sessão seguinte de eletroestimulação. Os voluntários selecionados eram sedentários ou praticantes de atividade física, desde que praticassem atividade física

recreacional. Voluntários atletas foram excluídos do estudo pelo risco de viés nos resultados.

4.4 Protocolos dos estudos

Foram elaborados três protocolos para estudo longitudinal de sobreposição da eletroestimulação e contração voluntária, originando a fase I (estudo piloto), aplicada entre os meses de outubro e novembro de 2011; a fase II, entre julho e setembro de 2012 e a fase III, entre agosto e dezembro de 2013.

Os parâmetros de estimulação para todas as fases foram duração de pulso de 400 μ s e frequência de 75 Hz, padrões estes utilizados em estudos anteriores para voluntários não-atletas e que se mostraram efetivos para o treinamento (FILIPOVI et al., 2011; GORGEY et al., 2009; GREGORY; DIXON; BICKEL, 2007; MAFFIULETTI, 2010; MAFFIULETTI et al., 2011; PAILLARD, 2008; PAILLARD et al., 2005a).

O estudo piloto guardou diferenças em relação às fases II e III quanto à intensidade de corrente administrada e ao exercício associado à eletroestimulação. Além disso, estabeleceram-se diferentes períodos de treinamento e utilizaram-se dois eletroestimuladores distintos, com diferentes formas de programação e forma de onda.

Os protocolos para as fases I, II e III são descritos a seguir.

4.4.1 Fase I – Estudo Piloto

Para a produção de contração muscular, utilizou-se inicialmente um estimulador elétrico programável (FES-PEB) (Figura 18), desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) do Programa de Engenharia Biomédica (VELLOSO, 2007), o qual possui quatro canais de estimulação e disponibiliza uma forma de onda de corrente pulsada bifásica assimétrica desequilibrada (Figura 19), modulável em amplitude, duração e frequência de repetição dos pulsos, através da programação de perfis temporais em um programa de controle desenvolvido em LabView, versão 7.1. Tal pulso bifásico assimétrico confere aos eletrodos uma inversão de polaridade que contribui para um maior conforto do que pulsos monofásicos (KITCHEN, 2003).



Figura 18: Eletroestimulador FES-PEB.

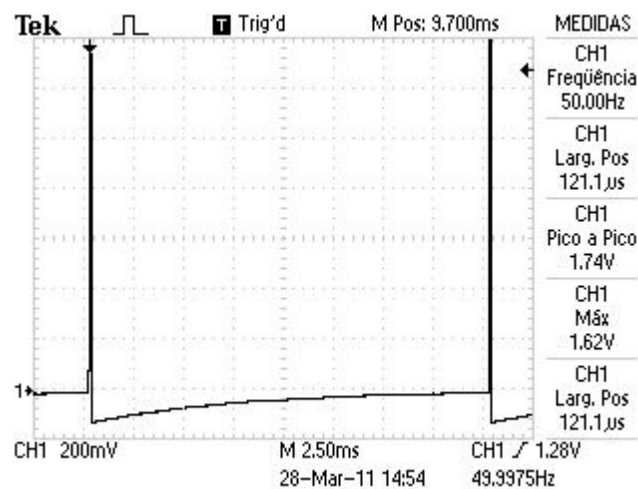


Figura 19: Pulso gerado pelo eletroestimulador FES-PEB.

Nesta fase aplicou-se eletroestimulação apenas ao músculo quadríceps femoral, com parâmetros fixos de intensidade de corrente para todos os voluntários. Utilizou-se um perfil temporal de intensidade da corrente iniciando em 30 mA e aumentando gradativamente a cada três sessões, havendo um aumento de 5 mA à intensidade aplicada ao voluntário até um máximo tolerável, que foi mantido até se atingir o número total de semanas de treinamento definido pelo protocolo. Para análise subjetiva do desconforto e do esforço durante e após a eletroestimulação, bem como dos níveis subjetivos de fadiga pós-estimulação, um questionário de percepção de conforto foi aplicado aos voluntários em todas as sessões (Anexo 1). Isso auxiliou a definição dos limites máximos de corrente que o voluntário poderia suportar.

O eletroestimulador foi conectado ao voluntário por meio de eletrodos de superfície de $5 \times 10 \text{ cm}^2$ (modelo CF5090, Valutrode®, Axelgaard, U. S. A). O eletrodo negativo foi colocado sobre a parte distal do quadríceps e o eletrodo positivo foi

localizado sobre o ponto motor (Figura 7) do músculo, porção lateral (vasto lateral), para não induzir à ação do reto femoral e conseqüente flexão de quadril. Os pontos motores foram identificados a cada sessão, a partir da varredura da área, usando-se para tanto o eletroestimulador FES-PEB, descrito anteriormente; tal procedimento é crucial para aumentar a eficiência da NMES (GOBBO et al., 2014). O ponto motor foi identificado a partir da resposta contrátil mais vigorosa obtida ao administrar, via um eletrodo positivo no formato de “caneta”, uma corrente de frequência de 1Hz, 300µs de duração de pulso e intensidade de corrente variando de 0 a 30mA ou até a detecção de uma resposta contrátil. Durante a localização do ponto motor um eletrodo de referência (negativo) foi colocado distalmente, próximo ao joelho.

Protocolo de exercícios

A eletroestimulação foi aplicada ao músculo quadríceps femoral e somada a contrações concêntricas e excêntricas, em intensidades gradativamente crescentes. O exercício de flexão e extensão de joelhos foi feito em cadeia aberta, sem peso adicional. A aplicação desta técnica foi realizada durante 20 minutos, três vezes por semana, em dias alternados, durante oito semanas. O voluntário permanecia sentado em uma cadeira que possibilitava a livre movimentação de membros inferiores (Figura 20). A corrente iniciava-se gradativamente, com uma rampa de subida de um segundo para minimizar o desconforto inicial promovido pela eletroestimulação. A seguir, foram mantidos por 10 s os estímulos elétricos, durante os quais o voluntário era instruído a flexionar e estender os joelhos. Durante os cinco primeiros segundos, o voluntário estendia o joelho até 180°, obedecendo à contração induzida eletricamente. Nos cinco segundos seguintes, o voluntário flexionava o joelho, opondo-se à contração induzida. Este procedimento foi repetido cinco vezes, havendo intervalo de 5 s entre cada repetição. Ao final das cinco repetições, o voluntário deveria descansar o membro inferior trabalhado por 75 s. Foram feitas cinco séries de dez repetições. Os estímulos foram aplicados de forma alternada entre os membros inferiores direito e esquerdo.

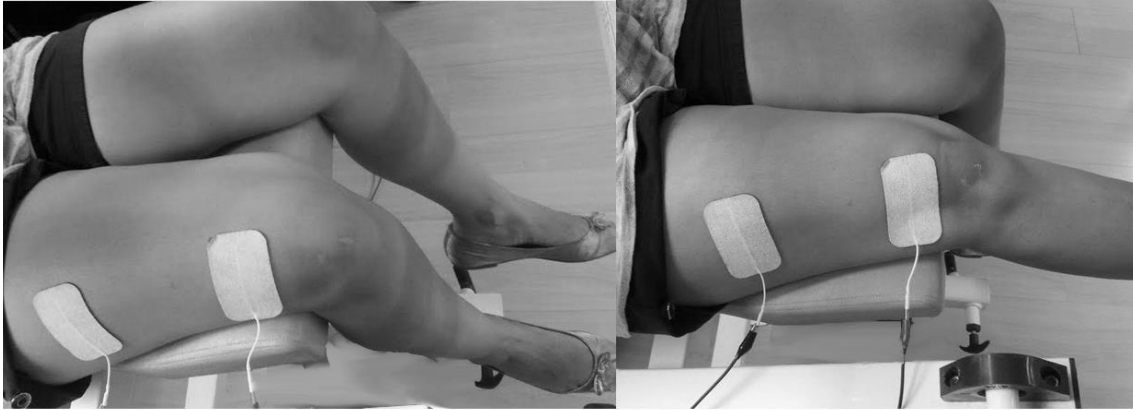


Figura 20: Eletroestimulação aplicada ao músculo quadríceps, porção vasto lateral. O Voluntário está sentado em uma cadeira que permite a livre movimentação da perna.

Grupos de treinamento

Não houve grupo controle, tendo sido feita uma comparação da altura do salto antes e depois do protocolo de eletroestimulação. O estudo iniciou com seis voluntários, quatro do sexo feminino e dois do sexo masculino. Três voluntários do sexo feminino desistiram do estudo, por razões pessoais, tendo restado três voluntários ao final das oito semanas de estudo. Destes, apenas um voluntário do sexo masculino era sedentário, sendo os outros dois praticantes de atividade física.

Avaliação da altura de saltos

A análise exploratória da altura dos saltos verticais foi feita dois dias antes do início das sessões, ao final da quarta semana e dois dias após o fim da última semana. O objetivo foi analisar as diferenças de altura de salto vertical antes, durante e após o início do protocolo de eletroestimulação, além da comparação de ganhos entre grupos.

Os voluntários realizaram uma série de dez SJ consecutivos (Figura 2), com intervalo de dez segundos entre cada salto. Os saltos foram mensurados pela “plataforma de saltos” desenvolvida no LIB. A coleta dos dados tinha início após o voluntário se posicionar dentro da plataforma, com a ponta dos pés na área de captura do sensor de aproximação. Ao comando verbal do examinador, os voluntários iniciavam os saltos. A altura de saltos foi avaliada somente com a plataforma de saltos, citada no item 4.2.2.

4.4.2 Fase II e fase III

A produção de contração muscular nas fases II e III do estudo foi realizada por um eletroestimulador Neurodyn II (Ibramed, Brasil) (Figura 21), com parâmetros de duração de pulso entre 50 e 500 μ s, corrente de 0 a 120 mA e frequência entre 0,5 e 250 Hz. Esse equipamento produz pulsos retangulares bifásicos simétricos (Figura 22).



Figura 21: Neurodyn II (Ibramed, Brasil).

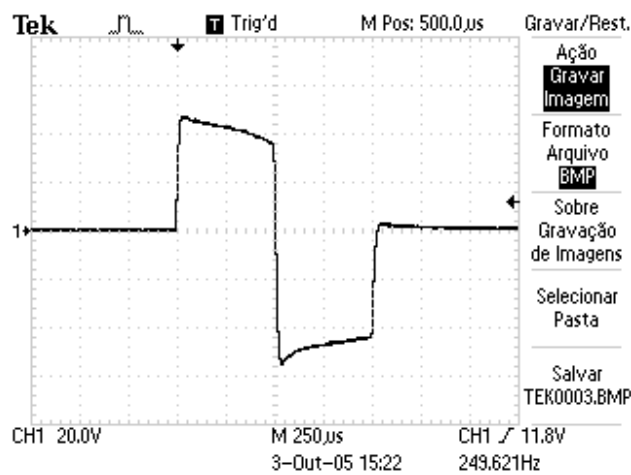


Figura 22: Formato da onda emitida pelo Neurodyn II.

Protocolo para eletroestimulação sobreposta à contração muscular

As fases II e III priorizaram a seleção de intensidade máxima de corrente tolerada pelo voluntário, a qual era testada e aumentada ao longo de uma mesma sessão e entre sessões, o que gerou uma diferença de cerca de 20 mA entre as intensidades da primeira e da última sessão. Como o objetivo era sempre trabalhar no limiar do conforto, não foi aplicado questionário de percepção, sendo a negociação da intensidade feita verbalmente com o voluntário. O registro das intensidades foi feito ao início e ao final de cada sessão. A NMES foi aplicada para alguns voluntários em quadríceps, para outros em isquiotibiais ou não foi aplicada a nenhum grupo muscular – caso do grupo controle. A escolha do protocolo a ser aplicado a cada voluntário foi feita por meio de sorteio, separando-se os grupos sorteados em homens e mulheres, e depois em sedentários e praticantes de atividade física.

Nestas fases, utilizou-se eletrodos de superfície de dimensões 5 x 5 cm² (modelo CF5050, Valutrode®, Axelgaard, U. S. A) e manteve-se o procedimento de localização dos pontos motores, procedimento crucial quando se trabalha com eletrodos pequenos (HERZIG; MAFFIULETTI; ESER, 2015). Para um grupo de voluntários, os eletrodos de referência (negativos) foram posicionados nos pontos motores (Figura 23) do quadríceps femoral, porção lateral (vasto lateral) e medial (vasto medial), para não induzir à ação do reto femoral e conseqüente flexão de quadril. Os eletrodos ativos (positivos) foram colocados na parte distal do músculo quadríceps. Para o segundo grupo, os eletrodos negativos foram colocados nos pontos motores dos músculos isquiotibiais e os eletrodos positivos foram colocados distalmente, próximos ao joelho. O terceiro grupo não recebeu eletroestimulação. Os pontos motores foram identificados em cada sessão, a partir da varredura da área, usando-se o eletroestimulador NEURODYN II (IBRAMED, Brasil), seguindo os procedimentos descritos na primeira fase.

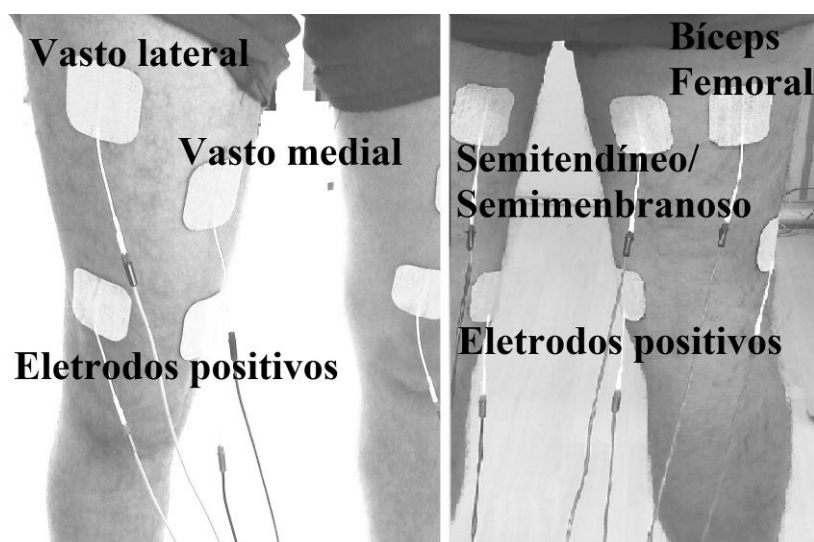


Figura 23: Eletrodos autoadesivos colocados sobre os pontos motores dos músculos quadríceps (à esquerda) e isquiotibiais (à direita). Os eletrodos dispersivos foram colocados próximos ao joelho.

Protocolo de exercícios

Nas fases II e III houve dois grupos experimentais e um grupo controle. Para os grupos experimentais, a eletroestimulação foi aplicada ao quadríceps femoral ou aos isquiotibiais, somada a contrações concêntricas e excêntricas, em intensidades de corrente gradativamente crescentes.

Todas as sessões foram precedidas por três séries de alongamentos para membros inferiores (quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural), com duração de 20 s cada série.

A cada sessão era feita adaptação prévia à estimulação, de modo a delimitar o limiar de conforto inicial de cada voluntário para o treinamento sobreposto e consequentemente otimizar a aplicação da corrente, com uma contração muscular eliciada pela eletroestimulação acima do limiar motor e dentro do limite de tolerância. O voluntário não realizou contração muscular voluntária durante esta adaptação.

Foram aplicadas duas sequências de estimulação de 22 s, com intervalo de 44 s entre estímulos, durante o qual se aumentava gradativamente a intensidade da corrente. A corrente foi aumentada ao longo de cada sessão, sempre que o voluntário se sentiu confortável para tal, possibilitando a despolarização de fibras novas e mais profundas a cada estímulo (MAFFIULETTI, 2010). A corrente mínima tolerada também sofreu aumento gradativo ao longo das sessões, de acordo com a tolerância individual, respeitando os princípios básicos de um programa progressivo de treinamento

(MAFFIULETTI, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2009). O objetivo foi gerar crescimento gradativo da força e resistência à fadiga muscular, minimizando o risco de lesão resultante de uma intensidade extenuante, o que poderia comprometer o desempenho do voluntário. Considerar os limiares individuais de tolerância permite trabalhar dentro de faixas de conforto e, ao mesmo tempo, explorar o máximo rendimento eliciado pela eletroestimulação. Além disso, homens e mulheres possuem diferentes limiares de estimulação sensitiva e motora, com menor limiar sensitivo e doloroso para a população feminina (ALBORNOZ-CABELLO *et al.*, 2013; DE JESUS GUIRRO; DE OLIVEIRA GUIRRO; SOUSA, 2015); e só isso bastaria para se considerar trabalhar com limiares de corrente individuais (MAFFIULETTI *et al.*, 2008).

As atividades de flexão e extensão de joelhos foram executadas em cadeia fechada, a partir de agachamentos (Figura 24), sem peso externo adicionado ao exercício.

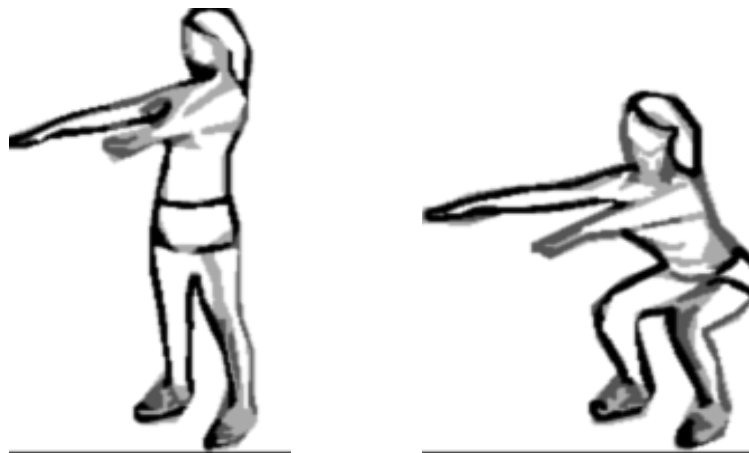


Figura 24: Agachamentos com braços estendidos para melhor estabilização do corpo durante a descida.

A aplicação desta técnica foi realizada três vezes por semana, em dias alternados, durante quatro semanas – esse protocolo, combinado com os parâmetros de eletroestimulação eleitos, é considerado eficaz para desenvolvimento de força máxima, velocidade, potência e altura de salto (FILIPOVI *et al.*, 2011). Os voluntários dos três grupos - estimulação em quadríceps, em isquiotibiais e grupo controle - realizaram a cada sessão cinco séries de dez agachamentos, cada série durando 22 s, com intervalo entre séries de 44 s. O primeiro e o último segundo de cada série, para os grupos que receberam eletroestimulação, correspondiam à rampa de subida e descida da corrente. O

voluntário permanecia de pé e, ao final do primeiro segundo, os agachamentos eram iniciados, segundo o comando verbal do avaliador. Cada agachamento durava 2 s, sendo um segundo para a flexão de joelhos até cerca de 90° e outro para o retorno à posição inicial. Os braços foram mantidos esticados à frente do corpo, para auxiliar na estabilidade do movimento e possibilitar uma maior descarga de peso nos calcanhares. Os tempos de subida e descida foram regulados por um aplicativo de contagem automática, desenvolvido para Android ⁴. Os estímulos foram aplicados simultaneamente nos membros inferiores direito e esquerdo.

Grupos de treinamento

Foram selecionados ao todo, para as fases II e III, quarenta e quatro voluntários, sendo vinte mulheres e vinte e quatro homens. Os voluntários foram separados por sexo e divididos aleatoriamente em três subgrupos, sendo dois deles experimentais e um grupo controle. Os grupos experimentais foram nomeados Grupo Quadríceps, para os voluntários que receberam NMES sobre o músculo quadríceps femoral, e Grupo Isquiotibiais, cujos voluntários tiveram a NMES aplicada sobre o grupo muscular isquiotibial. Alguns voluntários foram excluídos aleatoriamente após a coleta para que houvesse um número igual de voluntários de cada sexo nos subgrupos.

Para a segunda fase, foram selecionados 28 voluntários, sendo 13 mulheres e 15 homens. Destes, duas mulheres foram excluídas antes do início do treinamento, pois sofreram lesão durante suas atividades diárias, e um homem desistiu por razões pessoais. Os 25 voluntários restantes (Figura 25) foram separados por sexo e divididos nos três grupos de treinamento. Ao longo das sessões, dois voluntários do sexo masculino foram excluídos do estudo; um deles sofreu lesão em suas atividades diárias e outro se ausentou por três sessões consecutivas.

⁴ Agradecimentos a Fernando Monteiro pelo desenvolvimento do software.

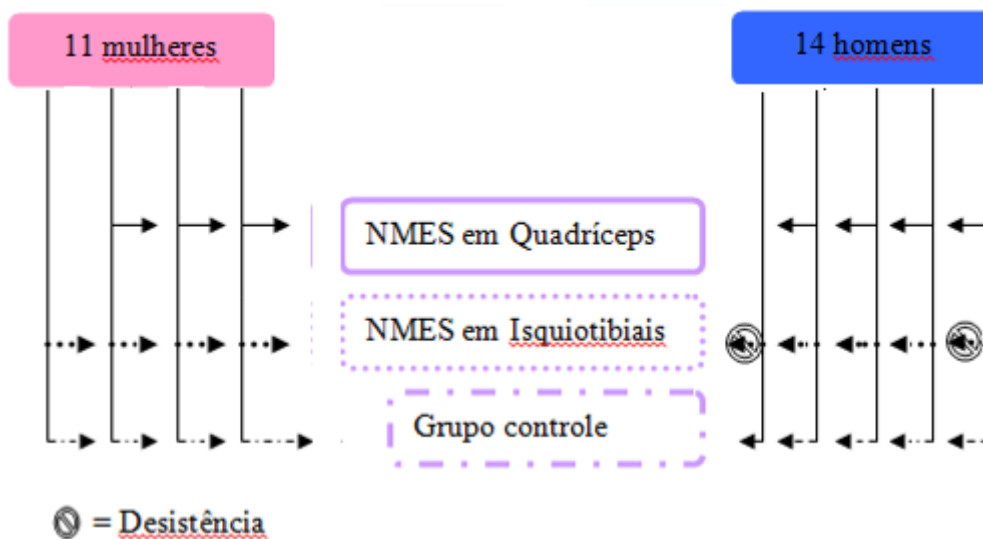


Figura 25: Distribuição dos voluntários da segunda fase do estudo, feita na semana zero do estudo. As setas indicam a que tipo de treinamento pertenceram os voluntários dentro de cada subgrupo. Conforme pode ser visto, um voluntário do sexo masculino, do grupo dos sedentários, e um voluntário praticante de atividade física foram excluídos do estudo.

A fase III do estudo longitudinal ocorreu ao longo dos meses de outubro, novembro e dezembro de 2013. Foram selecionados dezenove voluntários, com apenas uma desistência. Os dezoito voluntários restantes foram divididos em dois grupos: seis voluntários do sexo feminino e doze voluntários do sexo masculino, sem subdivisão entre sedentários e praticantes de atividade física devido ao pequeno número de voluntários candidatos ao estudo. Os voluntários do sexo masculino foram distribuídos em três grupos, sendo que quatro receberam eletroestimulação em músculo quadríceps femoral (Grupo Quadríceps), quatro receberam estimulação em músculos isquiotibiais (Grupo Isquiotibiais) e quatro foram alocados no Grupo Controle. Da mesma forma, os voluntários do sexo feminino foram divididos dois a dois nos citados três grupos. A baixa adesão de voluntários do sexo feminino motivou a eliminação destes dados da análise. Um dos voluntários do sexo masculino do grupo Isquiotibiais foi eliminado na etapa de seleção de sinais válidos e um voluntário do sexo masculino, grupo Quadríceps (voluntário 13), teve saltos validados apenas para o CMJ. Os voluntários seguiram o mesmo protocolo de atividades prescrito para os grupos da fase II. O diagrama da Figura 26 exemplifica a subdivisão dos grupos.

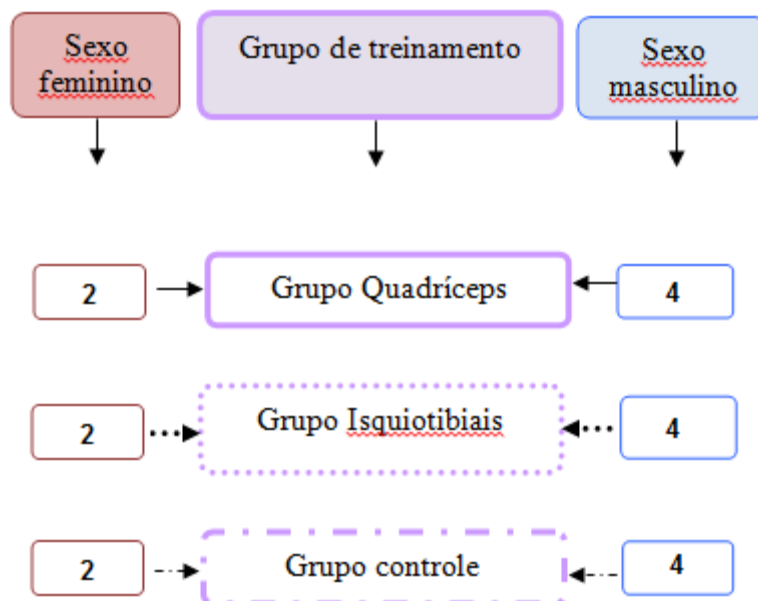


Figura 26: Distribuição dos voluntários da fase III do estudo. As setas indicam a que tipo de treinamento pertenceram os voluntários dentro de cada subgrupo.

A análise exploratória da altura dos saltos verticais foi feita três dias antes do início das sessões e três dias após seu final, em ambas as fases do estudo. O objetivo foi analisar as diferenças de altura de salto vertical antes e após o início do protocolo de eletroestimulação, além da comparação de ganhos entre grupos.

Os voluntários realizaram duas séries de dez saltos consecutivos, com intervalo entre saltos de 10 s e intervalo entre série de 2 min. A primeira série consistia na realização de CMJ (Figura 3), enquanto na segunda, os voluntários realizavam SJ (Figura 2), com controle da angulação por meio de um molde limitador de amplitude de movimento fixo em 90°.

Na segunda fase, o salto vertical foi registrado pelo sistema de cinematria BTS utilizando uma frequência de amostragem de 200 Hz. Marcadores reflexivos foram colocados nos seguintes pontos anatômicos: calcâneo direito e esquerdo (D), maléolo lateral direito e esquerdo (E), primeira articulação metatarso-falangiana (F), côndilo (C), trocânter maior e espinha íliaca anterossuperior bilateralmente (B), e também na região do sacro (A) (Figura 27).

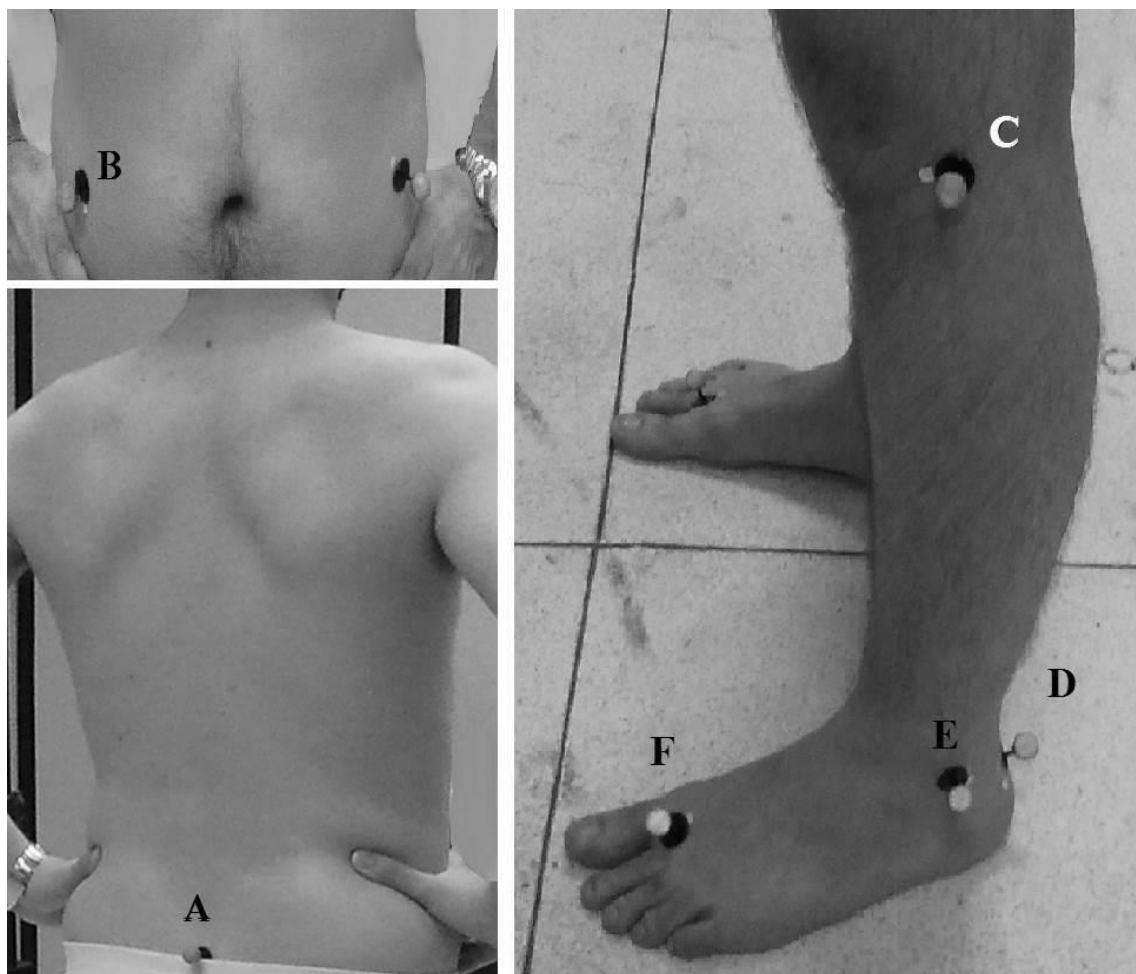


Figura 27: Marcadores reflexivos colocados no sacro (A) e bilateralmente em espinha íliaca anterossuperior (B), côndilo (C), calcâneo (D), maléolo lateral (E) e primeira articulação metatarso-falangeana (F).

A captura das imagens era iniciada após o voluntário se posicionar centralmente às câmeras do sistema de cinemetria. Os voluntários foram orientados a posicionar os pés alinhados aos ombros no momento da decolagem e a retornar ao solo tocando primeiramente a ponta dos pés, para somente em seguida realizar total apoio plantar. Também foram instruídos a manter os membros inferiores estendidos durante o trajeto no ar e a não realizar flexão de tronco, a fim de evitar influência dos membros superiores na altura máxima atingida (BOSCO; LUHTANEN; KOMI, 1983; “Bosco Ergo Jump Test”, [s.d.]; CARDINALLE, 2008). Foram descartados saltos em que os braços se desprenderam da cintura, além daqueles em que joelhos e troncos flexionaram durante o momento de “voo”. Neste caso, o salto em questão foi repetido.

A perimetria da coxa foi analisada, antes e após o protocolo de intervenção, a fim de averiguar se os ganhos em altura de saltos se relacionavam à hipertrofia, uma vez que estudos anteriores (PÉREZ et al., 2002) observaram ganhos na

força contrátil com mínima hipertrofia da fibra muscular. Para a análise da perimetria foi feita a medição da coxa com uma fita métrica. Para evitar equívocos na medição de um aumento da perimetria, mascarada por aumento do tecido adiposo, foi feita a medição da espessura do tecido adiposo da coxa de forma complementar, utilizando para tal o Plicômetro Científico Premier (Cescorf Equipamentos Antropométricos) (Figura 28).

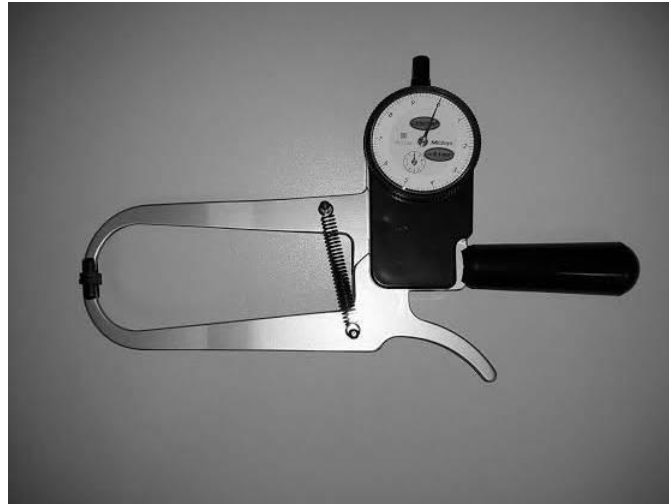


Figura 28: Plicômetro científico CESCORF.

4.5 Processamento dos dados

Os dados de altura de salto gerados pela “plataforma de saltos” não precisaram de tratamento prévio, uma vez que o programa associado ao sistema desenvolvido gera automaticamente dados para o usuário.

Dados relativos à cinemetria – altura de salto, velocidades angulares das articulações e força do centro de massa – foram processados primeiramente pelo programa SMARTAnalyser (BTS Bioengineering, Itália) e posteriormente por um *script* desenvolvido em MATLAB® R2006a (MathWorks, EUA) para obtenção das coordenadas de altura máxima de salto alcançadas, antes e após a intervenção.

Na fase III, os procedimentos para análise de alterações nas variáveis envolvidas nos saltos CMJ e SJ seguiram padrão diferente do adotado na fase II, com aperfeiçoamento do processamento dos sinais e exploração das variáveis envolvidas no salto: velocidade máxima, velocidade de saída (ou velocidade de *take-off*), aceleração de saída e máxima, potência máxima, tempo de contração concêntrica e variação delta

tempo - que corresponde a diferença entre o instante de tempo relativo ao valor máximo de velocidade vertical e o efetivo instante de saída do solo. Além disso, na fase III considera-se apenas a variação da altura de salto a partir do momento em que o voluntário perde contato com o solo até a altura máxima atingida por ele, enquanto na fase II esta avaliação era feita com base no deslocamento vertical do marcador localizado aproximadamente 2 cm acima do sacro (Figura 27). Velocidade e aceleração linear, incluindo valores no instante de saída do solo e valor máximo ao longo da trajetória ascendente do salto, e potência máxima foram obtidas a partir do sensor colocado 2 cm acima do sacro, seguindo uma estimativa do centro de massa em posição estática. O marcador posicionado no sacro pode ser considerado um ponto de referência do corpo próximo ao centro de massa, quando o sujeito está em posição ostostática e caminhando, sendo fortemente correlacionado com o centro de massa nesses casos (THIRUNARAYAN et al., 1996). Deste modo, no presente trabalho a posição deste marcador foi considerado como uma aproximação do centro de massa.

Marcadores posicionados nos pés (Figura 27) indicaram, na fase III, o momento de saída do solo, permitindo considerar apenas o deslocamento vertical durante o voo.

Os sinais de posição dos marcadores foram pré-processados, sendo filtrados por um filtro Butterworth passa-baixa de segunda ordem, de 3,5 Hz, no sentido direto e reverso. Além disso, foi desenvolvida uma rotina para completar pequenas perdas de posição dos marcadores pelas câmeras do sistema de cinemetria. Tal rotina realizava uma interpolação linear entres as amostras existentes. Para serem considerados válidos após o pré-processamento os sinais relativos à cinemática do salto deveriam apresentar qualidade suficiente (avaliada de forma subjetiva) para exibir o comportamento característico para os SJ e para o CMJ, a exemplo do que é visto na Figura 29, e manter um valor de aceleração próximo à aceleração da gravidade a partir do momento de saída do solo. Na Figura 29, o círculo vermelho no sinal de “Ponta do pé”, “Acel CG” ou aceleração no ponto A (Figura 10), “Vel CG” ou velocidade no ponto A e “Pot CG” ou potência no ponto A demarca o momento de saída do solo; o círculo no sinal de “Altura salto” indica a máxima altura atingida. Os asteriscos no sinal “Vel Ang Joelho” (velocidade angular de joelho), “Acel CG”, “Vel CG” e “Pot CG” indicam o valor máximo para essas variáveis.

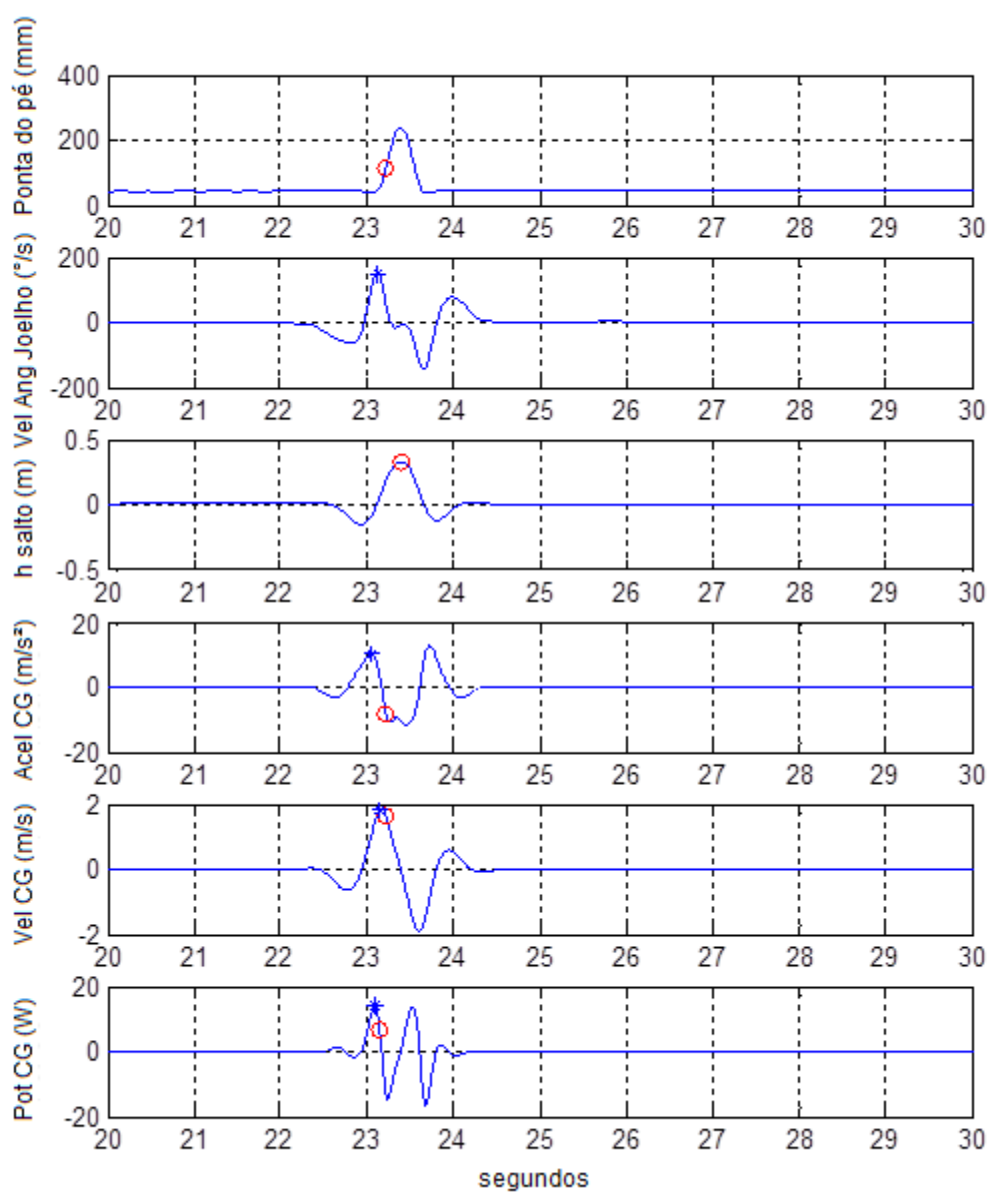


Figura 29: As formas de onda padrão dos sinais durante o CMJ.

Na fase III foi adicionado ao estudo o pico de torque de flexão e extensão da articulação de joelho; o valor do pico de torque foi obtido com auxílio do dinamômetro isocinético (vide descrição na página 40).

A análise dos resultados gerados pela plataforma e pela cinemetria foi tratada em ambiente estatístico R, 64 bits, versão 2.15.0 (The R Foundation for Statistical Computing), a partir de rotinas criadas para tal finalidade. Os testes estatísticos eleitos nas fases I e II foram testes não paramétricos, devido ao pequeno número de amostras.

Para comparação entre os resultados dos diferentes grupos de tratamento na fase II, aplicou-se o *Kruskal-Wallis rank sum test*, dado que tal teste possibilita comparar diferenças de médias entre três ou mais grupos, com o pós-teste de comparação pareada *Wilcoxon rank sum test* com correção de Bonferroni.

Para o *Kruskal-Wallis*, a amostra foi estratificada em homens e mulheres; porém, o pequeno número de voluntários pertencentes ao grupo ativo inviabilizou uma segunda estratificação de grupos entre ativos e sedentários para o teste proposto. Aplicou-se o teste *Wilcoxon signed rank test* ou *Wilcoxon Pareado* para comparar os resultados da eletroestimulação antes e após a intervenção, uma vez que tal teste configura-se como não paramétrico, se propondo a avaliar diferenças entre as medianas de uma amostra dependente e pequena, onde a Hipótese nula (H_0) considera que as medianas de valores antes e após uma intervenção, por exemplo, não diferem entre si (LARSEN; MARX, 1990). Para estatística de teste, estabeleceu-se um nível de significância de 0,05.

Para o *Wilcoxon Signed Rank Test*, realizou-se a mesma estratificação proposta acima para homens e mulheres, e também por tipo de intervenção. Neste caso, comparou-se os dados normalizados de salto da semana zero e quatro para cada subgrupo – mulheres e homens – subdividindo os subgrupos acima por treinamento – NMES em quadríceps (grupo Quadríceps), NMES em isquiotibiais (grupo Isquiotibiais), grupo Controle. A normalização foi feita pela média da altura dos saltos da semana zero, para cada voluntário. Os dados dos voluntários que não completaram quatro semanas de intervenção foram excluídos.

Na fase III, há ausência das análises estatísticas *Kruskal-wallis* e *Wilcoxon*; a avaliação está focada no número de casos de sucesso. Foram feitas análises voluntário a voluntário, de acordo com grupo de treinamento e tipo de salto realizado, para avaliar a evolução do salto vertical, da velocidade máxima, da velocidade de saída do solo, da aceleração máxima, da potência máxima, do delta tempo. Foi calculada a média e erro padrão de altura de saltos para cada grupo de treinamento; assim como a variação relativa de altura de salto (α) na semana quatro em relação à média inicial de altura de salto da semana zero. A análise da altura dos saltos voluntário a voluntário permitiu não somente observar se o padrão de evolução na altura de saltos era mantido

para este grupo isolado, mas também comparar a resposta individual à estimulação elétrica ao variar os grupos musculares testados.

Na sequência, foi estudada a correlação entre a evolução da altura de CMJ e de SJ de cada grupo estudado e a evolução das outras variáveis analisadas. Convencionou-se chamar de correlação forte aquela cujo coeficiente de correlação está acima de 0,8.

4.6 Resumo

Este capítulo abordou a metodologia empregada para o estudo dos efeitos da NMES sobreposta à contração voluntária, cujos procedimentos foram sumarizados no Quadro 1:

Quadro 1: Parâmetros de eletroestimulação utilizados nas diferentes fases do estudo

		Fase I	Fase II e III
Características da corrente	Frequência:	75 Hz	
	Intensidade de corrente:	30 mA, crescendo 5 mA semanalmente, até o máximo tolerado.	Máxima tolerada na sessão.
	Forma do pulso:	Pulso bifásico assimétrico.	Pulso bifásico simétrico.
	Duração do pulso:	400 μ s	
	Tempo on/off:	7/5 s	22/44 s (20 s de agachamento, 1 s de rampa de subida e 1 s de rampa de descida)
	Rampa:	0,5 s	1 s

Detalhes do programa de treinamento	Prévio:	-	Alongamento de membros inferiores
	Flexão de joelho:	90° de extensão de joelho em cadeia aberta, sentado.	90° de flexão de joelho em cadeia fechada, durante agachamento.
	Duração da contração voluntária:	5 s	2 s
	Tipo de contração voluntária:	Concêntrica/excêntrica	
	Localização do ponto motor:	1 Hz, 300 μ s, intensidade propícia a eliciar uma contração muscular.	
	Musculatura estimulada pela NMES:	Quadríceps (vasto lateral)	<ul style="list-style-type: none"> - Quadríceps (vasto lateral e vasto medial) - Isquiotibiais (Semitendinoso/ Semimembranoso, Bíceps Femoral) - Nenhum (Grupo controle)
	Presença	75% das sessões, sem faltas consecutivas	
	Contrações por sessão:	cinco séries de 10 repetições	
Sessões por semana:	três sessões por semana		

	Voluntários	três voluntários ao final do estudo	44 voluntários ao final do estudo
	Duração do estudo:	oito semanas	quatro semanas
	Análise dos resultados	10 SJ consecutivos, nas semanas zero e quatro do estudo	10 SJ consecutivos, 10 CMJ consecutivos, nas semanas zero e quatro do estudo
Características do Hardware	Eletrodos:	Quatro eletrodos autoadesivos, dimensões 10 x 5 cm, Valutrode®, 1 sob o ponto motor do músculo em questão e 1 posicionado distalmente, em cada membro estimulado.	Oito eletrodos autoadesivos, dimensões 5 x 5 cm, Valutrode®; 2 sob os pontos motores dos músculos em questão e 2 posicionados distalmente, em cada membro estimulado.
	Unidade de estimulação:	FES-PEB	Neurodyn II

No capítulo seguinte, são apresentados os resultados do estudo proposto, para ambas as suas fases.

5 RESULTADOS

O capítulo 0 apresentou a instrumentação, a população e o protocolo utilizados na pesquisa; assim como os métodos para análise dos resultados. Neste capítulo, serão apresentados os valores de altura de saltos verticais antes e após intervenção nas fases I, II e III, bem como suas respectivas análises.

5.1 Fase I – Estudo Piloto

As variações nas alturas de salto podem ser visualizadas nas Figuras 31, 32 e 33, para, respectivamente, o voluntário sedentário, o praticante de atividade física do sexo masculino e o praticante de atividade física do sexo feminino. Observa-se uma menor dispersão dos saltos para a oitava semana.

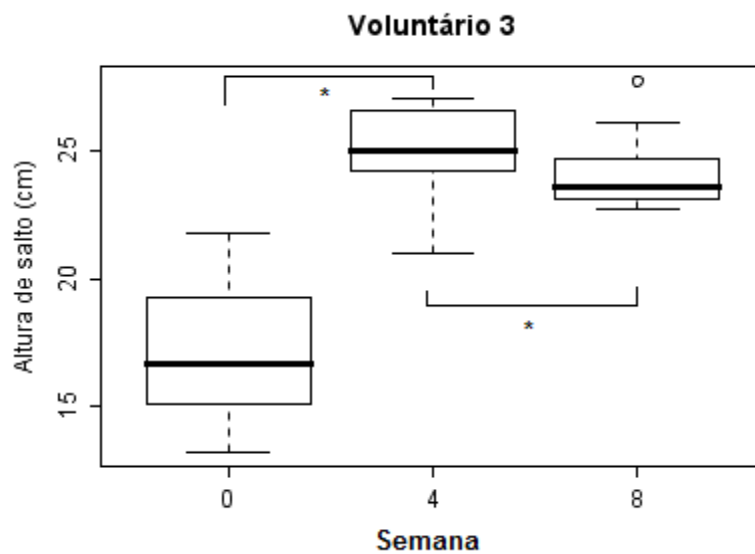


Figura 30: Altura de saltos antes do início das sessões de eletroestimulação (Semana 0), após a quarta semana (Semana 4) e ao fim da oitava semana de estimulação (Semana 8) para o voluntário sedentário.

* p-valor < 0,05.

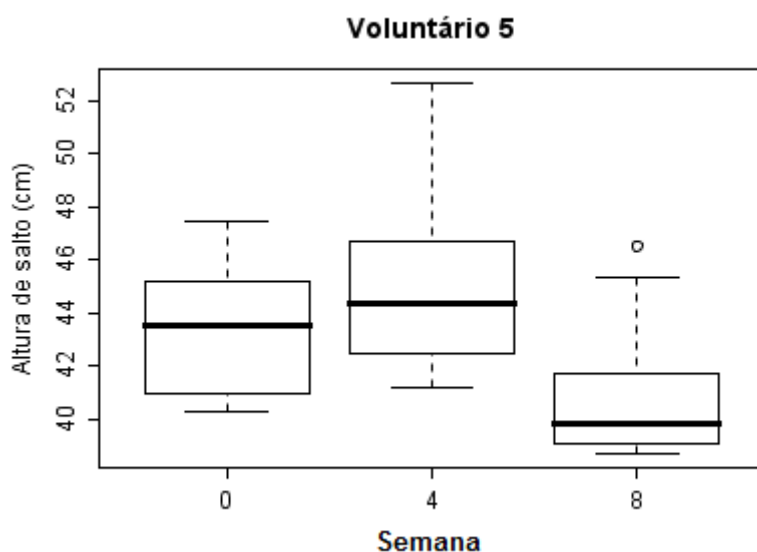


Figura 31: Altura de saltos antes do início das sessões de eletroestimulação (Semana 0), após a quarta semana (Semana 4) e ao fim da oitava semana de estimulação (Semana 8) para o voluntário praticante de atividade física do sexo masculino.

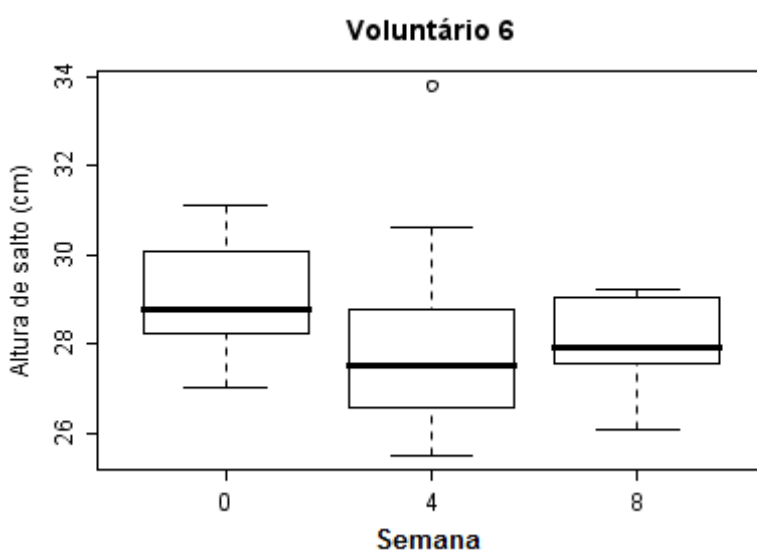


Figura 32: Altura de saltos antes do início das sessões de eletroestimulação (Semana 0), após a quarta semana (Semana 4) e ao fim da oitava semana de estimulação (Semana 8) para o voluntário praticante de atividade física do sexo feminino.

A partir dos resultados deste estudo piloto, observa-se melhora na média de altura de saltos somente para o voluntário 3 (O ganho em altura para o *Squat Jump* para o voluntário 3 se expressa na quarta semana de estudo, estabilizando após este período. Mesmo com um número muito pequeno de sujeitos ao final da fase I, a não-evolução na altura de saltos dos demais voluntários levou à necessidade de se repensar o protocolo.

Tabela 1). O ganho em altura para o *Squat Jump* para o voluntário 3 se expressa na quarta semana de estudo, estabilizando após este período. Mesmo com um número muito pequeno de sujeitos ao final da fase I, a não-evolução na altura de saltos dos demais voluntários levou à necessidade de se repensar o protocolo.

Tabela 1: P-valores, a partir do *Wilcoxon Signed Rank Test*

		Voluntário 3	Voluntário 5	Voluntário 6
P-valor	Semana 4	0,001	0,275	0,375
	Semana 8	0,001	0,083	0,322

5.2 Fase II

Estes resultados se referem aos estudos conduzidos entre julho e setembro de 2012, com 25 voluntários, dentre os quais dois desistiram do estudo. Estes 23 voluntários restantes foram divididos em quatro grupos: quatro voluntários do sexo masculino praticantes de atividade física, oito voluntários do sexo masculino sedentários, três voluntários do sexo feminino praticantes de atividade física, oito voluntários do sexo feminino sedentários. Para a análise dos dados a população amostral foi separada em grupos Masculino e Feminino.

5.2.1 Análise dos resultados do estudo para a população masculina

Os dados de altura de saltos normalizados em relação à semana zero para os voluntários do sexo Masculino podem ser visualizados nos gráficos da Figura 33 para a primeira e quarta semanas.

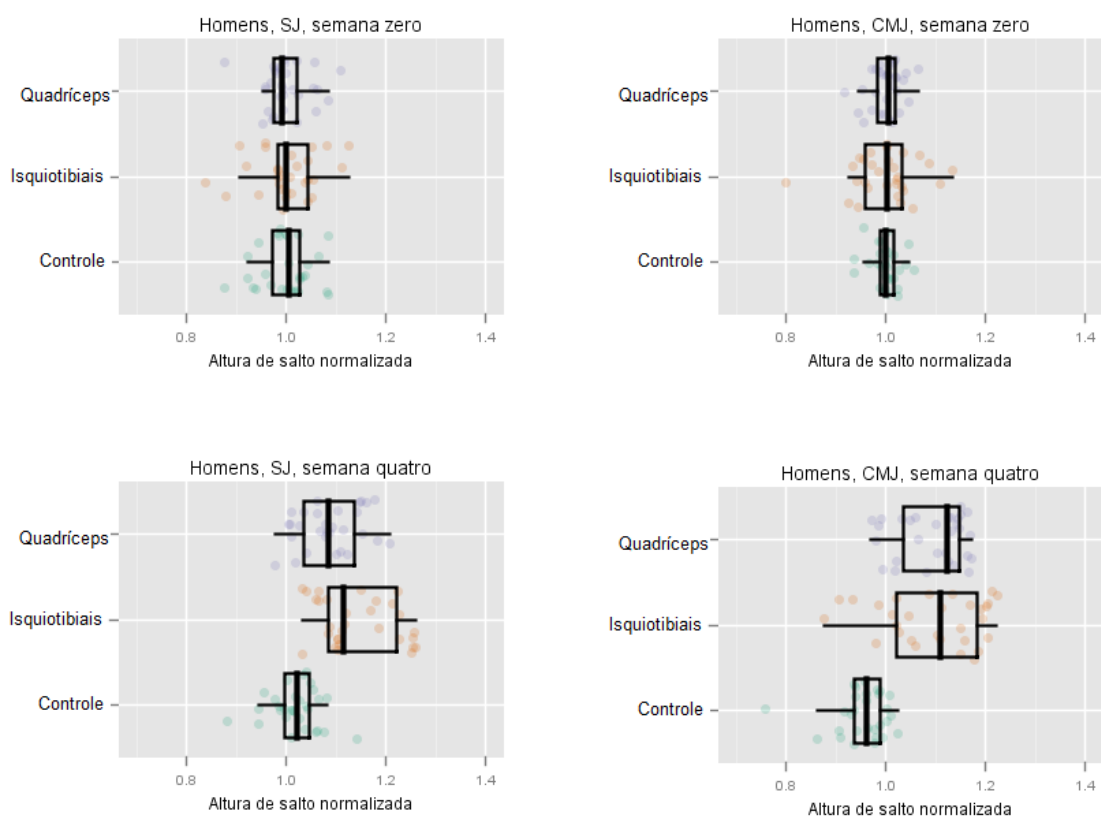


Figura 33: Altura de saltos normalizada da população masculina, antes e após a intervenção. Os saltos foram separados em CMJ e SJ.

Comparação dos saltos SJ e CMJ, para diferentes protocolos de treinamento

Aplicando-se o *Kruskal-Wallis rank sum test* e posterior comparação pareada utilizando o *Wilcoxon rank sum test*, observa-se diferença estatisticamente significativa entre a altura dos saltos CMJ e SJ dos grupos que receberam eletroestimulação e o grupo controle:

Tabela 2: *Kruskal-Wallis rank sum test*, população masculina

Kruskal-Wallis	chi-quadrado	Graus de liberdade	de p-valor
Grupo controle x Grupo estimulado para salto SJ (Sexo Masculino)	37,12	2	$8,66 \times 10^{-9}$
Grupo controle x Grupo estimulado para salto CMJ (Sexo Masculino)	41,82	2	$8,28 \times 10^{-10}$

Conforme pode ser visto nas Tabela 3 e Tabela 4, o ganho na altura do SJ ocorreu para os voluntários que receberam eletroestimulação nos músculos isquiotibiais

e em quadríceps, comparativamente aos ganhos do grupo controle. Adicionalmente tem-se uma diferença significativa entre ganhos do grupo Quadríceps e do grupo Isquiotibiais para o *Squat Jump*, embora ambos estejam dentro de ganhos considerados significativos estatisticamente.

Tabela 3: Comparações pareadas do SJ usando o *Wilcoxon rank sum test*, população masculina

SJ, Sexo masculino	Grupo Quadríceps	Grupo Isquiotibiais
Grupo Isquiotibiais	0,022	-
Grupo Controle	0,001	$3,3 \times 10^{-10}$

Tabela 4: Comparações pareadas do CMJ usando o *Wilcoxon rank sum test*, população masculina

CMJ, Sexo Masculino	Grupo Quadríceps	Grupo Isquiotibiais
Grupo Isquiotibiais	1	-
Grupo Controle	$3,9 \times 10^{-11}$	$5,2 \times 10^{-8}$

Comparação dos saltos SJ e CMJ, semanas zero e quatro

Utilizando como fator os dados da semana zero e quatro, observa-se uma diferença estatisticamente significativa entre alturas de saltos dos voluntários que receberam eletroestimulação, independente do grupo muscular treinado (Tabela 5). O teste utilizado para tal análise foi o *Wilcoxon Signed Rank Test*, a partir das alturas de salto normalizadas com relação à semana zero.

Tabela 5: *Wilcoxon signed rank test* utilizado para altura dos saltos antes e depois da intervenção, para os voluntários do sexo masculino

	Grupo Quadríceps		Grupo Isquiotibiais		Grupo controle	
	SJ	CMJ	SJ	CMJ	SJ	CMJ
p-valor	$1,30 \times 10^{-8}$	$1,41 \times 10^{-6}$	$9,31 \times 10^{-9}$	$8,85 \times 10^{-5}$	0,19	$11,06 \times 10^{-5}$

Embora a diferença de saltos antes e depois tenha sido estatisticamente significativa para o grupo controle, essa diferença se expressa como uma diminuição de altura de salto (Figura 33).

5.2.2 Análise dos resultados do estudo para o grupo feminino

A Figura 8 ilustra os gráficos indicando dados normalizados de altura de saltos realizados na primeira e na quarta semana, dos diferentes grupos, para o sexo feminino.

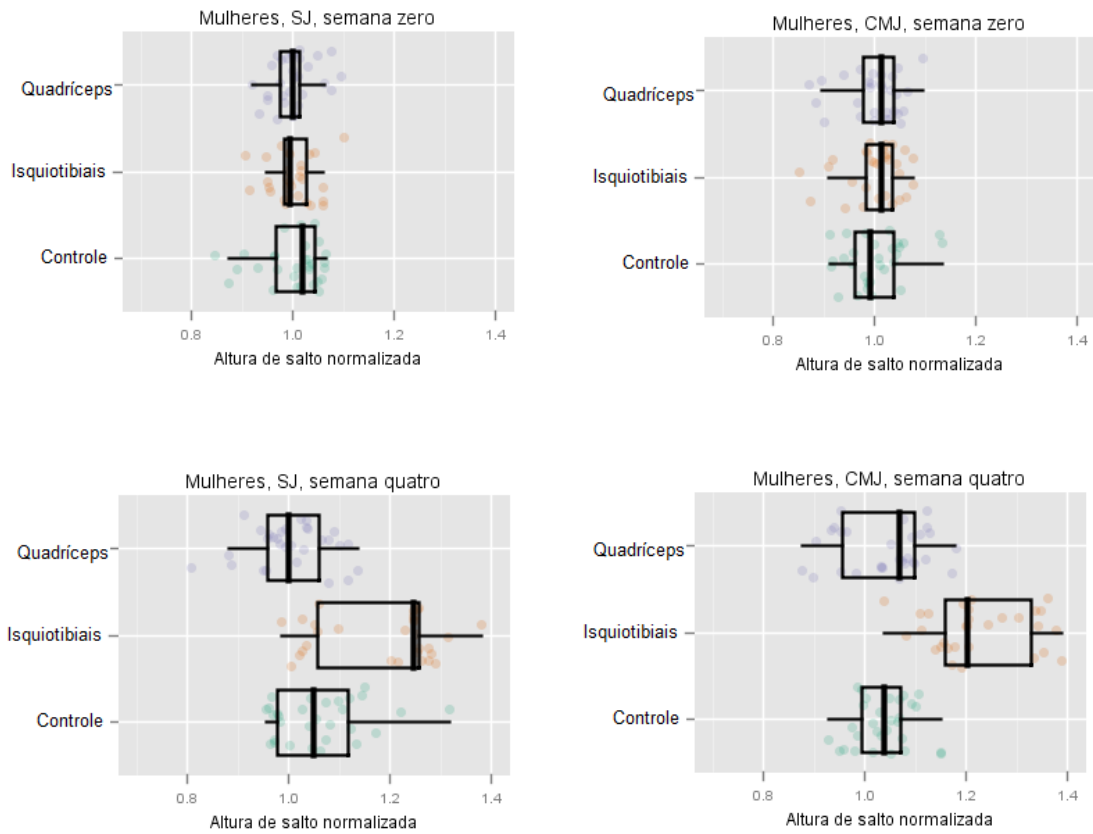


Figura 34: Altura de saltos normalizada da população feminina, antes e após a intervenção. Os saltos foram separados em CMJ e SJ.

Comparação dos saltos SJ e CMJ, para diferentes protocolos de treinamento

Para as mulheres, também é possível observar diferenças estatisticamente significativas na altura dos saltos SJ e CMJ (Tabela 6); essas diferenças ocorrem entre os grupos Isquiotibiais e Controle (Tabela 7 e Tabela 8).

Tabela 6: *Kruskal-Wallis rank sum test*, população feminina

Kruskal-Wallis	chi-quadrado	Graus de liberdade	p-valor
Grupo controle x Grupo estimulado para salto SJ (Sexo Feminino)	30,31	2	$2,60 \times 10^{-7}$
Grupo controle x Grupo estimulado para salto CMJ (Sexo Feminino)	49,33	2	$1,93 \times 10^{-11}$

Tabela 7: Comparações pareadas do SJ usando o *Wilcoxon rank sum test*, população feminina

SJ, Sexo Feminino	Quadríceps	Isquiotibiais
Isquiotibiais	$1,4 \times 10^{-6}$	-
Controle	0,084	0,001

Tabela 8: Comparações pareadas do CMJ usando o *Wilcoxon rank sum test*, população feminina

CMJ, Sexo Feminino	Quadríceps	Isquiotibiais
Isquiotibiais	$1,5 \times 10^{-8}$	-
Controle	1	$1,5 \times 10^{-8}$

Curiosamente, e ao contrário do observado para a população masculina, a população feminina estudada somente obteve melhora na altura de saltos para estimulação sobreposta aos músculos posteriores da coxa.

Comparação dos saltos SJ e CMJ, semanas zero e quatro

Ao analisar os dados da semana zero e quatro, observa-se uma diferença estatisticamente significativa entre alturas de saltos do grupo Isquiotibiais e do grupo Controle, apesar da análise anterior ter apontado que os resultados do grupo Quadríceps e Controle não possuem diferença do ponto de vista estatístico.

Tabela 9: *Wilcoxon signed rank test* utilizado para altura dos saltos antes e depois da intervenção, para os voluntários do sexo feminino

	Grupo Quadríceps		Grupo Isquiotibiais		Grupo controle	
	SJ	CMJ	SJ	CMJ	SJ	CMJ
p-valor	0,489	0,080	$4,65 \times 10^{-8}$	$3,72 \times 10^{-9}$	0,004	0,011

Aplicou-se o teste de correlação de Spearman, feito com a média da altura de saltos da quarta semana, dos voluntários que receberam eletroestimulação. Entretanto, não foi vista relação entre as variáveis altura de salto e corrente para nenhum dos sexos. Os p-valores achados para a amostra masculina foram $p=0,61$ para o SJ e $p=0,31$ para o CMJ, sendo o coeficiente de correlação de Spearman (ρ) 0,23 para o SJ masculino e 0,45 para o CMJ masculino. Para a amostra feminina, observou-se $p=0,49$ para o SJ e $p=0,59$ para o CMJ, com $\rho=0,32$ para o SJ feminino e $\rho=0,59$ para o CMJ feminino.

5.3 Fase III

Os resultados do terceiro estudo longitudinal, realizado ao longo dos meses de outubro, novembro e dezembro de 2013, são descritos a seguir. Os doze voluntários do sexo masculino foram distribuídos uniformemente entre o Grupo Quadríceps, o Grupo Isquiotibiais e o Grupo Controle. Um dos voluntários do grupo Isquiotibiais foi eliminado na etapa de seleção de sinais válidos e um voluntário do grupo Quadríceps (voluntário 13) teve saltos validados apenas para o CMJ. Os voluntários seguiram o mesmo protocolo de atividades prescrito para os grupos da fase II.

5.3.1 Análise da altura de salto para a população masculina

Observando o comportamento sujeito a sujeito, em todos os grupos de treinamento há casos de sucesso, com ganhos em altura de salto acima de 10%, tanto para SJ quanto para CMJ. A subdivisão para fins de análise será feita por tipo de salto e, a seguir, por grupo de treinamento.

Squat Jump

No SJ, a maior evolução na altura de saltos foi alcançada pelos voluntários 9 e 31 no grupo Quadríceps (Figura 35), com percentual de ganho (α) de 0,153 e 0,428, respectivamente. No grupo Isquiotibiais (Figura 36), os melhores desempenhos foram alcançados pelos voluntários 10, com $\alpha=0,276$, e 16, cujo $\alpha=0,108$ – embora este último ganho esteja dentro do erro padrão. No grupo Controle (Figura 37), os melhores desempenhos são atribuídos aos voluntários 25, 29 e 32, cujos respectivos α

são 0,121; 0,238 e 0,326. Os valores de média de altura de salto, com respectivos desvios-padrão e erro padrão, estão descritos na Tabela 10.

Tabela 10: Média, desvio-padrão, erro padrão e variação relativa de altura de salto (α) para os voluntários do sexo masculino com melhor desempenho no SJ, por grupo de treinamento

Grupo de treinamento	Voluntário	Semana	Média	Desvio-padrão	Erro padrão	α
Quadriceps	9	0	0,180	0,013	0,005	0,153
		4	0,207	0,013	0,004	
	12	0	0,150	0,021	0,011	-0,108
		4	0,134	0,012	0,004	
	31	0	0,060	0,015	0,005	0,428
		4	0,085	0,006	0,002	
Isquiotibiais	10	0	0,094	0,009	0,003	0,276
		4	0,119	0,017	0,006	
	11	0	0,227	0,020	0,006	-0,005
		4	0,226	0,010	0,004	
	16	0	0,111	0,013	0,006	0,108
		4	0,123	0,029	0,011	
Controle	7	0	0,258	0,014	0,006	0,060
		4	0,273	0,022	0,011	
	25	0	0,260	0,011	0,003	0,121
		4	0,291	0,016	0,006	
	29	0	0,200	0,018	0,007	0,238
		4	0,248	0,015	0,006	
32	0	0,122	0,010	0,003	0,326	
	4	0,161	0,024	0,008		

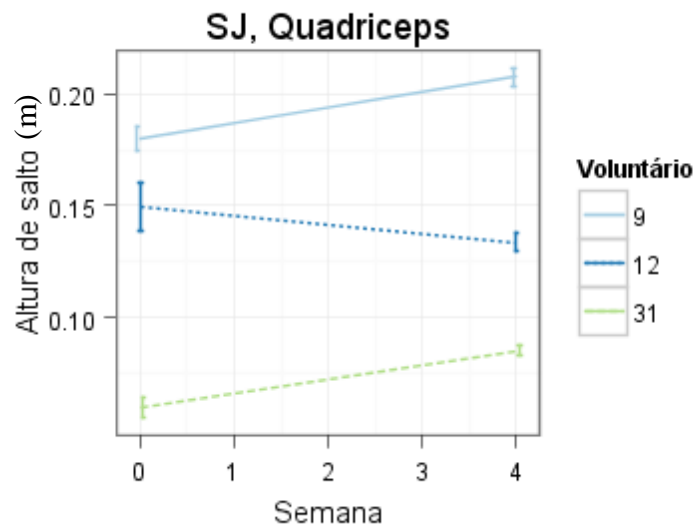


Figura 35: Altura de salto durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

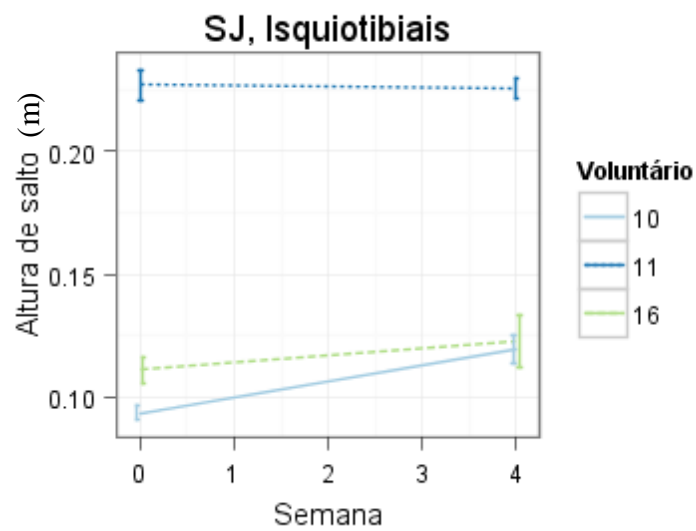


Figura 36: Altura de salto durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

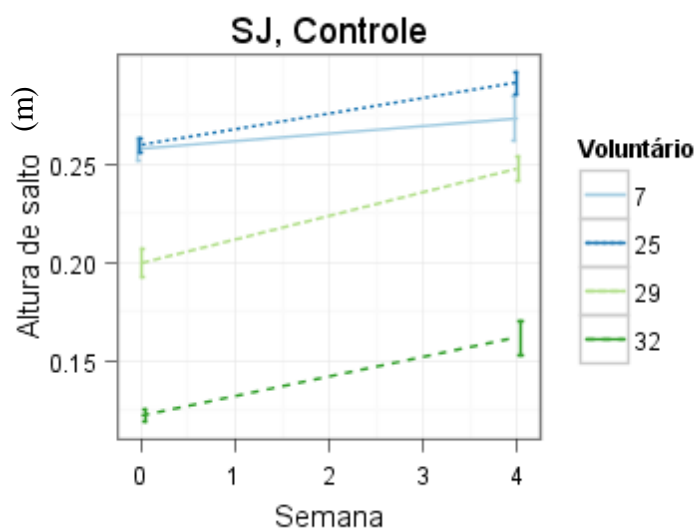


Figura 37: Altura de salto durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, grupo Controle.

Ao analisar a correlação entre as variáveis avaliadas e cada grupo de treinamento, obteve-se, como era esperado, alto índice de correlação entre a altura de salto e a velocidade de saída do solo para grupos Quadriceps, Isquiotibiais e Controle para SJ. As figuras a seguir - Figura 38, Figura 39 e Figura 40 - mostram os gráficos de correlação no triângulo inferior esquerdo e os índices de correlação no triângulo superior direito. A fonte usada para descrever o coeficiente de correlação de Spearman (ρ) entre um par de variáveis diminui à medida que se reduz a correlação.

Os voluntários do grupo Quadríceps (Figura 38) obtiveram, para o SJ, correlação alta entre altura de salto e as variáveis velocidade de saída do solo ($\rho=0,98$), máxima aceleração ($\rho=0,95$), velocidade máxima ($\rho=0,95$), potência máxima ($\rho=0,89$), delta tempo ($\rho=0,96$) e tempo de contração concêntrica ($\rho=0,89$). Também há alta correlação entre máxima potência e velocidade de saída do solo ($\rho=0,93$), máxima potência e máxima aceleração ($\rho=0,96$), máxima potência e máxima velocidade ($\rho=0,96$), máxima potência e delta tempo ($\rho=0,87$), máxima potência e tempo de contração concêntrica ($\rho=0,86$).

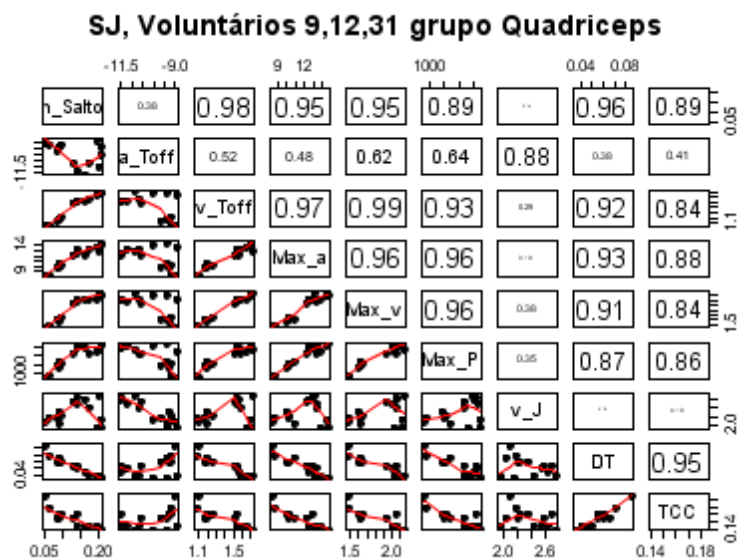


Figura 38: Valores numéricos e diagrama de dispersão para os voluntários do sexo masculino, grupo Quadriceps, SJ. As variáveis para correlação são altura de salto (h_Salto), velocidade de saída do solo (v_Toff), máxima aceleração (Max_a), máxima velocidade (Max_v), máxima potência (Max_p), velocidade angular de joelho (v_J), delta tempo (DT) e tempo de contração concêntrica (TCC).

O grupo Isquiotibiais (Figura 39) obteve, para o SJ, correlação alta ($\rho=0,94$) entre altura de salto e velocidade de saída do solo, ($\rho=0,95$) entre altura de salto e velocidade máxima, e ($\rho=0,86$) para delta tempo e altura máxima. Também houve correlação alta entre máxima potência e as variáveis: máxima aceleração ($\rho=0,95$), delta tempo ($\rho=0,86$) e tempo de contração concêntrica ($\rho=0,73$). Correlação moderada é observada entre altura de salto e as variáveis: máxima potência ($\rho=0,71$) e tempo de contração concêntrica ($\rho=0,74$).

No grupo controle (Figura 40), os voluntários 29 e 32 mostraram correlação alta entre altura de salto e as variáveis velocidade de saída do solo ($\rho=0,88$), velocidade máxima ($\rho=0,99$), aceleração máxima ($\rho=0,87$) e delta tempo ($\rho=0,94$). Há correlação moderada entre altura de salto e máxima potência ($\rho=0,77$) e entre máxima potência e máxima velocidade ($\rho=0,72$).

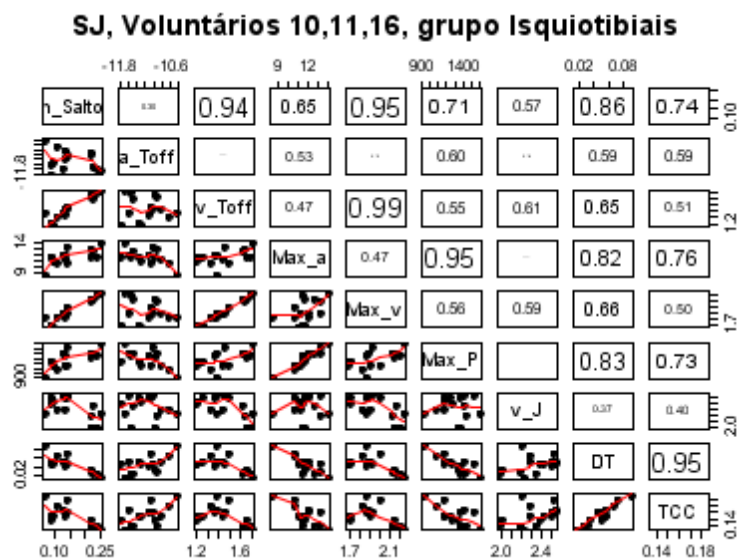


Figura 39: Valores numéricos e diagrama de dispersão para os voluntários do sexo masculino, grupo Isquiotibiais, SJ. As variáveis para correlação são altura de salto (h_Salto), velocidade de saída do solo (v_Toff), máxima aceleração (Max_a), máxima velocidade (Max_v), máxima potência (Max_p), velocidade angular de joelho (v_J), delta tempo (DT) e tempo de contração concêntrica (TCC).

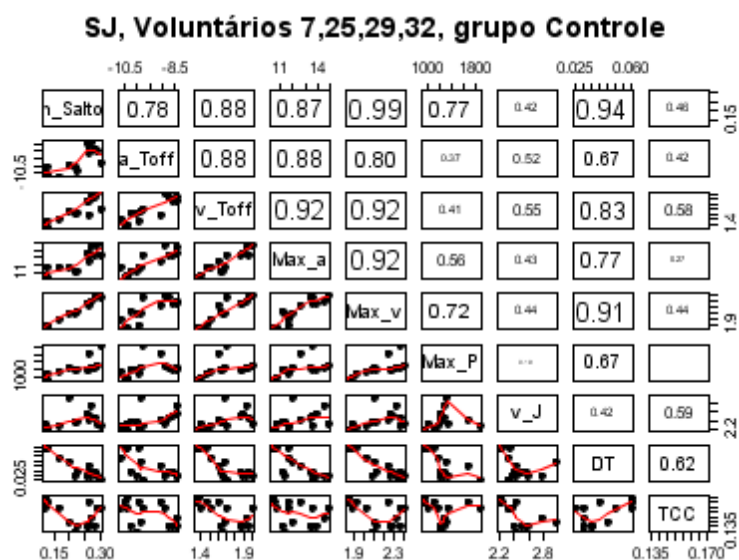


Figura 40: Valores numéricos e diagrama de dispersão para os voluntários do sexo masculino, grupo Controle, SJ. As variáveis para correlação são altura de salto (h_Salto), velocidade de saída do solo (v_Toff), máxima aceleração (Max_a), máxima velocidade (Max_v), máxima potência (Max_p), velocidade angular de joelho (v_J), delta tempo (DT) e tempo de contração concêntrica (TCC).

Ao analisar a evolução das variáveis envolvidas no salto vertical, antes e após a intervenção, observa-se, como era esperado, que os voluntários que apresentam evolução expressiva na altura de saltos também apresentam evolução expressiva na velocidade de saída (Tabela 11). Os voluntários 9 e 31, do grupo Quadríceps, apresentaram respectivamente $\alpha=0,06$ e $0,09$ para velocidade de saída do solo, $\alpha=0,07$ e

0,12 para máxima aceleração, $\alpha=0,09$ e 0,19 para potência máxima e $\alpha=-0,15$ e $-0,18$ para delta tempo. O voluntário 31 apresentou, ainda $\alpha=0,07$ para velocidade máxima e $\alpha=-0,08$ para tempo de contração concêntrica.

Os voluntários 10 e 16, do grupo Isquiotibiais, apresentaram, respectivamente, $\alpha=0,07$ e $\alpha=0,05$ para velocidade máxima, $\alpha=0,10$ e 0,06 para velocidade de saída do solo, $\alpha=0,06$ e 0,09 para máxima aceleração, $\alpha=0,07$ e 0,06 para tempo de contração concêntrica. O voluntário 10 apresentou $\alpha=0,10$ para potência máxima, $\alpha=0,06$ para aceleração máxima e o voluntário 16, $\alpha=0,07$ para delta tempo.

Os voluntários 25, 29 e 32 apresentaram, respectivamente, $\alpha=0,05$; 0,06 e 0,09 para velocidade máxima; $\alpha=0,06$ (voluntários 25 e 29) e $\alpha=0,11$ (voluntário 32) para velocidade de saída do solo. O voluntário 29 apresentou delta tempo cujo $\alpha=-0,18$ e α de tempo de contração concêntrica igual a 0,01. O voluntário 32 apresentou $\alpha=0,21$ para potência máxima, $\alpha=0,11$ para máxima aceleração e $\alpha=-0,11$ para delta tempo.

A máxima aceleração pode ser interpretada como um dos parâmetros relacionados à capacidade de mover seu centro de massa para cima. Entretanto, o atraso entre a velocidade máxima gerada por essa aceleração e a velocidade de saída – que determinará a altura de salto – também é importante para o desempenho de um bom salto. Figura 41, Figura 42 e Figura 43 mostram o gráfico de velocidade máxima de salto durante o SJ, voluntário a voluntário, para os grupos Quadríceps, Isquiotibiais e controle, respectivamente. Figura 44, Figura 45 e Figura 46 trazem dados referentes à velocidade de saída do solo para os três grupos de treinamento. Figura 47, Figura 48 e Figura 49 exibem a aceleração máxima para os três grupos. Figura 50, Figura 51 e Figura 52 trazem os valores de máxima potência; Figura 53, Figura 54 e Figura 55 mostram a variação no delta tempo e Figura 56, Figura 57 e Figura 58 trazem os valores, voluntário a voluntário, do tempo de contração concêntrica para os três grupos de treinamento.

Tabela 11: Valores de variação relativa de altura de salto (α) para as variáveis analisadas no SJ, voluntários do sexo masculino

Grupo	Voluntário	Velocidade de saída	Velocidade máxima	Aceleração máxima	Potência máxima	Delta tempo	Tempo de contração concêntrica
Grupo Quadríceps	9	0,06	0,01	0,07	0,09	-0,15	-0,04
	12	-0,02	-0,01	-0,06	-0,06	0,08	0,06
	31	0,09	0,07	0,12	0,19	-0,18	-0,08
Grupo Isquiotibiais	10	0,10	0,07	0,06	0,10	0	0,07
	11	0,01	0,01	-0,13	-0,08	0,30	0,06
	16	0,06	0,05	-0,10	-0,02	0,07	0,06
Grupo Controle	7	0,04	0,01	0,01	0,04	-0,23	-0,07
	25	0,06	0,05	0	0,06	-0,03	0,04
	29	0,06	0,06	-0,05	0,02	-0,18	0,01
	32	0,12	0,09	0,11	0,21	-0,12	-0,02

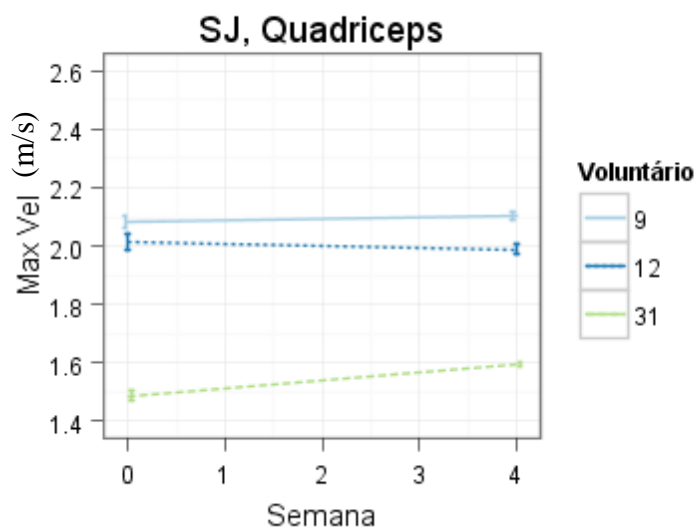


Figura 41: Velocidade máxima de salto durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

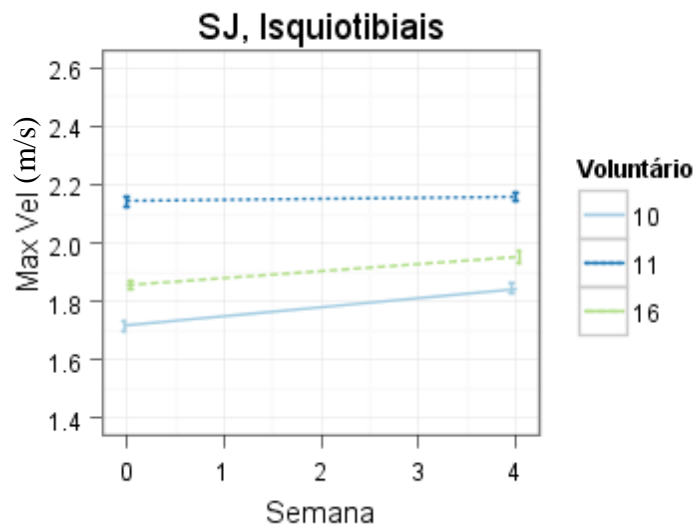


Figura 42: Velocidade máxima de salto durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

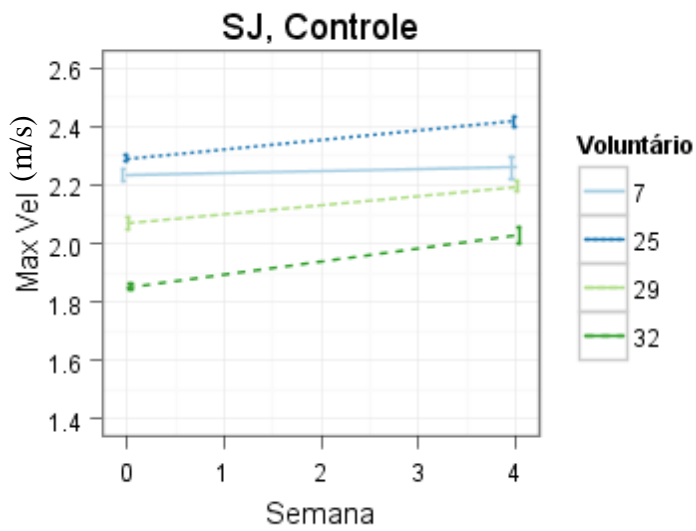


Figura 43: Velocidade máxima de salto durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

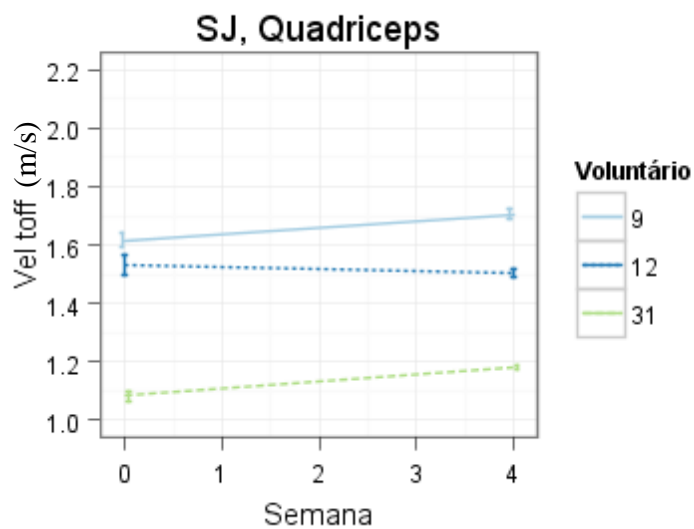


Figura 44: Velocidade de saída do solo durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadriceps.

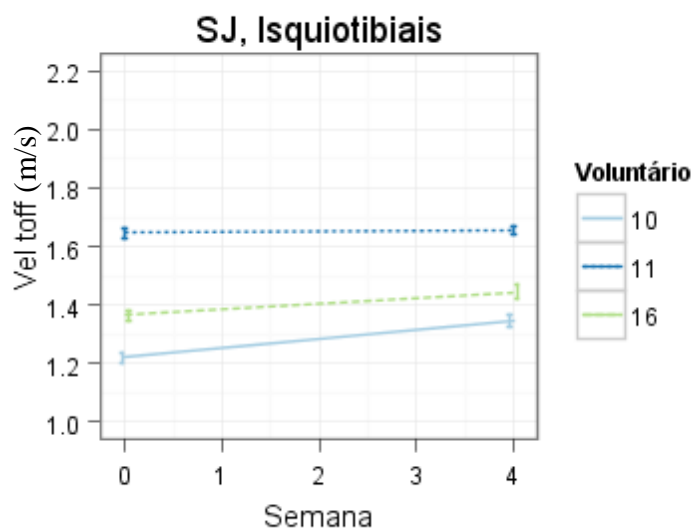


Figura 45: Velocidade de saída do solo durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

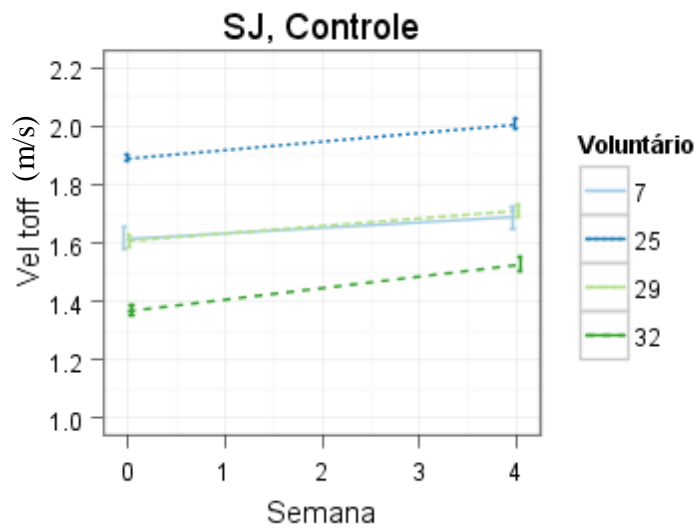


Figura 46: Velocidade de saída do solo durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

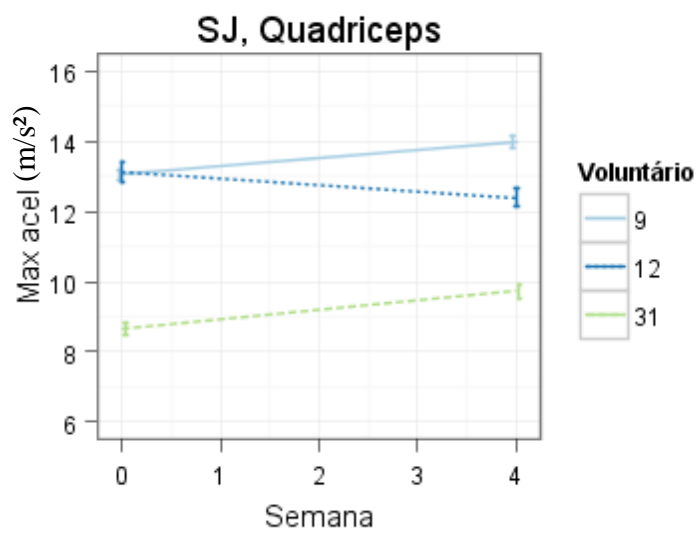


Figura 47: Máxima aceleração durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

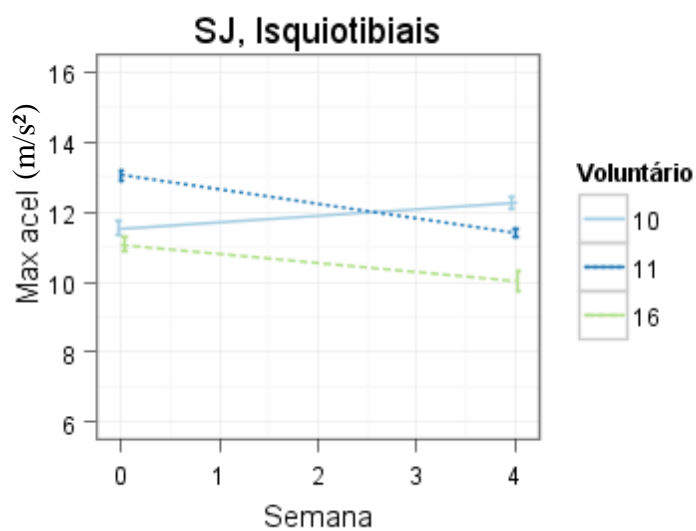


Figura 48: Máxima aceleração durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

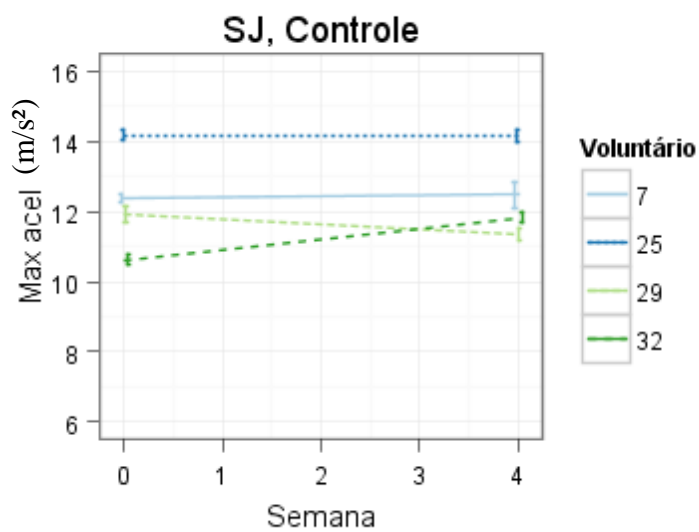


Figura 49: Máxima aceleração durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

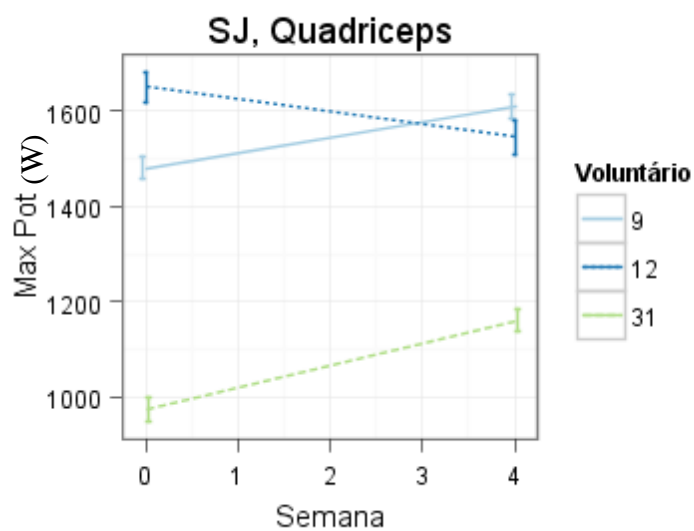


Figura 50: Máxima potência durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

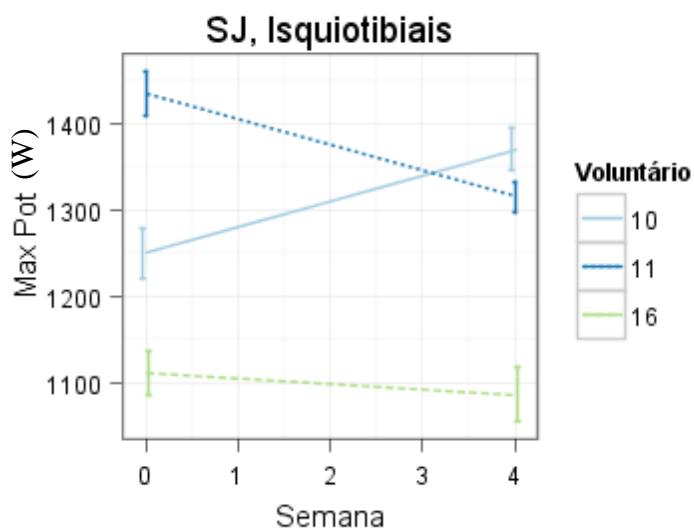


Figura 51: Máxima potência durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

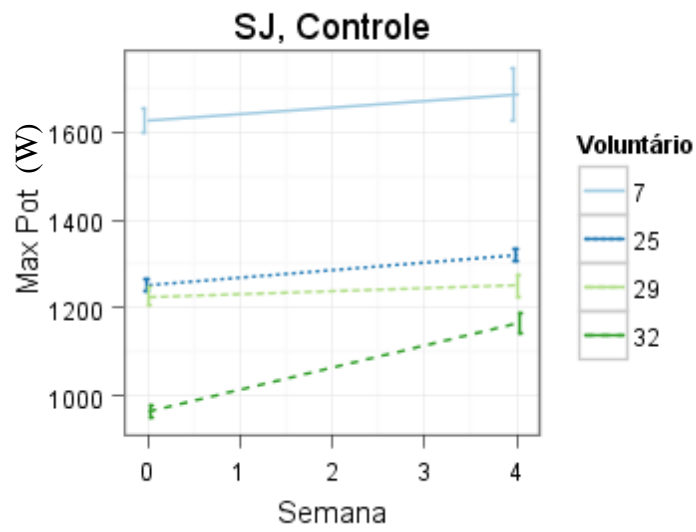


Figura 52: Máxima potência durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

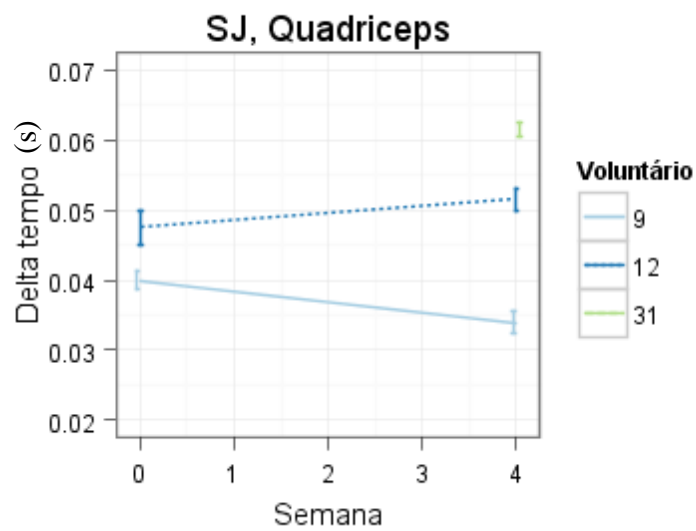


Figura 53: Delta tempo durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

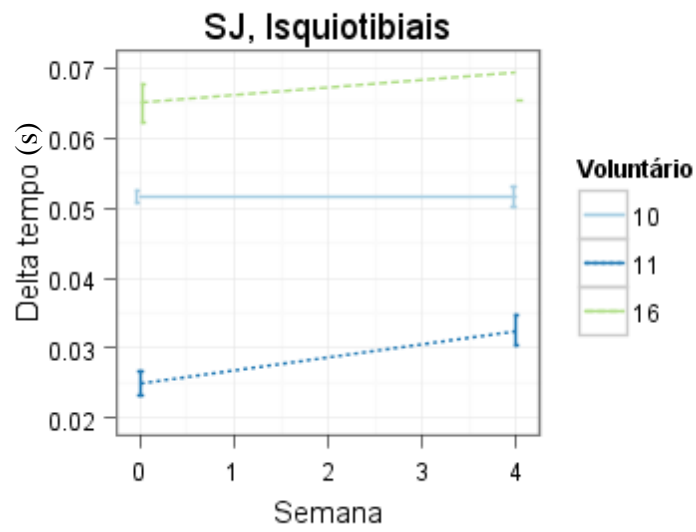


Figura 54: Delta tempo durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

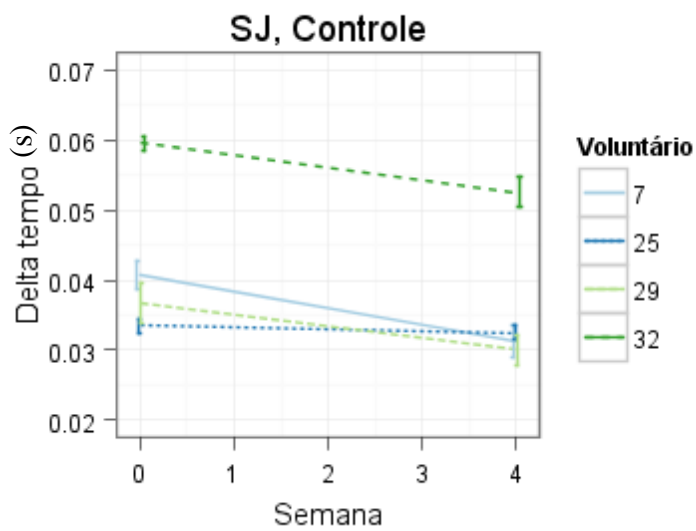


Figura 55: Delta tempo durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

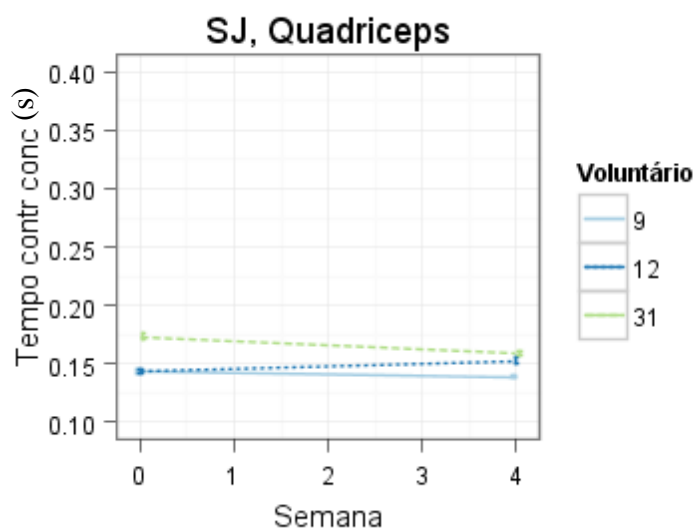


Figura 56: Tempo de contração concêntrica durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadriceps.

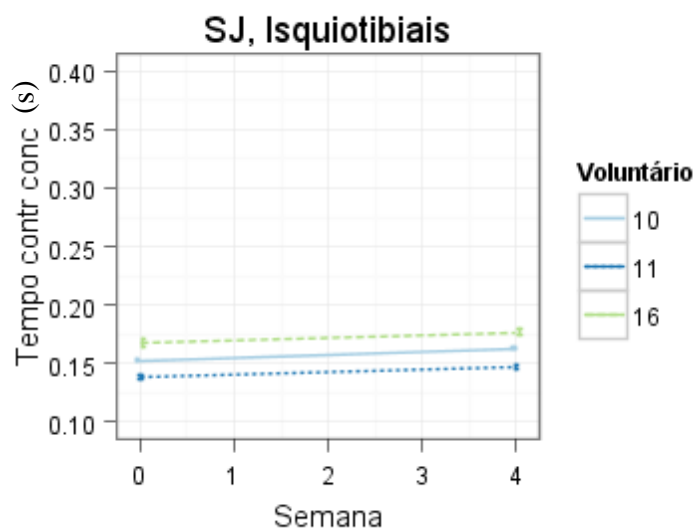


Figura 57: Tempo de contração concêntrica durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

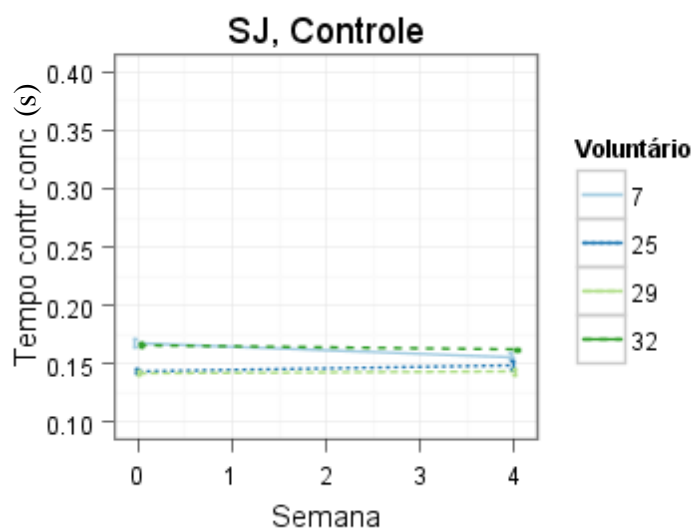


Figura 58: Tempo de contração concêntrica durante o SJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

Counter-Movement Jump

No CMJ, os voluntários 13 e 31 no grupo Quadríceps (Figura 59) obtiveram os maiores ganhos em altura de salto, com $\alpha=0,31$ e $0,24$, respectivamente, tendo o voluntário 9 apresentado $\alpha=0,11$, porém dentro da margem de erro. Houve redução na dispersão dos saltos dos voluntários 9 e 12. No grupo Isquiotibiais (Figura 60), o voluntário 10 apresentou $\alpha = 0.20$; no grupo Controle (Figura 61), o voluntário 32 apresentou $\alpha=0,36$. Os demais resultados estão expostos na Tabela 12.

Tabela 12: Média, desvio-padrão, erro padrão e variação relativa de altura de salto (α) para os voluntários do sexo masculino com melhor desempenho no CMJ, por grupo de treinamento

Grupo de treinamento	Voluntário	Semana	Média	Desvio-padrão	Erro padrão	α
Quadriceps	9	0	0,189	0,024	0,014	0,115
		4	0,210	0,015	0,005	
	12	0	0,165	0,026	0,029	-0,04
		4	0,173	0,003	0,002	
	13	0	0,165	0,021	0,007	0,312
		4	0,217	0,008	0,003	
	31	0	0,114	0,009	0,003	0,241
		4	0,141	0,013	0,004	
Isquiotibiais	10	0	0,153	0,007	0,003	0,199
		4	0,184	0,013	0,004	
	11	0	0,234	0,014	0,004	0,056
		4	0,247	0,014	0,005	
	16	0	0,186	0,013	0,005	-0,081
		4	0,171	0,012	0,004	
Controle	7	0	0,309	0,007	0,002	-0,058
		4	0,291	0,009	0,004	
	25	0	0,292	0,009	0,003	0,070
		4	0,313	0,007	0,003	
	29	0	0,231	0,017	0,006	0,033
		4	0,239	0,028	0,009	
	32	0	0,147	0,017	0,005	0,365
		4	0,201	0,016	0,006	

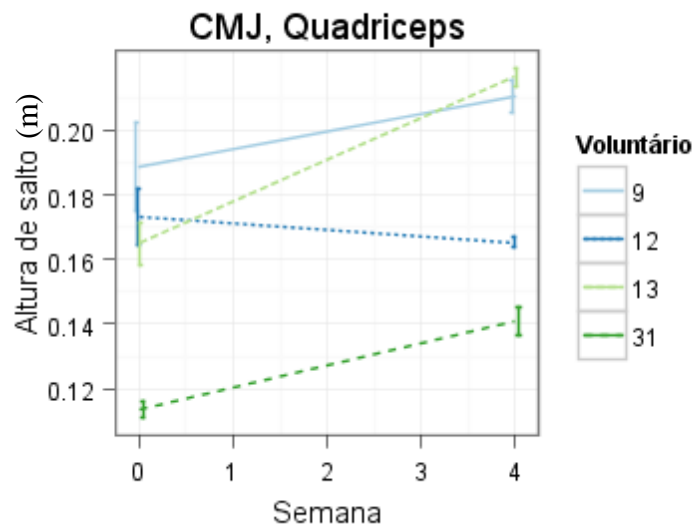


Figura 59: Altura de salto durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadriceps.

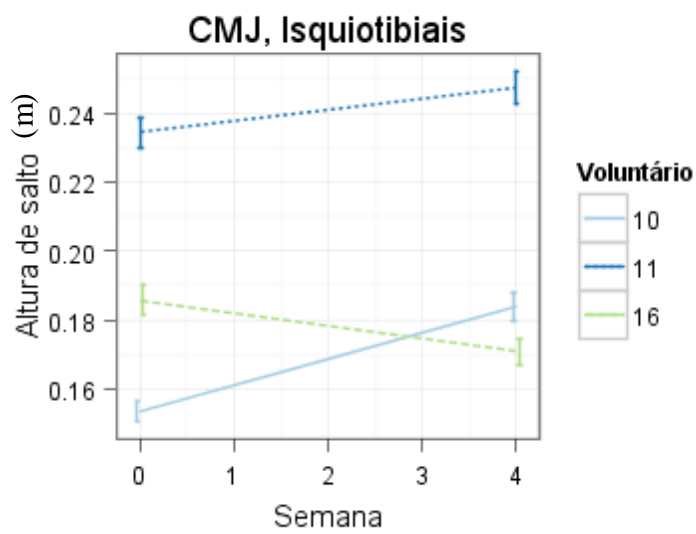


Figura 60: Altura de salto durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

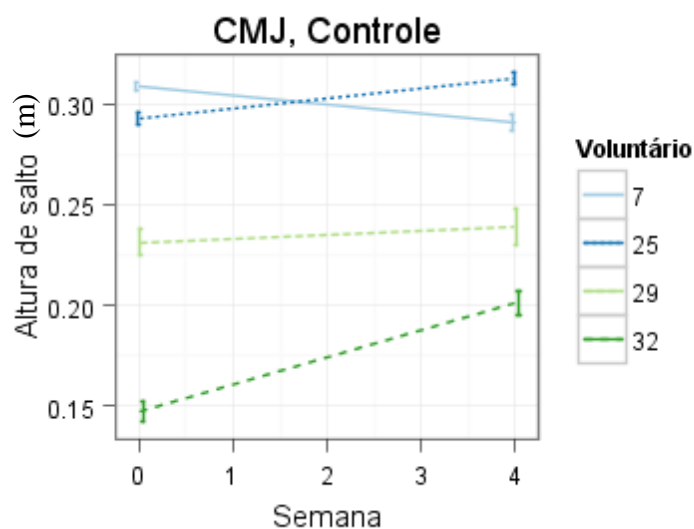


Figura 61: Altura de salto durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

Figura 62, Figura 63 e Figura 64 mostram os gráficos de correlação no triângulo inferior esquerdo e os índices de correlação no triângulo superior direito; a fonte usada para descrever o coeficiente de correlação de Spearman (ρ) entre um par de variáveis é proporcional à significância estatística do coeficiente.

No CMJ, há um alto índice de correlação entre a altura de salto e a velocidade de saída do solo para todos os grupos de treinamento, inclusive o controle.

Os voluntários do grupo Quadríceps (Figura 62) obtiveram, para o CMJ, correlação alta entre altura de salto e velocidade máxima ($\rho=0,86$) e delta tempo ($\rho=-0,92$) e também entre máxima potência e as variáveis: tempo de contração concêntrica ($\rho=0,89$) e aceleração máxima ($\rho=0,94$)

Há correlação moderada entre altura de salto e velocidade de saída do solo ($\rho=0,71$), também entre potência máxima e velocidade de joelho ($\rho=0,66$).

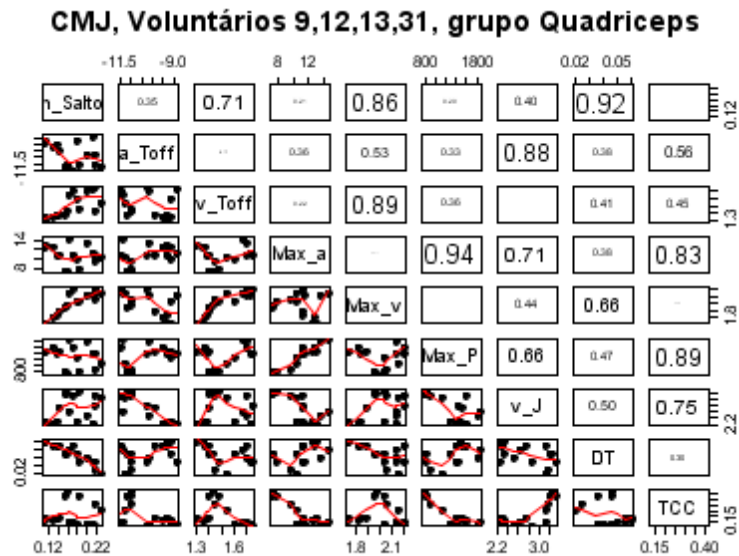


Figura 62: Valores numéricos e diagrama de dispersão para os voluntários do sexo masculino, grupo Quadríceps, CMJ. As variáveis para correlação são altura de salto (h_Salto), velocidade de saída do solo (v_Toff), máxima aceleração (Max_a), máxima velocidade (Max_v), máxima potência (Max_p), velocidade angular de joelho (v_J), delta tempo (DT) e tempo de contração concêntrica (TCC).

Os voluntários do grupo Isquiotibiais obtiveram, para o CMJ (Figura 63), correlação alta entre altura de salto e as variáveis velocidade de saída do solo ($\rho=0,90$), velocidade máxima ($\rho=0,91$) e delta tempo ($\rho=0,8$), além de correlação moderada entre altura de salto e tempo de contração concêntrica ($\rho=0,54$). Máxima potência possui correlação moderada com máxima aceleração ($\rho=0,70$)

No grupo Controle, os voluntários apresentaram correlação alta entre a altura do salto e as variáveis: velocidade de saída do solo ($\rho=0,81$), máxima velocidade ($\rho=0,95$) e delta tempo ($\rho=0,84$); assim como uma correlação moderada entre altura de salto e máxima potência ($\rho=0,63$). Há uma correlação moderada entre potência máxima e as variáveis velocidade máxima ($\rho=0,63$) e delta tempo ($\rho=0,80$). Velocidade máxima e delta tempo possuem correlação intermediária ($\rho=0,79$).

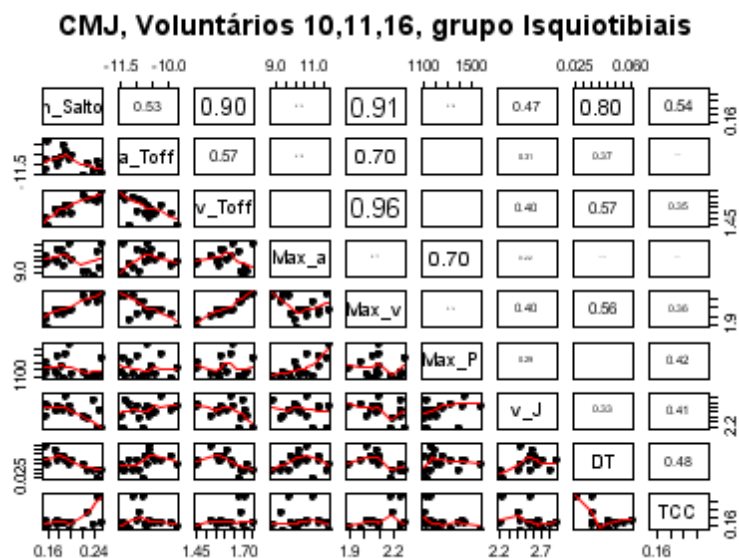


Figura 63: Valores numéricos e diagrama de dispersão para os voluntários do sexo masculino, grupo Isquiotibiais, CMJ. As variáveis para correlação são altura de salto (h_Salto), velocidade de saída do solo (v_Toff), máxima aceleração (Max_a), máxima velocidade (Max_v), máxima potência (Max_p), velocidade angular de joelho (v_J), delta tempo (DT) e tempo de contração concêntrica (TCC).

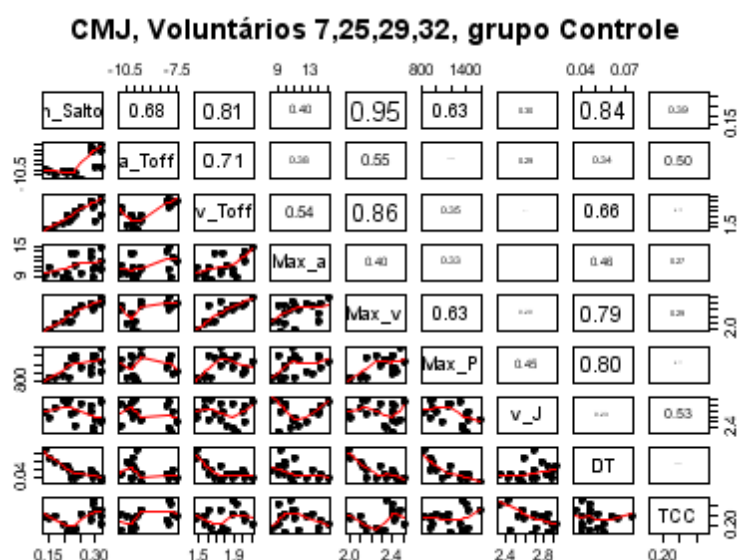


Figura 64: Valores numéricos e diagrama de dispersão para os voluntários do sexo masculino, grupo Controle, CMJ. As variáveis para correlação são altura de salto (h_Salto), velocidade de saída do solo (v_Toff), máxima aceleração (Max_a), máxima velocidade (Max_v), máxima potência (Max_p), velocidade angular de joelho (v_J), delta tempo (DT) e tempo de contração concêntrica (TCC).

Todos os voluntários que apresentaram ganhos expressivos em altura de saltos têm o delta tempo reduzido; voluntários 9, 13 e 31 do grupo Quadríceps apresentam os respectivos α : - 0,17, - 0,36 e - 0,11. O voluntário 10 do grupo

Isquiotibiais apresenta $\alpha = -0,07$ e o voluntário 32, $\alpha = -0,20$. Apresentam alteração na potência máxima os voluntários 9 ($\alpha = -0,12$), 31 ($\alpha = -0,18$), 10 ($\alpha = 0,27$) e 32 ($\alpha = 0,08$). A máxima aceleração aumentou para os voluntários 9 ($\alpha = 0,11$) e 13 ($\alpha = 0,25$) do grupo Quadríceps, assim como para o voluntário 10 ($\alpha = 0,12$) do grupo Isquiotibiais. Por outro lado, a máxima aceleração sofreu decréscimo para o voluntário 31 ($\alpha = -0,13$) do grupo Quadríceps e 32 do grupo Controle ($\alpha = -0,09$). Máxima velocidade apresenta α igual a 0,08 para o voluntário 10 (Isquiotibiais), α igual a 0,07 para o voluntário 32 (Controle), α igual a 0,06 para o voluntário 13 do grupo Quadríceps e 0,04 para o voluntário 31 (Quadríceps).

Os voluntários 31 (Quadríceps), 10 (Isquiotibiais) e 32 (Controle) apresentam, para a velocidade de saída do solo, α igual a 0,04; 0,10 e 0,08, respectivamente. O tempo de contração concêntrica sofreu redução significativa para o voluntário 13 (grupo Quadríceps). Na Tabela 13, observa-se os valores de para todas as variáveis analisadas.

As Figuras 66, 67 e 68 mostram os gráficos de velocidade máxima de salto durante o CMJ, voluntário a voluntário, para os grupos Quadríceps, Isquiotibiais e controle, respectivamente. A Figura 68, a Figura 69 e a Figura 70 trazem dados referentes à velocidade de saída do solo para os três grupos de treinamento. A Figura 71, a Figura 72 e a Figura 73 exibem a aceleração máxima para os três grupos. A Figura 74, a Figura 75 e a Figura 76 trazem os valores de máxima potência. A Figura 77, a Figura 78 e a Figura 79 mostram a variação no delta tempo; enquanto a Figura 80, a Figura 81 e a Figura 82 trazem os valores, voluntário a voluntário, do tempo de contração concêntrica para os três grupos de treinamento.

Tabela 13: Valores de variação relativa de altura de salto (α) para as variáveis analisadas no CMJ, voluntários do sexo masculino

Grupo	Voluntário	Velocidade de saída	Velocidade máxima	Aceleração máxima	Potência máxima	Delta tempo	Tempo de contração concêntrica
Quadríceps	9	0,02	0	0,11	0,10	-0,17	-0,03
	12	0,01	0,02	-0,16	-0,12	0,16	0,11
	13	0,03	0,06	0,25	0,27	-0,36	-0,20
	31	0,04	0,04	-0,13	-0,05	-0,11	0,01
Isquiotibiais	10	0,11	0,08	0,12	0,17	-0,07	0,02
	11	0,03	0	0,07	0,05	-0,03	0,10
	16	0	0	0,01	0	0,16	0,03
Controle	7	0,08	0,01	-0,09	-0,01	0,30	-0,06
	25	0,02	0,02	0,04	0,12	-0,11	-0,09
	29	0,04	0,05	-0,31	-0,18	0,22	0,28
	32	0,09	0,07	-0,09	0,08	-0,20	-0,15

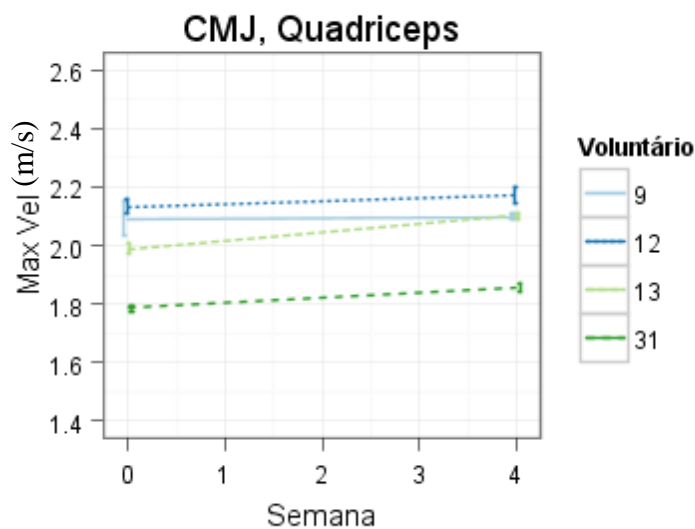


Figura 65: Velocidade máxima de salto durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

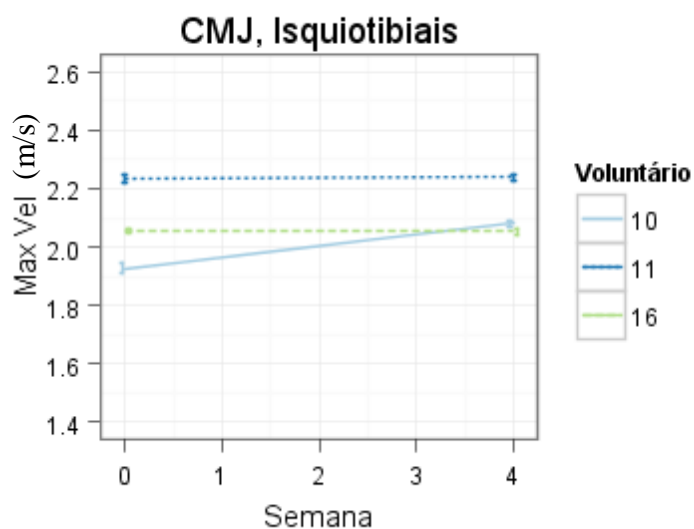


Figura 66: Velocidade máxima de salto durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

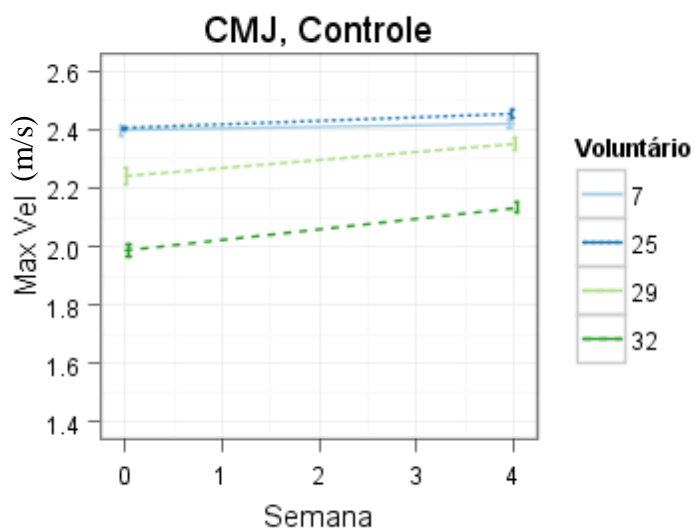


Figura 67: Velocidade máxima de salto durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

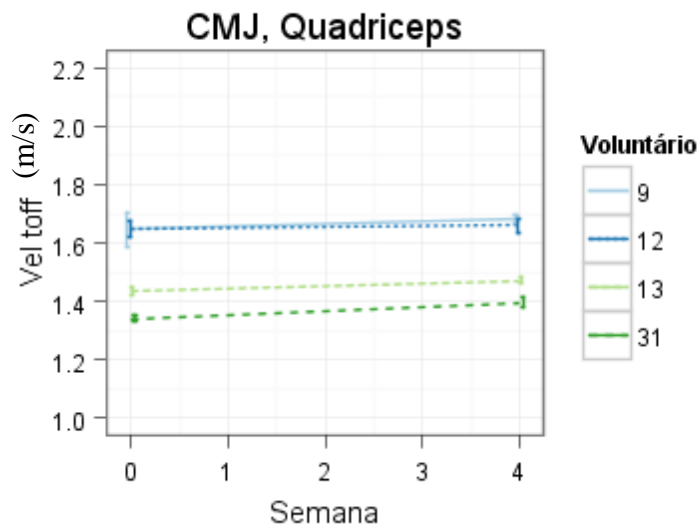


Figura 68: Velocidade de saída do solo durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

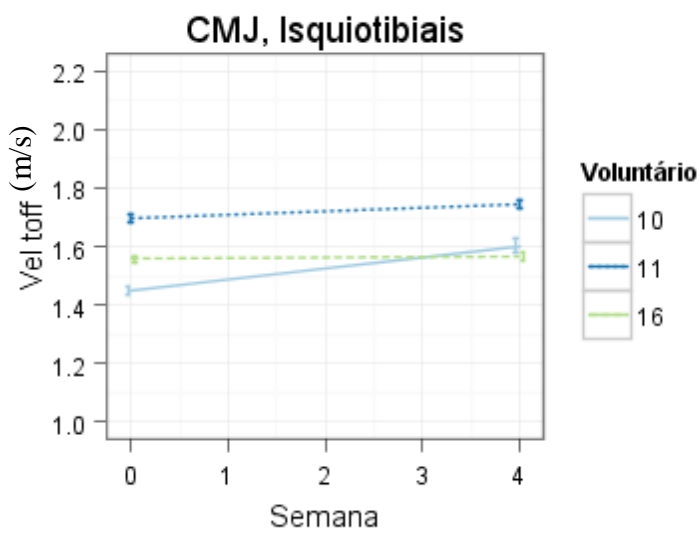


Figura 69: Velocidade de saída do solo durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

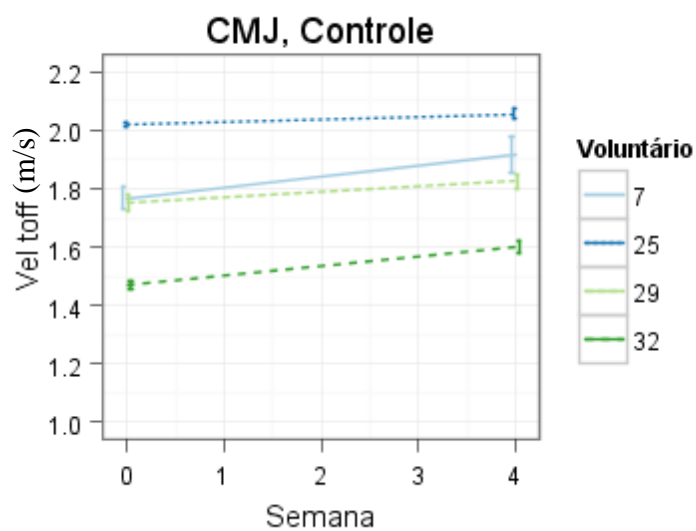


Figura 70: Velocidade de saída do solo durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

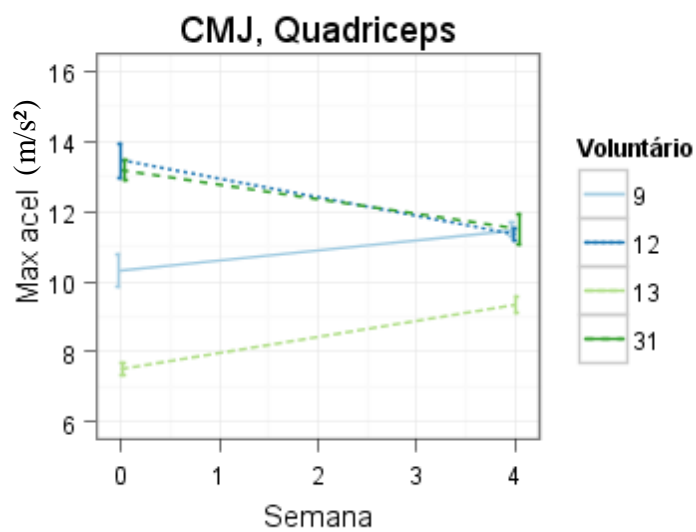


Figura 71: Máxima aceleração durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

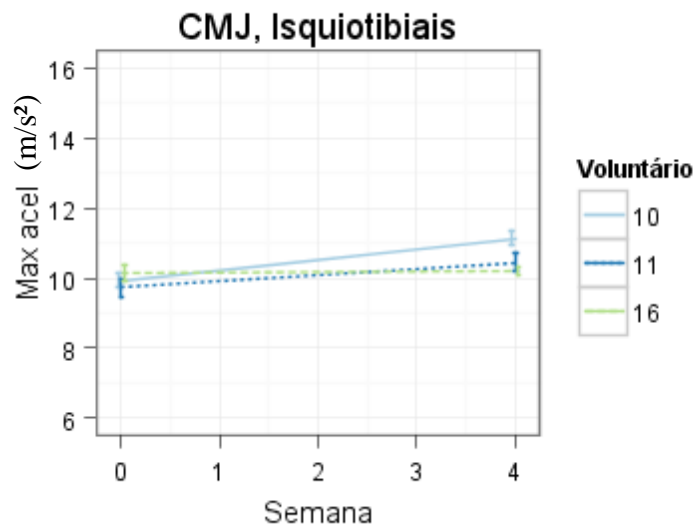


Figura 72: Máxima aceleração durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

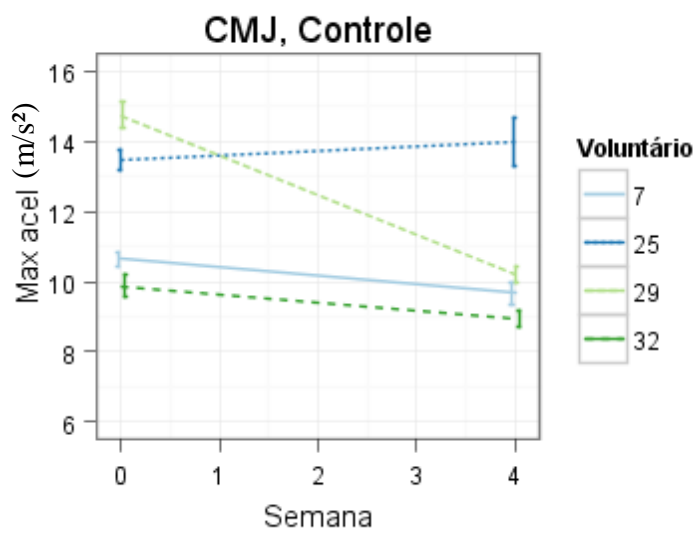


Figura 73: Máxima aceleração durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

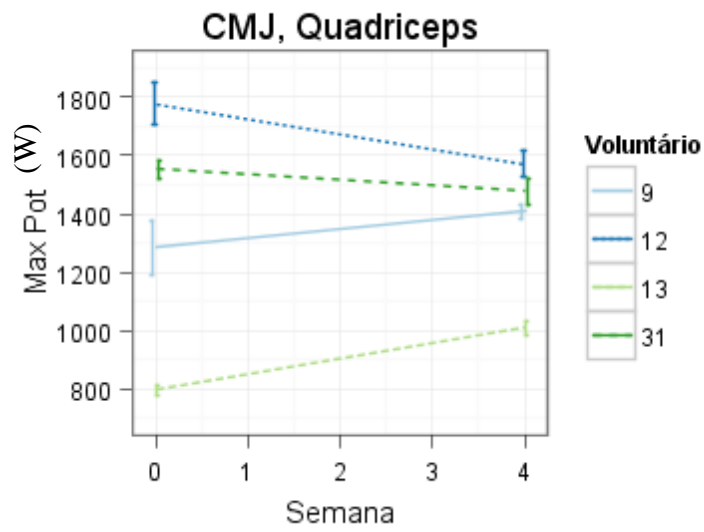


Figura 74: Máxima potência durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

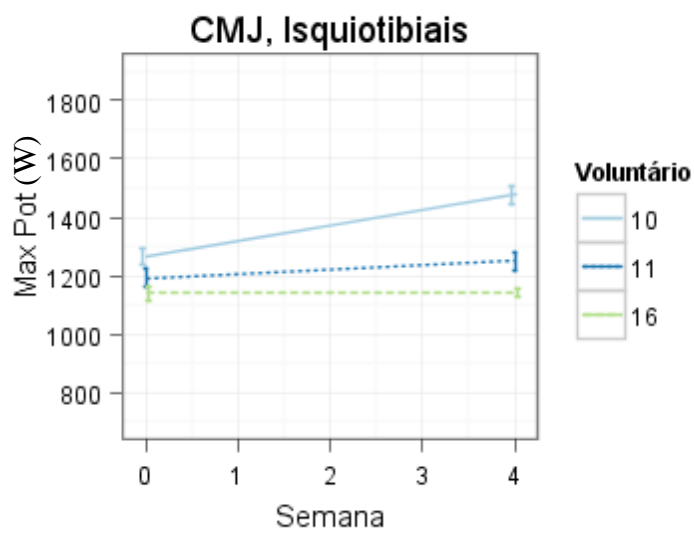


Figura 75: Máxima potência durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

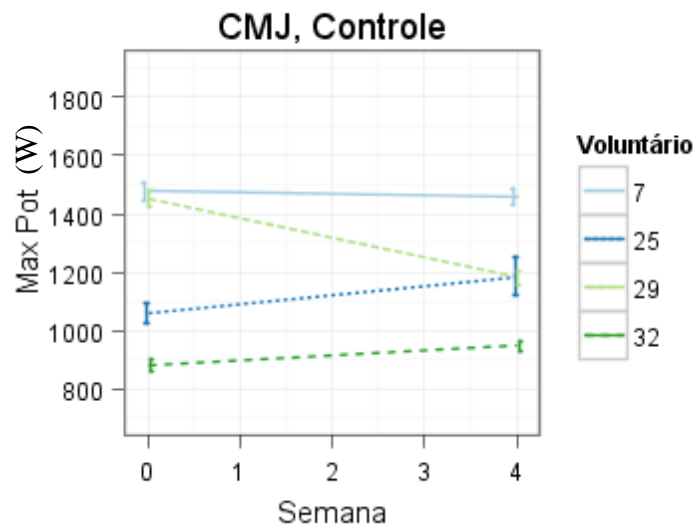


Figura 76: Máxima potência durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

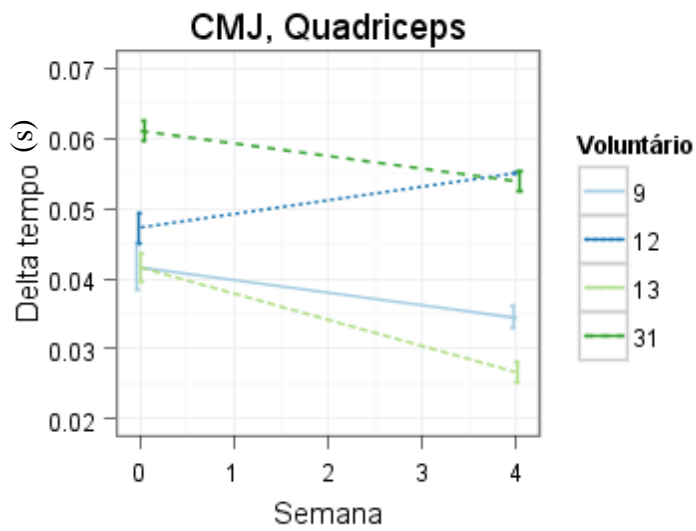


Figura 77: Delta tempo durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadriceps.

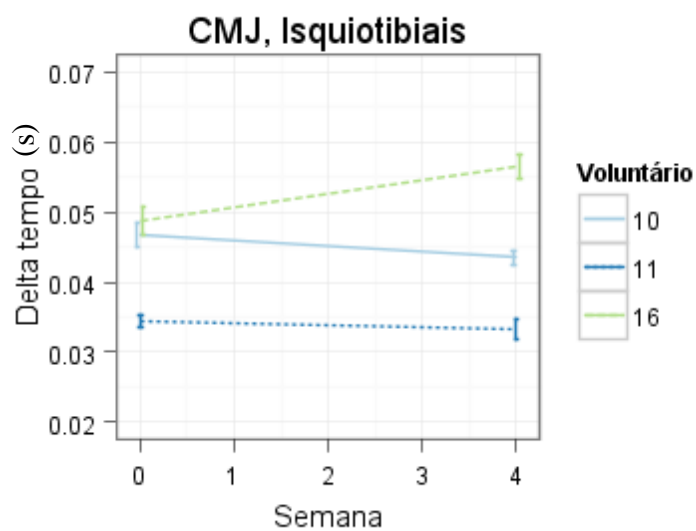


Figura 78: Delta tempo durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

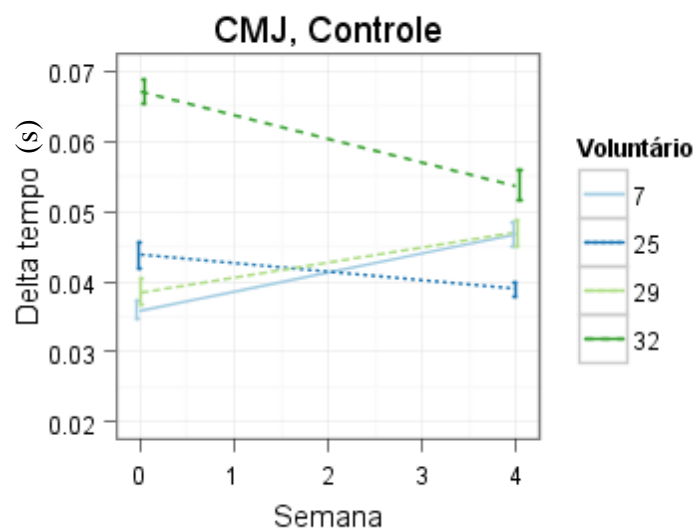


Figura 79: Delta tempo durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

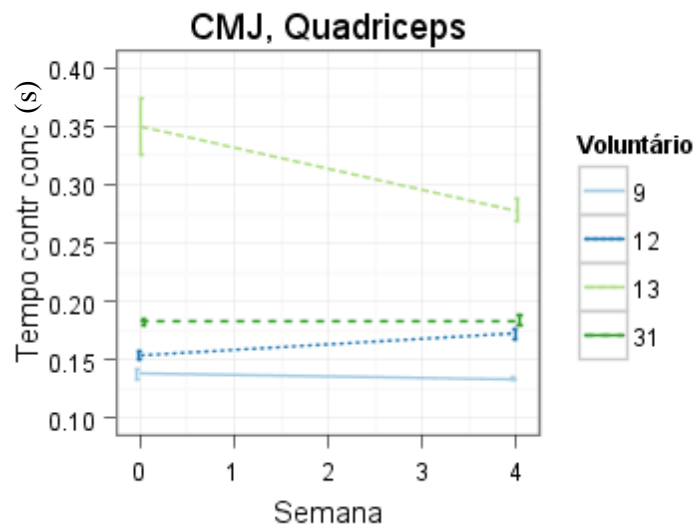


Figura 80: Tempo de contração concêntrica durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Quadríceps.

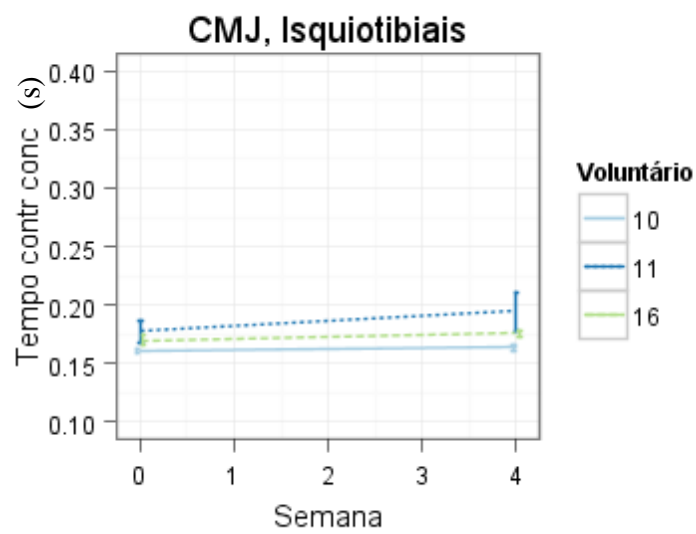


Figura 81: Tempo de contração concêntrica durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Isquiotibiais.

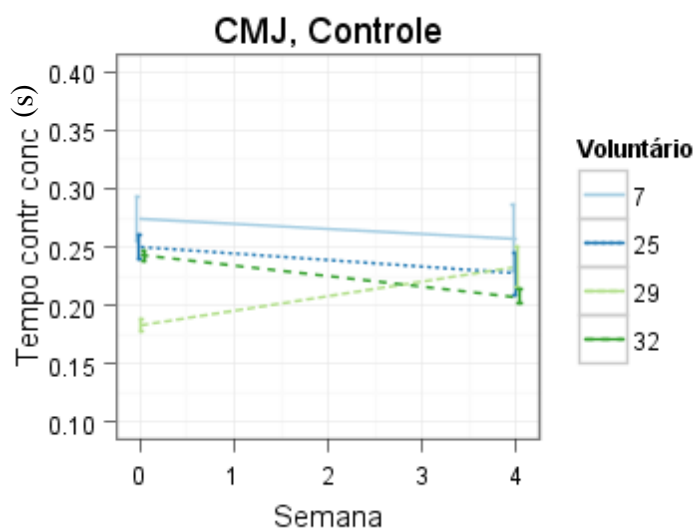


Figura 82: Tempo de contração concêntrica durante o CMJ, voluntário a voluntário, sexo masculino, para o grupo Controle.

5.3.2 Dinamometria

Os picos de torque para cada voluntário, medidos para flexão e extensão de joelhos, a velocidades de $90^\circ/s$ e a $240^\circ/s$, estão descritas na Tabela 14. Apenas o voluntário 9, do grupo quadríceps, voluntário 11, do grupo Isquiotibiais e voluntário 25, do grupo controle, apresentaram aumento no pico de torque após o treinamento. O voluntário 9 apresentou aumento de torque voluntário máximo para extensão de joelhos em velocidades de $90^\circ/s$ e $240^\circ/s$, sendo os valores de α respectivamente 0,22 e 0,17. O voluntário 11 apresentou aumento na velocidade de extensão de joelho na velocidade de $240^\circ/s$, sendo o $\alpha=0,18$. O voluntário 25 também apresentou aumento na velocidade de extensão de joelho na velocidade de $240^\circ/s$, com $\alpha=0,31$.

Tabela 14: Pico de torque de extensão de joelho, velocidades de 90°/s e 240°/s, e variação relativa de torque entre semanas zero e quatro (α), voluntários do sexo masculino

SubGrupo	Voluntário	Semana	Extensão do joelho			
			90°/s	α 90°/s	240°/s	α 240°/s
Quadriceps	9	0	147,1	0,22	116,5	0,17
		4	179,9		136,1	
	12	0	221,8	-0,07	156,5	-0,07
		4	205,6		145	
	13	0	186,1	0,01	130,3	-0,02
		4	187,9		128	
	31	0	226,2	-0,09	158	-0,12
		4	205,7		138,7	
Isquiotibiais	10	0	178	-0,01	156	-0,14
		4	177,5		134,9	
	11	0	148,9	0	95,7	0,18
		4	149,2		112,9	
	16	0	145,4	0,04	100,9	0,07
		4	151,7		108,1	
Controle	7	0	270,7	0	196,9	0,02
		4	270,5		200,8	
	25	0	122,1	-0,03	81,2	0,31
		4	118,6		106	
	29	0	168,7	0,09	141,4	-0,06
		4	183,6		132,7	
	32	0	151,4	0,07	102,8	-0,05
		4	162,7		97,9	

Não há correlação entre dinamometria e altura de salto, seja para o CMJ ou para o SJ, conforme indicado pela Figura 83, Figura 84 e Figura 85.

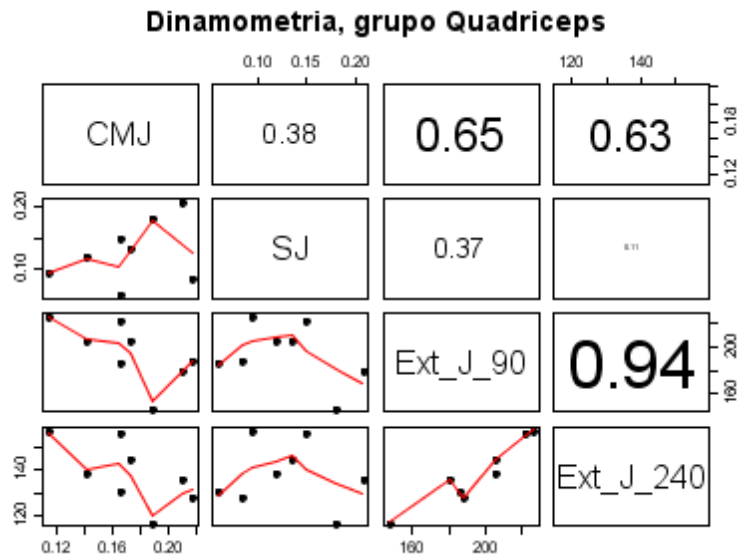


Figura 83: Correlação entre dinamometria e altura de SJ e CMJ. Grupo Quadriceps, população masculina. Ext_J_90 indica a extensão do joelho a uma velocidade de 90°/s e Ext_J_240, a extensão do joelho a uma velocidade de 240°/s.

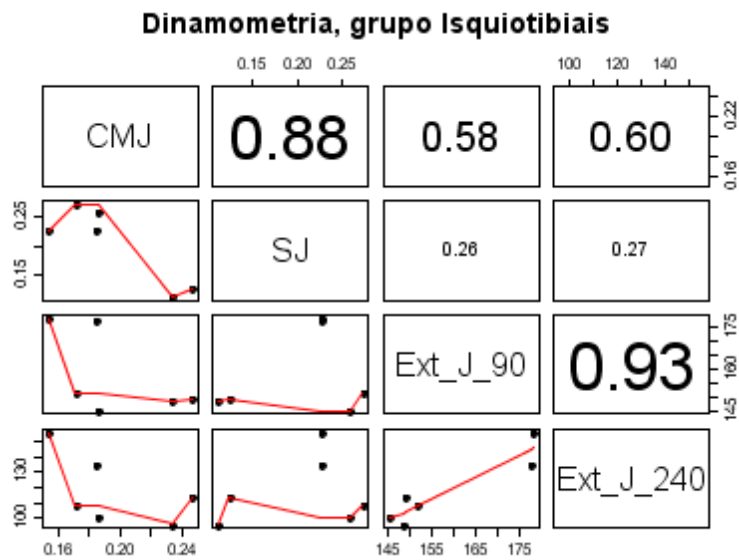


Figura 84: Correlação entre dinamometria e altura de SJ e CMJ. Grupo Isquiotibiais, população masculina. Ext_J_90 indica a extensão do joelho a uma velocidade de 90°/s e Ext_J_240, a extensão do joelho a uma velocidade de 240°/s.

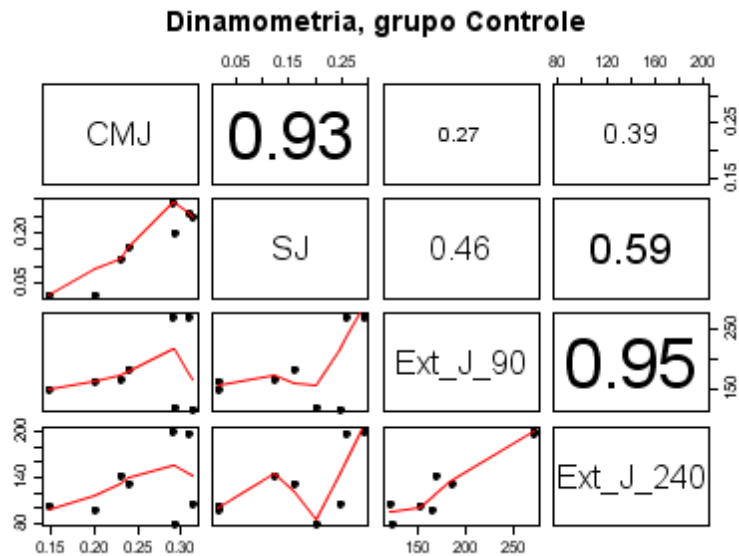


Figura 85: Correlação entre dinamometria e altura de SJ e CMJ. Grupo Controle, população masculina. Ext_J_90 indica a extensão do joelho a uma velocidade de 90°/s e Ext_J_240, a extensão do joelho a uma velocidade de 240°/s.

5.3.3 Massa, Perimetria e dobra cutânea

Os valores relativos à massa corporal, perimetria de coxa e dobra cutânea da coxa nas semanas zero e quatro estão disponíveis na Tabela 15. Não houve influência de variação de massa corpórea sobre a altura final de salto, visto que todos os voluntários mantiveram valores similares antes e após a intervenção. Também não houve alteração relevante de perimetria de coxa para os voluntários. A alteração da dobra cutânea somente alcançou redução significativa para os voluntários 10 e 25, sendo o voluntário 10 do grupo Isquiotibiais e o 25, do grupo Controle.

Tabela 15: Massa, perimetria, dobra cutânea e variação dos respectivos valores para semana zero e quatro (α) dos voluntários do sexo masculino

SubGrupo	Voluntário	Semana	Massa (kg)	α massa	Perimetria (cm)	α perimetria	Dobra cutânea (mm)	α dobra cutânea
Quadriceps	9	0	77,5	0,02	52	0,04	0	0
		4	79,4		54		0	
	12	0	91,4	-0,01	55,5	0	21,5	-0,02
		4	90,5		55,4		21	
	13	0	82,2	0	60	-0,02	18	-0,06
		4	82,1		59		17	
31	0	103,9	0	62	0,01	0	0	
	4	104,2		62,5		0		
Isquiotibiais	10	0	74,7	0,01	57	-0,02	38	-0,11
		4	75,1		56		34	
	11	0	88,3	0	57,5	0,01	28,5	-0,04
		4	88,7		58		27,5	
	16	0	75,9	0	51,5	0,01	21	0,05
		4	76,2		52		22	
Controle	7	0	86,3	0	58	0,02	16	0
		4	86,7		59		16	
	25	0	55,7	0	44,5	0,01	10	-0,20
		4	55,8		45		8	
	29	0	69,6	0	53	-0,01	14	-0,04
		4	69,3		52,5		13,5	
32	0	68,7	0,01	54,5	-0,05	0	0	
	4	69,2		52		0		

6 DISCUSSÃO

Os resultados apresentados no capítulo anterior indicam que a NMES sobreposta a contrações voluntárias dos músculos quadríceps foi mais eficaz que o treinamento voluntário ou isquiotibiais (estes como antagonistas do movimento de extensão do joelho) para aumento na altura de salto, embora as mudanças promovidas pela NMES possuam características diferentes daquelas relacionadas ao treino convencional.

Embora a mesma frequência e duração de pulsos da fase I tenham sido aplicadas nas fases II e III, houve um diferencial da forma como a corrente é aplicada (tempo de duração, intensidade) e do exercício associado, o que possivelmente contribuiu para resultados diferentes entre os estudos, além de haver um maior espaço amostral nas fases II e III.

6.1 A NMES e a mudança na altura de salto, Fase I, II e III

Na fase I, associou-se NMES à contração voluntária de quadríceps durante a extensão de joelho, com o indivíduo sentado em uma cadeira. A altura de salto no *Squat Jump* teve aumento estatisticamente significativo ($p=0,001$) para o voluntário 3. Tal ganho em altura se expressa na quarta semana de estudo, estabilizando após este período. Este resultado corrobora os achados do estudo de MAFFIULETTI *et al.* (2000), que mostraram estabilização na evolução do SJ após a quarta semana de treinamento combinado. A menor dispersão na altura de saltos observada para a fase I provavelmente é resultado do treinamento de saltos (realizados a cada duas semanas), uma vez que os saltos da fase II (que ocorreram com menor frequência) não sofreram diminuição de dispersão. Logo, este fator não será foco de investigação futura.

Nas fases II e III, a NMES foi sobreposta à contração muscular de músculos quadríceps femoral ou isquiotibiais durante exercício de agachamento. Na fase II, a comparação entre os ganhos em altura do salto para a população masculina mostra que há diferença estatisticamente significativa entre a altura dos saltos CMJ e SJ dos grupos que receberam eletroestimulação e o grupo controle, não havendo diferença entre os ganhos de altura de salto para estimulação sobreposta a quadríceps ou a

isquiotibiais (Tabela 3 e Tabela 4). Rememorando, os p-valores para o SJ foram respectivamente 0,0001 e $3,3 \times 10^{-10}$ para NMES em quadríceps e em isquiotibiais, comparando-se com os ganhos do grupo controle. Para o CMJ, obteve-se $p=3,9 \times 10^{-11}$ ao se aplicar a NMES associada à contração voluntária de quadríceps femoral e $p=5,2 \times 10^{-8}$ no treinamento associado à contração de isquiotibiais. Os resultados no que tange ao CMJ são corroborados pelo estudo de HERRERO *et al.* (2006), que também observou aumento na altura dos saltos CMJ e SJ para estudantes de educação física após quatro semanas de combinação da NMES com o treinamento pliométrico.

A fase III identificou mais casos de sucesso para o grupo Quadríceps durante a execução do CMJ; três entre quatro voluntários do grupo Quadríceps alcançaram ganhos acima de 10% em relação à altura máxima inicial do CMJ após quatro semanas de treinamento; o voluntário 9 obteve $\alpha=0,12$, o voluntário 13 obteve $\alpha=0,31$ e o voluntário 31, $\alpha=0,24$ (Tabela 12). Apenas um entre três voluntários do grupo Isquiotibiais e um entre quatro do grupo Controle alcançou ganhos acima de 10% para o mesmo salto, com $\alpha=0,20$ para o voluntário 10 do grupo Isquiotibiais e $\alpha=0,37$ para o voluntário 32 do grupo controle (Tabela 12).

Ainda na fase III, houve um índice similar de sucesso para os grupos Quadríceps e Controle quando se tratava do SJ, com dois casos de sucesso em três para o grupo Quadríceps – voluntário 9, $\alpha=0,15$; voluntário 31, $\alpha=0,43$ – e três entre quatro para o grupo Controle – voluntário 25, $\alpha=0,12$; voluntário 29, $\alpha=0,24$ e voluntário 32, $\alpha=0,33$ (Tabela 10). O grupo Isquiotibiais apresentou, em um grupo de três voluntários, dois voluntários com ganhos acima de 10% (Tabela 10), com $\alpha=0,28$ para o voluntário 10 e $\alpha=0,11$ para o voluntário 16, embora o último apresente ganho dentro da barra de erro padrão (Figura 36).

Os achados relativos ao CMJ na fase III corroboram com o estudo de HERRERO *et al.* (2010), que comparando o efeito de NMES sobreposta ao treinamento pliométrico versus um grupo que realizou treinamento pliométrico convencional, observou ganhos maiores para o CMJ no grupo que utilizou a eletroestimulação, após quatro semanas de estudo. Por outro lado, os resultados das fases II e III contradizem os achados de MAFFIULETTI *et al.* (2000), que aplicaram a técnica combinada para ganhos em altura de salto a atletas de basquete durante oito semanas de treinamento. No referido estudo, ao analisar CMJ e SJ na 4ª e 8ª semana, MAFFIULETTI *et al.* (2000)

identificaram ganhos em SJ nas primeiras quatro semanas de treinamento combinado, sendo este ganho estacionado; os ganhos para CMJ foram visíveis somente no segundo mês de treinamento, sendo identificados ao final da oitava semana. Provavelmente, a diferença entre a população estudada – uma vez que foram analisados atletas no estudo descrito acima – e a técnica de estimulação utilizada – combinada versus sobreposta, parâmetros de estimulação – justificam a diferença entre os resultados. Infelizmente, pelo pequeno tamanho da amostra, não foi possível estabelecer uma análise isolando-se somente os voluntários praticantes de atividade física.

Para a população feminina, os resultados da fase II divergiram dos resultados da população masculina. Curiosamente, a população feminina estudada somente obteve melhora na altura de saltos para estimulação sobreposta aos músculos posteriores da coxa. Conforme citado no capítulo 5, os p-valores indicam, para o SJ, uma diferença estatisticamente significativa entre ganhos para NMES sobreposta a isquiotibiais versus quadríceps ($p=1,4 \times 10^{-6}$) e versus grupo Controle ($p=0,00015$). Para o SJ, também há diferenças entre treinamento com NMES sobreposta a isquiotibiais, comparativamente ao ganho de altura de saltos em quadríceps ($p=1,5 \times 10^{-8}$) e no grupo Controle ($p=1,5 \times 10^{-8}$). Tendo como fator os dados da semana zero e quatro, observa-se que de fato que este foi o único grupo muscular a ser influenciado pela eletroestimulação combinada à contração voluntária ($p=4,657 \times 10^{-8}$ para o SJ e $3,725 \times 10^{-9}$ para CMJ).

Versus tal resultado, DELEY *et al.* (2011) obteve melhoras no salto vertical de ginastas em idade pré-puberal após seis semanas de treinamento combinado, estimulando quadríceps femoral. A justificativa para que os resultados do referido autor contrariem os resultados acima expostos provavelmente se faz pelos fatores descritos anteriormente, como o treinamento associado à NMES e a técnica combinada, podendo o sucesso ter relação também com o maior tempo de estudo: seis semanas. Os parâmetros utilizados por Deley foram os mesmos utilizados na presente pesquisa – 75 Hz, 400 μ s. É preciso lembrar que alguns autores (BENITO-MARTÍNEZ *et al.*, 2011) acreditam que a eletroestimulação combinada a exercícios voluntários é apontada como técnica de maior sucesso para melhorar altura de salto vertical em comparação à técnica sobreposta, quando o treinamento associado é o pliométrico, o que pode também justificar os resultados inferiores de um treinamento sobrepondo NMES e contração voluntária. Uma investigação de seis semanas poderia elucidar a questão da

sobreposição versus combinação de NMES à contração voluntária, assim como um estudo comparando os resultados para ambas as técnicas dentro do esporte em que se deseja o ganho.

O que chama atenção na população feminina é o sucesso da técnica sobreposta somente para estimulação em isquiotibiais. A técnica apresentou maior sucesso que os estudos citados do treinamento híbrido, possivelmente pelos parâmetros utilizados e pelo tipo de treinamento associado. Isso induz a crença de que o sucesso da técnica não possui relação (pelo menos não exclusiva) com a carga opositora imposta pelo músculo eletricamente estimulado. Certamente, a diferença entre sexos na tolerância a corrente e mesmo a maior tolerância para corrente em isquiotibiais que em quadríceps, fariam crer que a quantidade de corrente poderia ter relação com os resultados de altura de salto. Entretanto, este resultado também não segue uma relação dose-resposta, pois não há correlação entre corrente administrada e altura de salto, conforme testado no capítulo 5. Na fase III, a pouca adesão de voluntários do sexo feminino – seis no total – impossibilitou uma análise das variáveis envolvidas na altura de salto.

6.1.1 Fase III – Influência das variáveis associadas ao ganho de altura de salto para a população masculina, SJ

Todos os voluntários que apresentaram ganhos em altura de salto, independente do grupo de treinamento, apresentaram, como esperado, aumento da velocidade de saída do SJ (Tabela 11).

Os voluntários 9 e 31 do grupo Quadríceps, que apresentaram para velocidade de saída $\alpha=0,06$ e $0,09$, apresentam redução no delta tempo ($\alpha=-0,15$ e $-0,18$, respectivamente) e aumento na aceleração máxima ($\alpha=0,07$ e $0,12$, respectivamente) e potência máxima ($\alpha=0,09$ e $0,19$), apontando para um efeito de aprendizado e do ganho de força. Entretanto, analisando o grupo Quadríceps, a dinamometria aponta para ganho de força somente para o voluntário 9, com valores de $\alpha=0,22$ para a velocidade $90^\circ/s$ e $\alpha=0,17$ para a velocidade $240^\circ/s$. Além disso, o voluntário 9, ao contrário do voluntário 31, mantém ganhos em aceleração também para o CMJ ($\alpha=0,11$). O dinamômetro não reproduz a ação do salto e utiliza uma velocidade pré-estabelecida para a realização do movimento de flexão-extensão da articulação sob análise. Contudo, pode-se dizer que o voluntário 9 sofreu alteração da força contrátil do músculo, enquanto os efeitos do

ganho de aceleração do voluntário 31 estão restritos ao SJ, indicando que a melhora na força foi provavelmente consequência do aprendizado.

No grupo Isquiotibiais, os voluntários 10 e 16 apresentaram para velocidade de saída $\alpha=0,10$ e $0,06$, respectivamente; além de aumento no tempo de contração concêntrica ($\alpha=0,07$ e $0,06$). Esse aumento no tempo de contração concêntrica para o voluntário 10 pode manter relação com um maior agachamento, uma vez que o mesmo apresentou aumento na aceleração máxima com $\alpha=0,06$ e aumento na potência máxima ($\alpha=0,10$), que indicam um ganho adicional de força, além do efeito de aprendizado. Já o voluntário 16 apresentou perda em aceleração máxima ($\alpha=-0,10$) e aumento no delta tempo ($\alpha=0,07$), o que mostra que houve um atraso na extensão de membros inferiores na fase preparatória do salto. Contudo, o voluntário beneficiou-se do efeito do aprendizado, com aumento na velocidade de saída mesmo havendo perda na aceleração máxima.

Para o grupo Quadríceps (Figura 38), houve correlação forte entre altura de salto e as variáveis velocidade de saída do solo ($\rho=0,98$), velocidade máxima ($\rho=0,95$), aceleração máxima ($\rho=0,95$), potência máxima ($\rho=0,89$), delta tempo ($\rho=-0,96$) e tempo de contração concêntrica ($\rho=-0,89$), o que induz à teoria de ganhos neurais e também ganho de força para este grupo, sendo isso um diferencial em relação aos outros grupos de treinamento. O grupo Isquiotibiais (Figura 39) apresentou, como valores de correlação, $\rho=0,94$ para altura de salto e velocidade máxima, $\rho=0,95$ para altura máxima e velocidade máxima e $\rho=-0,86$ para altura de salto e delta tempo.

No grupo controle o voluntário 25 apresentou aumento modesto de velocidade de saída e potência máxima, ambos com $\alpha=0,06$. O voluntário 29 também apresentou ganhos modestos em velocidade de saída e velocidade máxima ($\alpha=0,06$ para ambos), com redução do delta tempo ($\alpha=-0,18$). Por outro lado, o voluntário 32 apresentou ganhos mais pronunciados em velocidade de saída ($\alpha=0,12$), velocidade máxima ($\alpha=0,09$), aceleração máxima ($\alpha=0,11$), potência máxima ($\alpha=0,21$) e redução no delta tempo ($\alpha=-0,12$), embora aceleração máxima tenha caído durante a execução do CMJ, o que pode indicar que de fato não houve ganho de força muscular e sim um efeito de aprendizado. A correlação (Figura 40) entre altura de salto e velocidade máxima para o controle é $0,88$; $\rho=0,87$ entre altura de salto e aceleração máxima – embora haja evidência de que não houve de fato ganho de força muscular para o

voluntário 32, conforme explicado acima –, $\rho=0,99$ entre altura de salto e máxima velocidade e $\rho=-0,94$ entre altura de salto e delta tempo.

A partir dos dados acima, observa-se que não há destaque para ganhos em altura de salto em nenhum dos grupos de treinamento. Durante o SJ, os voluntários utilizaram uma guia para controlar a flexão de joelhos em 90° e não podiam flexionar o joelho além daquele limite no instante do salto. A limitação mecânica imposta pode, portanto, ter exercido influência negativa sobre alguns voluntários ao primeiro contato com o instrumento, resultando em desempenho aquém até a familiarização com o método e um consequente aumento na altura de saltos após o treinamento pelo aprendizado da execução dos saltos verticais. Estudo prévio usando o mesmo sistema de cinemática havia mostrado ganhos para o SJ pós-estimulação elétrica de músculo quadríceps femoral em comparação a um grupo controle (COSTA; SOUZA; PINO, 2014).

6.1.2 Fase III – Influência das variáveis associadas ao ganho de altura de salto para a população masculina, CMJ

No grupo Quadríceps, os voluntários 9 e 13 obtiveram para o CMJ redução no delta tempo ($\alpha=-0,17$ e $-0,36$, respectivamente), aumento na potência máxima ($\alpha=0,10$ e $0,27$) e na aceleração máxima ($\alpha=0,11$ e $0,25$); o voluntário 13 também apresentou redução no tempo de contração concêntrica ($\alpha=-0,20$) e o maior valor de α para altura de salto ($0,31$), neste caso, pode manter relação com uma menor perda energética durante a fase concêntrica e maior potência de salto graças à energia elástica armazenada (HAMILL; KNUTZEN, 2012). Apesar do discreto aumento na velocidade de saída do solo ($\alpha=0,04$) e velocidade máxima ($\alpha=0,04$) para o voluntário 31, o aumento nessas variáveis e a redução no delta tempo ($\alpha=-0,11$) explicam os ganhos associados a uma maior eficiência e velocidade de contração, adquiridos após o protocolo de treinamento.

Na fase III, identifica-se no grupo Quadríceps, salto CMJ (Figura 63), correlação forte entre altura de salto e velocidade máxima ($\rho=0,86$), correlação moderada entre altura de salto e velocidade de saída do solo ($\rho=0,71$), e também um tempo menor para saída do solo à medida que aumenta a altura do salto com correlação negativa entre altura de salto e delta tempo ($\rho=-0,92$), indicando maior eficiência no

movimento, que poderia estar relacionada a ganhos neurais induzidos pelo treinamento com NMES citado anteriormente.

O aumento de altura de salto observado no grupo Quadríceps nas fases II e III poderia ser relacionado às adaptações neuromusculares induzidas pela NMES, dado o maior número de casos de sucesso para o grupo Quadríceps na execução do CMJ, comparado aos demais grupos. De acordo com GONDIN et al. (2005), treinamento associado a NMES poderia proporcionar ganhos no torque voluntário graças tanto a adaptações musculares e neurais, com mudança na área de secção transversa e ângulo de penação do músculo, além de aumento na atividade eletromiográfica. Além disso, há uma adaptação atípica do fenótipo muscular humano induzido pela NMES (GONDIN et al., 2005, 2011; HORTOBÁGYI; MAFFIULETTI, 2011; MAFFIULETTI, 2010; MAFFIULETTI et al., 2011), e essas alterações fenotípicas no músculo levariam a ganhos na resistência muscular e velocidade de contração. Como efeito da NMES são vistas alterações na propriedade contrátil muscular, morfologia da fibra com redução no MHC-IIx (fibras de contração rápida, fadigáveis), MHC-1 (contração lenta, resistentes à fadiga) e aumento na expressão do MHC-IIa (GONDIN et al., 2005; MAFFIULETTI et al., 2006; MINETTO et al., 2013; PÉREZ et al., 2002; SILLEN et al., 2013), que é o tipo de fibra conhecido pela sua rápida contração e resistência à fadiga graças a seu metabolismo glicolítico e oxidativo (M.D; M.D; STANTON, 2006).

Assim como os voluntários 9 e 13 do grupo Quadríceps, o voluntário 10 do grupo Isquiotibiais alcançou ganhos em altura de CMJ e redução em delta tempo ($\alpha=-0,07$), aumento em potência máxima ($\alpha=0,17$) e aceleração máxima ($\alpha=0,12$), o que pode representar essa alteração fenotípica induzida pela NMES (Tabela 13). O voluntário 10 obteve como diferencial em relação aos voluntários do grupo controle o ganho expressivo na velocidade de saída ($\alpha=0,11$). O grupo Isquiotibiais mostrou uma correlação alta entre altura de salto e as variáveis velocidade de saída do solo ($\rho=0,90$), máxima velocidade ($\rho=0,91$) e delta tempo ($\rho=-0,80$). Como o efeito de aprendizado corresponde a 50% da força total e controle neural também se correlaciona com ganhos na produção da força, poderia-se dizer que os agachamentos associados à NMES aumentaram esse aprendizado e controle neural para a produção de força, ou seja, aprende-se a gerar potência de uma forma mais efetiva e a desenvolver a máxima força contrátil (W. LARRY KENNEY; DAVID L. COSTILL; JACK H. WILMORE, 2013).

Mesmo com ganho significativo de altura de salto para o grupo Isquiotibiais na fase II, a ausência de um maior número de casos de sucesso para o grupo Isquiotibiais durante a execução do CMJ na fase III traz dúvidas quanto à efetividade deste treinamento, reforçando a necessidade futura de análises com maior número de amostras e investigação do comportamento das variáveis envolvidas no salto. Acredita-se que assim como o quadríceps femoral, os músculos isquiotibiais se beneficiem do treinamento sobreposto, pois na fase II os resultados para o grupo Isquiotibiais se sobressaíram em relação ao grupo Controle. A NMES, conforme dito no capítulo 3, produz diferentes mudanças na arquitetura muscular em comparação ao treinamento convencional com carga, uma vez que o segundo promove hipertrofia e o primeiro, associado a contrações voluntárias, envolve não somente hipertrofia, mas mudanças na dinâmica energética do músculo, com aumento na velocidade de ativação muscular e mudanças no metabolismo muscular, que leva a mudanças na força e velocidade de contração muscular (GONDIN et al., 2005, 2011; MAFFIULETTI et al., 2006; MINETTO et al., 2013; PÉREZ et al., 2002) pelas mudanças promovidas na cadeia pesada de miosina (MHC) e fenótipo da fibra muscular (MAFFIULETTI et al., 2006; PETTE; VRBOVÁ, 1999; SILLEN et al., 2013).

O efeito lesivo da NMES sobre os músculos isquiotibiais poderiam explicar os resultados pouco expressivos em CMJ para este grupo, apesar de os efeitos de mudança no tipo de fibra acontecer, a priori, para os dois grupos musculares. Em estudo comparativo, aplicando NMES sobreposta a contrações voluntárias de quadríceps femoral e músculos isquiotibiais, Vanderthommen e colegas (VANDERTHOMMEN et al., 2012) observaram que o dano muscular é mais pronunciado em músculos isquiotibiais, provavelmente devido ao recrutamento peculiar induzido pela NMES. Por outro lado, os mecanismos de recuperação do músculo poderiam resultar em um remodelamento da matriz extracelular, (MACKEY et al., 2011), com alterações no tecido conjuntivo e histologia das fibras musculares (NOSAKA et al., 2011) e proteção a danos musculares (VANDERTHOMMEN et al., 2015).

Não era esperado ver ganhos para o grupo Controle, em nenhum dos dois tipos de salto, uma vez que a hipertrofia muscular, fortemente correlacionada à força muscular, depende de treinamento com carga e por um período acima de quatro semanas (M.D; M.D; STANTON, 2006). A ausência de ganhos em aceleração para os

voluntários deste grupo (que é proporcional ao ganho de força, dada à variação não significativa na massa dos voluntários antes e após quatro semanas) na realização do CMJ (Tabela 13) reforça o argumento, havendo um ganho de aceleração somente para o voluntário 32, durante o SJ, com $\alpha=0,11$ (Tabela 11). Os ganhos de altura de salto observados para o voluntário 32 ao executar o CMJ (Tabela 12) podem manter relação com efeitos de aprendizado. O voluntário 32 mostrou redução no tempo de contração concêntrica ($\alpha=-0,15$) e delta tempo ($\alpha=-0,20$) durante a execução do CMJ, com ganho na velocidade de saída do solo ($\alpha=0,09$). A correlação entre altura de salto e delta tempo ($\rho=-0,84$), velocidade máxima ($\rho=0,95$) e de saída ($\rho=0,81$) para o CMJ do grupo Controle podem indicar que o efeito de aprendizado está envolvido na evolução do salto.

O ganho na altura do SJ do grupo controle poderia ser considerado estatisticamente significativo para um valor de confiança de 99%, cujo $p < 0,01$. Para um valor de confiança de 95% ($p < 0,05$), o CMJ do grupo controle também poderia ser considerado maior após as quatro semanas de intervenção. A partir deste ponto de vista, o treinamento em quadríceps femoral pode ser considerado, para a população feminina, menos efetivo que o próprio treinamento voluntário, embora a eletroestimulação em isquiotibiais apresente significativa melhora para a potência de salto quando comparada ao agachamento isolado, sem sobreposição de NMES, conforme apontado pelo teste Kruskal-Wallis.

O que chama a atenção é o sucesso da técnica sobreposta somente para estimulação em isquiotibiais. Certamente, a diferença entre sexos na tolerância da corrente e mesmo a maior tolerância para corrente em isquiotibiais que em quadríceps, fariam crer que a quantidade de corrente poderia ter relação com os resultados de altura de salto. Partindo do pressuposto acima, investigou-se a relação dose-resposta para aumento de altura de saltos, nos diferentes grupos de estimulação elétrica, separando-se os voluntários por sexo.

7 CONCLUSÃO

Estudos longitudinais normalmente apresentam, grande número de desistências dos voluntários, fazendo com que o número final dos sujeitos que participam de todas as fases seja muito menor que o número inicialmente projetado. Apesar do pequeno número de voluntários finais avaliados, o treino muscular de sobreposição da NMES à contração voluntária possui tendência a ganhos maiores de altura de salto para o treinamento de músculo quadríceps femoral, para a população masculina, quando o salto em questão é o CMJ, havendo uma diferença significativa entre ganhos em altura de salto para este grupo quando comparado com a NMES aplicada em musculatura isquiotibial ou para o treino sem NMES. As mudanças promovidas pela NMES possuiriam características diferentes daquelas relacionadas ao treino convencional, com adaptações musculares e neurais que passam pela adaptação atípica do fenótipo muscular humano induzido pela NMES e mudança na velocidade de contração das fibras e ganhos na resistência muscular.

Mais estudos, com um número maior de voluntários, precisam ser realizados envolvendo a população feminina. Acredita-se também que seria interessante se o mesmo grupo ora estimulado receber NMES combinada a grupos musculares opostos aos previamente trabalhados. Como estudos anteriores mostraram que os efeitos da eletroestimulação combinada perduram por até duas semanas após cessado o treino, recrutar os mesmos voluntário exigirá um intervalo de ao menos seis meses e ou teste de regressão da altura de saltos para os níveis iniciais.

CONTRIBUIÇÕES CIENTÍFICAS RELACIONADAS AO TRABALHO

Trabalhos apresentados em congresso

Costa, D.C. ; Catunda, J.M.Y. ; Souza, M.N. ; **Pino, A. V.** . Efeitos da Eletroestimulação Neuromuscular Sobreposta à Contração Voluntária dos Músculos Quadríceps e Isquiotibiais. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014. v. 1. p. 1812-1815.

Costa, D. C.; Souza, M. N. ; Pino, A. V. . Effects of Superimposed Electrical Stimulation Training on Vertical Jump Performance: A Comparison Study between Men and Women. IFMBE Proceedings. 1ed.: Springer International Publishing, 2014, v. 41, p. 133-136.

Costa, D. C.; Souza, A. F. C. ; Souza, M. N. ; Pino, A. V. . Desenvolvimento e Validação de um Sistema Medidor de Salto Baseado em um Sensor de Aproximação. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB, 2012. v. 1. p. 1424-1428.

Trabalho submetido para revista científica:

Denise C. Di Bartolo, João M. Y. Catunda, Alexandre V. Pino, Marcio N. Souza. Jump Height Improvement: Comparing the Effects of Neuromuscular Electrical Stimulation Over Quadriceps Femoris and Hamstrings Muscles Group.

Journal of Strength and Conditioning Research.

Aguardando revisão.

BIBLIOGRAFIA

A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance - Springer. Disponível em: <<http://link.springer.com/article/10.1007%2F978-94-007-2216-3?LI=true#page-1>>. Acesso em: 2 abr. 2013.

ALBORNOZ-CABELLO, M. et al. Psychophysical scale of perception levels in neuromuscular electrical stimulation (NMES). **European Journal of Integrative Medicine**, v. 5, n. 3, p. 279–283, 2013.

ALDAYEL, A. et al. Less indication of muscle damage in the second than initial electrical muscle stimulation bout consisting of isometric contractions of the knee extensors. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 4, p. 709–717, mar. 2010.

ÁVILA, A. O. V. et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (Rede CENESP-MET). **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 3, n. 4, p. 57–67, maio 2002.

BALTZOPOULOS, B. et al. The BASES Expert Statement on Measurement of Muscle Strength with Isokinetic Dynamometry. **Sport & Exercise Scientist**, v. Issue 31, p. 12, mar. 2012.

BALTZOPOULOS, V.; BRODIE, D. A. Isokinetic Dynamometry. **Sports Medicine**, v. 8, n. 2, p. 101–116, 1 ago. 1989.

BAX, L.; STAES, F.; VERHAGEN, A. Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris?: A systematic review of randomised controlled trials. **Sports medicine**, v. 35, n. 3, p. 191–212, 2005.

BENITO-MARTÍNEZ, E. et al. Effects of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump and speed tests. **Journal of Human Sport and Exercise**, v. 6, n. 4, p. 603–615, 2011.

BEZERRA, P. et al. Effects of unilateral electromyostimulation superimposed on voluntary training on strength and cross-sectional area. **Muscle & Nerve**, v. 40, n. 3, p. 430–437, set. 2009.

BOBBERT, M. F. **Role of the hamstrings in human vertical jumping**. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings. **Anais...**1996

BOHÓRQUEZ, I. J. R. **Estabelecimento da influência dos parâmetros da estimulação elétrica funcional com respeito à contração concêntrica do quadríceps**. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 26 set. 2012.

BOSCO, C.; KOMI, P. V.; TIHANYI, J. Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor muscles. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 51, n. 1, p. 129–135, 1983.

BOSCO, C.; LUHTANEN, P.; KOMI, P. V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 50, n. 2, p. 273–282, 1983.

Bosco Ergo Jump Test. Disponível em: <<http://www.topendsports.com/testing/bosco-ergo-jump.htm>>. Acesso em: 12 mar. 2012.

BOTTINELLI, R. et al. Specific contributions of various muscle fibre types to human muscle performance: An in vitro study. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 2, p. 87–95, 1999.

BOUKHENOUS, S.; ATTARI, M. **A vertical jumping performance with and without arms swing by using a dynamometric platform**. Systems, Signal Processing and their Applications (WOSSPA), 2011 7th International Workshop on. **Anais...maio 2011**

BTS Smart-D, [s.d.]. Disponível em: <http://www.btsbioengineering.com/resources/Company/Media-center/Brochure-Library/bts_smartd_a40308uk.pdf>. Acesso em: 12 abr. 2012

CARDINALE, M. **Sports and Fitness Science: Vertical Jump tests: how to perform correctly the Bosco tests**. Disponível em: <<http://marcardinale.blogspot.com/2008/11/vertical-jump-tests-how-to-perform.html>>. Acesso em: 15 mar. 2012.

CAVAGNA, G. A. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 5, p. 89–129, 1977.

CAVAGNA, G. A.; DUSMAN, B.; MARGARIA, R. Positive work done by a previously stretched muscle. **Journal of applied physiology**, v. 24, n. 1, p. 21–32, 1968.

COSTA, D. C. et al. **Desenvolvimento e validação de um sistema medidor de salto baseado em um sensor de aproximação**. . In: XXIII CONGRESSO BRASILEIRO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA – XXIII CBEB. Porto de Galinhas, Ipojuca, Pernambuco.: 2012

COSTA, D. C.; SOUZA, M. N.; PINO, A. V. Effects of Superimposed Electrical Stimulation Training on Vertical Jump Performance: A Comparison Study between Men and Women. In: ROMERO, L. M. R. (Ed.). . **XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013**. IFMBE Proceedings. [s.l.] Springer International Publishing, 2014. p. 133–136.

DA SILVA, K. R.; MAGALHÃES, J.; GARCIA, M. A. C. Desempenho do salto vertical sob diferentes condições de execução. **Arquivos em Movimento**, v. 1, n. 1, p. 17–24, 11 abr. 2011.

DAL PUPO, J.; DETANICO, D.; DOS SANTOS, S. G. Kinetic parameters as determinants of vertical jump performance. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 14, n. 1, p. 41–51, 2012.

DE JESUS GUIRRO, R. R.; DE OLIVEIRA GUIRRO, E. C.; SOUSA, N. T. A. DE. Sensory and Motor Thresholds of Transcutaneous Electrical Stimulation Are Influenced by Gender and Age. **PM&R**, v. 7, n. 1, p. 42–47, jan. 2015.

DE RUITER, C. J. et al. Fast Unilateral Isometric Knee Extension Torque Development and Bilateral Jump Height. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 38, p. 1843–1852, out. 2006.

DEHAIL, P.; DUCLOS, C.; BARAT, M. Electrical stimulation and muscle strengthening. **Annales de Readaptation et de Medecine Physique**, v. 51, n. 6, p. 441–451, 2008.

DELEY, G. et al. Effects of combined electromyostimulation and gymnastics training in prepubertal girls. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 2, p. 520–526, 2011.

ENOKA, R. M. **Neuromechanics of human movement**. 4th ed ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008.

FILIPOVI, A. et al. Electromyostimulation-a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 11, p. 3218–3238, 2011.

FINNI, T.; KOMI, P. V.; LEPOLA, V. In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. **European Journal of Applied Physiology**, v. 83, n. 4, p. 416–426, 2000.

FORRESTER, B. J.; PETROFSKY, J. S. Effect of electrode size, shape, and placement during electrical stimulation. **Journal of Applied Research**, v. 4, n. 2, p. 346–354, 2004.

GARCÍA-LÓPEZ, J. et al. The validation of a new method that measures contact and flight times during vertical jump. **International Journal of Sports Medicine**, v. 26, n. 4, p. 294–302, 2005.

GOBBO, M. et al. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 17, 25 fev. 2014.

GONDIN, J. et al. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 37, n. 8, p. 1291–1299, ago. 2005.

GONDIN, J. et al. Neuromuscular electrical stimulation training induces atypical adaptations of the human skeletal muscle phenotype: A functional and proteomic analysis. **Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 2, p. 433–450, 2011.

GONDIN, J.; COZZONE, P. J.; BENDAHAN, D. Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both

healthy humans and athletes? **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, p. 2473–2487, 10 set. 2011.

GORELICK, M.; BROWN, J. M. M.; GROELLER, H. Short-duration fatigue alters neuromuscular coordination of trunk musculature: Implications for injury. **Applied Ergonomics**, v. 34, n. 4, p. 317–325, 2003.

GORGEY, A. S. et al. Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 9, p. 684–692, 2009.

GREGORY, C. M.; BICKEL, C. S. Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. **Physical therapy**, v. 85, n. 4, p. 358–364, abr. 2005.

GREGORY, C. M.; DIXON, W.; BICKEL, C. S. Impact of varying pulse frequency and duration on muscle torque production and fatigue. **Muscle & Nerve**, v. 35, p. 504–509, abr. 2007.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecánicas do movimento humano**. São Paulo (SP): Manole, 2012.

HARA, M. et al. Effect of arm swing direction on forward and backward jump performance. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 13, p. 2806–2815, 2008.

HARRISON, A. J.; GAFFNEY, S. Motor development and gender effects on stretch-shortening cycle performance. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 4, n. 4, p. 406–415, 2001.

HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. O. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. **Journal of Neurophysiology**, v. 28, p. 560–580, 1965.

HERRERO, A. J. et al. Short-Term Effect of Plyometrics and Strength Training With and Without Superimposed Electrical Stimulation on Muscle Strength and Anaerobic Performance: A Randomized Controlled Trial. Part II. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 6, p. 1616–1622, jun. 2010.

HERRERO, J. A.; IZQUIERDO, M.; MAFFIULETTI, N. Electrostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. **International Journal of Sports Medicine**, v. 27, p. 533–539, 2006.

HERZIG, D.; MAFFIULETTI, N. A.; ESER, P. **The Application of Neuromuscular Electrical Stimulation Training in Various Non-neurologic Patient Populations: A Narrative Review**. 2015. Scopus.

HORTOBÁGYI, T.; MAFFIULETTI, N. A. Neural adaptations to electrical stimulation strength training. **European journal of applied physiology**, v. 111, n. 10, p. 2439–2449, out. 2011.

HUBLEY, C. L.; WELLS, R. P. A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 50, n. 2, p. 247–254, 1983.

- IWASAKI, T. et al. Improvement in knee extension strength through training by means of combined electrical stimulation and voluntary muscle contraction. **Tohoku Journal of Experimental Medicine**, v. 209, n. 1, p. 33–40, 2006.
- JACOBS, R.; BOBBERT, M. F.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: The role of biarticular muscles. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 513–523, abr. 1996.
- JUBEAU, M. et al. Random motor unit activation by electrostimulation. **International Journal of Sports Medicine**, v. 28, n. 11, p. 901–904, 2007.
- KIM, C. K. et al. Metabolic response and muscle glycogen depletion pattern during prolonged electrically induced dynamic exercise in man. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 27, n. 1, p. 51–58, 1995.
- KITCHEN, S. **Eletroterapia: Prática Baseada em Evidências**. 11.^a ed. São Paulo: Manole, 2003.
- KOMI, P. V.; BOSCO, C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. **Medicine and science in sports**, v. 10, n. 4, p. 261–265, 1978.
- KOMI, P. V.; GOLLHOFER, A. Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 4, p. 451–460, 1997.
- LARSEN, R. J.; MARX, M. L. **Statistics**. [s.l.] Prentice Hall, 1990.
- LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Clinical significance of skeletal muscle architecture. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 383, p. 140–151, fev. 2001.
- LOPES, P.; NUNOMURA, M. Motivação para a prática e permanência na ginástica artística de alto nível. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, São Paulo**, v. 21, n. 3, p. 177–87, 2007.
- MACKENZIE, S. J.; RANNELLI, L. A.; YURCHEVICH, J. J. Neuromuscular adaptations following antagonist resisted training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 1, p. 156–164, 2010.
- MACKEY, A. L. et al. Sequenced response of extracellular matrix deadhesion and fibrotic regulators after muscle damage is involved in protection against future injury in human skeletal muscle. **FASEB journal: official publication of the Federation of American Societies for Experimental Biology**, v. 25, n. 6, p. 1943–1959, jun. 2011.
- MAFFIULETTI, N. A. et al. The Effects of Electromyostimulation Training and Basketball Practice on Muscle Strength and Jumping Ability. **International Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 6, p. 437,443, 2000.
- MAFFIULETTI, N. A. et al. Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 10, p. 1638–1644, out. 2002.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Neuromuscular Adaptations to Electrostimulation Resistance Training. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 85, p. 167–175, fev. 2006.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. **Annals of Neurology**, v. 63, n. 4, p. 507–512, 2008.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Feasibility and efficacy of progressive electrostimulation strength training for competitive tennis players. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 23, n. 2, p. 677–682, mar. 2009.

MAFFIULETTI, N. A. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, p. 223–234, 15 maio 2010.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, p. 2391–2397, 25 ago. 2011.

MAFFIULETTI, N. A.; PENSINI, M.; MARTIN, A. Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 4, p. 1383–1392, 2002.

MALATESTA, D. et al. Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 17, n. 3, p. 573–579, 2003.

MARKOVIC, G. et al. Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, n. 3, p. 551–555, 2004.

MARKOVIC, G. Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytical review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 6, p. 349–355, 6 jan. 2007.

MATSUSE, H. et al. Muscle training by means of combined electrical stimulation and volitional contraction. **Aviation Space and Environmental Medicine**, v. 77, n. 6, p. 581–585, 2006.

MCCAULLEY, G. O. et al. Mechanical efficiency during repetitive vertical jumping. **European Journal of Applied Physiology**, v. 101, n. 1, p. 115–123, 2007.

M.D, M. N. L.; M.D, B. M. K.; STANTON, B. A. **BERNE & LEVY. Fisiología + Student consult, 4a ed. ©2006 Últ. Reimpr. 2006.** [s.l.] Elsevier España, 2006.

MINETTO, M. A. et al. Variability in muscle adaptation to electrical stimulation. **International Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 6, p. 544–553, 2013.

Motion Capture Systems from Vicon. Disponível em: <<http://www.vicon.com/>>. Acesso em: 5 nov. 2012.

MUSAYEV, E. Optoelectronic vertical jump height measuring method and device. **Measurement: Journal of the International Measurement Confederation**, v. 39, n. 4, p. 312–319, 2006.

MUTHALIB, M. et al. Biceps brachii muscle oxygenation in electrical muscle stimulation. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 30, n. 5, p. 360–368, 2010.

NAGO, T. et al. Muscle maintenance by volitional contraction against applied electrical stimulation. **Kurume Medical Journal**, v. 54, n. 1–2, p. 35–40, 2007.

NAVES, E. L. M. et al. Design and evaluation of a biomechanical system for athletes performance analysis. **Measurement: Journal of the International Measurement Confederation**, v. 42, n. 3, p. 449–455, 2009.

NEWTON, R. U. et al. Four weeks of optimal load ballistic resistance training at the end of season attenuates declining jump performance of women volleyball players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 4, p. 955–961, 2006.

NEWTON, R. U.; KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, K. Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 31, n. 2, p. 323–330, 1999.

NOSAKA, K. et al. Muscle damage induced by electrical stimulation. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, p. 2427–2437, 3 ago. 2011.

NUNOMURA, M. Lesões na Ginástica Artística: Principais incidências e medidas preventivas. **Motriz**, v. 8, n. 1, p. 21–29, 2002.

OÑATE, J. A. et al. Instruction of Jump-Landing Technique Using Videotape Feedback Altering Lower Extremity Motion Patterns. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 6, p. 831–842, 6 jan. 2005.

Optotrak Certus Motion Capture System - Research-Grade Motion Capture System for Life Sciences Applications | NDI. Disponível em: <<http://www.ndigital.com/lifesciences/certus-motioncapturesystem.php>>. Acesso em: 5 nov. 2012.

PAILLARD, T. et al. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. **Sports medicine**, v. 35, n. 11, p. 951–966, 2005a.

PAILLARD, T. et al. L'électrostimulation surimposée à la contraction musculaire volontaire présente-t-elle un intérêt physiologique chez les sujets âgés ? **Annales de Réadaptation et de Médecine Physique**, v. 48, n. 1, p. 20–28, fev. 2005b.

PAILLARD, T. Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. **Sports Medicine**, v. 38, n. 2, p. 161–177, 2008.

PAILLARD, T. et al. Stimulated and voluntary fatiguing contractions of quadriceps femoris differently disturb postural control. **Neuroscience Letters**, v. 477, n. 1, p. 48–51, 2010a.

PAILLARD, T. et al. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction reduces deterioration of both postural control and quadriceps femoris muscle strength. **Neuroscience**, v. 165, n. 4, p. 1471–1475, 2010b.

PAILLARD, T. et al. Disturbance of contralateral unipedal postural control after stimulated and voluntary contractions of the ipsilateral limb. **Neuroscience Research**, v. 68, n. 4, p. 301–306, 2010c.

PAILLARD, T.; LAFONT, C.; DUPUI, P. Effects of electrical stimulation onto posturokinetic activities in healthy elderly subjects. **Science and Sports**, v. 20, n. 2, p. 95–98, 2005.

PAILLARD, T.; NOÉ, F.; EDELIN, O. Effets neuromusculaires de l'électrostimulation transcutanée surimposée et combinée à l'activité volontaire: une revue. **Annales de Réadaptation et de Médecine Physique**, v. 48, n. 3, p. 126–137, abr. 2005.

PEREIRA, L. F. R.; D'ANGELO, M. D. Influência do início da medição da altura do salto vertical na precisão do resultado final. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 7, n. 3, p. 104–108, 1986.

PÉREZ, M. et al. Effects of transcutaneous short-term electrical stimulation on M. vastus lateralis characteristics of healthy young men. **Pflügers Archiv**, v. 443, n. 5–6, p. 866–874, 1 mar. 2002.

PETTE, D.; VRBOVÁ, G. What does chronic electrical stimulation teach us about muscle plasticity? **Muscle & nerve**, v. 22, n. 6, p. 666–677, jun. 1999.

SALMONS, S. Adaptive change in electrically stimulated muscle: a framework for the design of clinical protocols. **Muscle & nerve**, v. 40, n. 6, p. 918–935, dez. 2009.

SHEPPARD, J. M. et al. The effect of assisted jumping on vertical jump height in high-performance volleyball players. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 14, n. 1, p. 85–89, 2011.

SILLEN, M. J. H. et al. Metabolic and Structural Changes in Lower-Limb Skeletal Muscle Following Neuromuscular Electrical Stimulation: A Systematic Review. **PLoS ONE**, v. 8, n. 9, p. e69391, 3 set. 2013.

SILVA, B. A. R. S. et al. Effects of the exercise-induced muscular fatigue on the time of muscular reaction of the fibularis in healthy individuals. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 12, n. 2, p. 75e–79e, 2006.

SOLOMONOW, M. EXTERNAL CONTROL OF THE NEUROMUSCULAR SYSTEM. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-31, n. 12, p. 752–763, 1984.

SON, J.; LEE, D.; KIM, Y. Effects of involuntary eccentric contraction training by neuromuscular electrical stimulation on the enhancement of muscle strength. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 7, p. 767–772, ago. 2014.

STEIN, R. B.; MOMOSE, K.; BOBET, J. Biomechanics of human quadriceps muscles during electrical stimulation. **Journal of biomechanics**, v. 32, n. 4, p. 347–357, 1999.

SUZUKI, Y.; SUNAGAWA, S.; SENJYU, H. Effect of the electrically eccentric muscle training (EEMT) method on walking distance, muscle endurance and strength of the elderly. **Rigakuryoho Kagaku**, v. 26, n. 1, p. 127–131, 2011.

TAKANO, Y. et al. Increasing muscle strength and mass of thigh in elderly people with the hybrid-training method of electrical stimulation and volitional contraction. **Tohoku Journal of Experimental Medicine**, v. 221, n. 1, p. 77–85, 2010.

THIRUNARAYAN, M. A. et al. Comparison of three methods for estimating vertical displacement of center of mass during level walking in patients. **Gait & Posture**, v. 4, n. 4, p. 306–314, out. 1996.

UGRINOWITSCH, C. O ciclo de alongamento e encurtamento e a. **Rev. paul. educ. fis.**, v. 12, n. 1, p. 85–94, jun. 1998.

VANDERTHOMMEN, M. et al. A comparison of voluntary and electrically induced contractions by interleaved ¹H- and ³¹P-NMRS in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 3, p. 1012, 2003.

VANDERTHOMMEN, M. et al. Alteration of muscle function after electrical stimulation bout of knee extensors and flexors. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 11, n. 4, p. 592–599, 2012.

VANDERTHOMMEN, M. et al. Protection against muscle damage induced by electrical stimulation: Efficiency of a preconditioning programme. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 35, n. 4, p. 267–274, 2015.

VELLOSO, J. B. **Sistema para Estimulação Elétrica Funcional (FES-PEB)**. Dissertação de Mestrado—[s.l.] Programa de Engenharia Biomédica-COPPE-UFRJ, jun. 2007.

W. LARRY KENNEY; DAVID L. COSTILL; JACK H. WILMORE. **Fisiologia do Esporte e do Exercício**. 5^a ed. [s.l.] Manole, 2013.

Welcome to Ariel Dynamics. Disponível em: <<http://www.arielnet.com/start/>>. Acesso em: 5 nov. 2012.

YAMAGUCHI, T. et al. Effect of voluntary contraction with electrical stimulation antagonist muscle on agonist H-reflex. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 47, n. 4–5, p. 251–255, 2007.

YANAGI, T. et al. Agonist contractions against electrically stimulated antagonists. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 6, p. 843–848, jun. 2003.

ANEXO 1 – QUESTIONÁRIO DE PERCEPÇÃO



Projeto de pesquisa: Eletroestimulação aplicada à melhora da performance do salto

Nome: _____

Idade: _____ anos

Questionário de percepção:

Quantifique o nível de desconforto gerado pela estimulação elétrica:

Desconforto da eletroestimulação quando você levanta a perna ao mesmo tempo em que recebe o “choque”:

GRAU DE INTENSIDADE DO DESCONFORTO										
	Leve		Moderado			Forte			Insuportável	
Perna direita	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Perna esquerda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Desconforto da eletroestimulação quando você abaixa a perna ao mesmo tempo em que recebe o “choque”:

GRAU DE INTENSIDADE DO DESCONFORTO										
	Leve		Moderado			Forte			Insuportável	
Perna direita	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Perna esquerda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

1.3) Desconforto da eletroestimulação quando você não mexe a perna quando recebe o “choque”:

GRAU DE INTENSIDADE DO DESCONFORTO										
	Leve		Moderado			Forte			Insuportável	
Perna direita	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Perna esquerda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

PÓS-ESTIMULAÇÃO

1) Houve algum desconforto após a eletroestimulação?

Sim	Não

Em caso positivo, assinale abaixo:

GRAU DE DESCONFORTO SENTIDO APÓS A ELETROESTIMULAÇÃO										
	Leve		Moderado			Forte			Insuportável	
Perna direita	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Perna esquerda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

TIPO DE DESCONFORTO				
Sensação de peso	Formigamento	Agulhada	Dor	Outro
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Outro tipo de desconforto? Descreva

Quanto tempo durou o desconforto?

Até 3 horas	Entre 3 e 24 horas	Entre 24 e 72 horas	Mais de 72 horas

2) O desconforto teve uma localização específica? Qual?

3) O desconforto sumiu após o repouso?

Sim	Não

QUESTIONÁRIO DE ESFORÇO:

Quantifique o esforço realizado quando levanta a perna:

Tabela 16. Escala de Borg Modificada – CR 10

	Nenhum	Muito, muito leve	Muito leve	leve	moderada	Pouco intensa	intensa	Muito intensa	Muito, muito intensa	máxima		
D	0	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
E	0	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Quantifique o esforço realizado quando abaixa a perna:

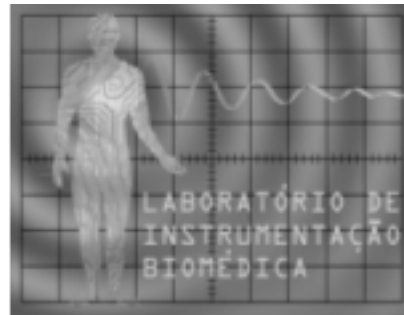
Tabela 17. Escala de Borg Modificada – CR 10

	Nenhum	Muito, muito leve	Muito leve	leve	moderada	Pouco intensa	intensa	Muito intensa	Muito, muito intensa	máxima		
D	0	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
E	0	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

A SER PREENCHIDO PELO EXAMINADOR:

Peso: _____ kg	Altura: _____ m	Perímetro de coxa: _____ cm
_____ª semana de estudo.	Sessão _____	Intensidade da estimulação: _____ mA

ANEXO 2 – CARTAZ-CONVITE



CONVITE À COMUNIDADE PARA PARTICIPAÇÃO EM PESQUISA

Você está convidado a ser voluntário da pesquisa: **Eletroestimulação aplicada à melhora da performance do salto**. O objetivo da pesquisa é o fortalecimento dos músculos da coxa, combinando estímulos elétricos e exercícios. Esses estímulos elétricos são utilizados principalmente por fisioterapeutas, em tratamentos de doenças neuromusculares e para melhorar o resultado do treinamento de atletas. O voluntário não receberá nenhum tipo de recompensa financeira. Você poderá desistir de fazer parte da pesquisa a qualquer momento.

Para maiores esclarecimentos e para se cadastrar como voluntário, entre em contato com Denise Costa, nos seguintes telefones e endereço:

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ,
Centro de Tecnologia - Bloco H sala 327, Cidade Universitária, Ilha
do Fundão, Rio de Janeiro/RJ - CEP 21945-970.

Tel: 21 2562-8586 Email: denisecst@peb.ufrj.br