



DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Análise do comportamento da velocidade de condução do
potencial de ação em exercício isocinético com
produção de fadiga muscular

Ariel Caleb Fernandes Souza

Brasília, Julho de 2013

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DA VELOCIDADE
DE CONDUÇÃO DO POTENCIAL DE AÇÃO EM EXERCÍCIO
ISOCINÉTICO COM PRODUÇÃO DE FADIGA MUSCULAR**

ARIEL CALEB FERNANDES SOUZA

**ORIENTADOR: FABIANO PERUZZO SCHWARTZ
CO-ORIENTADOR: FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA
NASCIMENTO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO**

PUBLICAÇÃO: PGEA.DM 544/2013

BRASÍLIA/DF:JULHO-2013

FICHA CATALOGRÁFICA

SOUZA, ARIEL CALEB FERNANDES

Análise do comportamento da velocidade de condução do potencial de ação em exercício isocinético com produção de fadiga muscular. [Distrito Federal] 2013.

xvii, 116p., 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Dissertação de Mestrado - Universidade Elétrica, 2013) de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica.

- | | |
|----------------------------|----------------------------------|
| 1. Dinamômetro Isocinético | 2. Eletromiografia de Superfície |
| 3. Velocidade de condução | 4. Fadiga muscular |
| I. ENE/FT/UnB | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SOUZA , A. C. F. (2013) Análise do comportamento da velocidade de condução do potencial de ação em exercício isocinético com produção de fadiga muscular. Publicação PGEA.DM 544/2013, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 116p.

CESSÃO DE DIREITOS

NOME DO AUTOR: Ariel Caleb Fernandes Souza.

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO: Análise do comportamento da velocidade de condução do potencial de ação em exercício isocinético com produção de fadiga muscular.

GRAU: Mestre ANO: 2013

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Ariel Caleb Fernandes Souza
Vicente Pires, chc 167 lote 18
72000000 DF- Brasil.

Dedicatória

O temor do SENHOR é o princípio do conhecimento; os loucos desprezam a sabedoria e a instrução. Provérbios 1:7

Quanto mais estudo, mais conheço, mais entendo sobre as coisas, sobre o ser humano, sobre o que existe, mais me convenceo que Deus é, e que tudo foi criado por um ser inteligente, superior. Deus é o engenheiro da vida. Dedico esse trabalho ao autor da minha vida, aquele em quem coloco minha esperança, e tenho certeza que não foi e nem será em vão, Jesus.

Quero agradecer aos meus pais, Paulo e Neire Souza, por todo apoio e suporte nesses anos de luta e por todo carinho e amor que sempre me deram. Nunca desistindo de mim nem deixando que eu desistisse dos meus sonhos. Vocês são minha maior inspiração, meu espelho. Todas as vezes que penso que não vou conseguir lembro-me de suas palavras, de tudo o que vocês passaram para que eu tivesse o que tenho e fosse o que sou. Agradeço por me ensinarem que nada do que vem fácil vale a pena, acho que levei um muito a sério isso. Amo vocês com tudo que há em mim e sempre os honrarei, não apenas com palavras mas com atitudes.

Quero agradecer de forma especial ao Dr. Fabiano Peruzzo Scuhartz, por todo apoio, paciência, suporte e inúmeras horas gastadas para que esse trabalho fosse feito com excelência. Inúmeras reuniões, conselhos, idéias que fizeram com que eu crescesse muito nesse um ano e meio. Lembro-me de uma frase em específico que falaste que me marcou muito e guardo com carinho, pois me motivou bastante ao longo dessa jornada. "Você tem de querer isso mais do que eu". Obrigado.

Meus irmãos e cunhadas, por todas as palavras e incentivos que sempre me dão. Pelos almoços, lanches, jantas que sempre me fornecem e pelo cuidado quando meus pais não estão por perto. Vocês são minha família e os amo muito mesmo, saibam que tudo que conquisto, não o faço sozinho e nem me dou os créditos sozinho, pois sem vocês não seria possível. Agradeço também aos meus tios, tias e primos que também amo muito.

A igreja Ministério Ceifa, por todas as horas que sempre passo ouvindo, aprendendo, recebendo algo que não poderia pagar com todo o dinheiro do mundo. Espero que a cada dia a palavra de Deus seja revelada de forma graciosa através de cada um ali, e toda honra, toda glória, toda majestade, o domínio sejam dados à Deus.

Não poderia faltar o NVC (Núcleo de vida Cristã), eita povo que é benção demais, gosto muito desse grupo, tenho um apreço enorme pelo que vocês representaram em minha carreira na UnB e pelo que vocês representam para aqueles que estão aí agora. Espero que dêem continuidade a esse maravilhoso trabalho. Permaneçam firmes, pois aquele que prometeu é fiel para cumprir.

Ariel Caleb Fernandes Souza

Agradecimentos

O autor expressa sua gratidão às equipes do Laboratório de Biomecânica, da Faculdade de Educação Física, e do Grupo de Processamento Digital de Sinais (GPDS), ambos na Universidade de Brasília, por todo o suporte prestado durante a realização deste trabalho.

Ariel Caleb Fernandes Souza

RESUMO

O presente estudo investiga o comportamento da velocidade de condução (VC) do potencial de ação como indicador da fadiga muscular. Estimativas da VC são comparadas entre três séries isocinéticas por meio da regressão linear, considerados os intervalos de descanso de um e dois minutos. Os sinais eletromiográficos de superfície do músculo vastu lateral foram adquiridos em exercícios de extensão do joelho dominante a $60^\circ/s$, com máxima contração muscular, a partir . Os resultados mostram que a inclinação da VC dentro de uma repetição tem comportamento ascendente. Contudo, quando observada a inclinação ao longo de toda a série, ou entre séries consecutivas, identifica-se uma tendência decrescente, a qual é maior para intervalos curtos de descanso. Esse comportamento sugere a inclinação da VC como um potencial parâmetro ao estudo da fadiga muscular em testes isocinéticos. Foi feita uma análise comparativa de alguns descritores biomecânicos entre sujeitos que apresentaram um melhor desempenho no exercício isocinético denominado grupo Ouro e os demais sujeitos, grupo não Ouro.

ABSTRACT

This study investigates the behavior of conduction velocity (CV) of the action potential as an indicator of muscle fatigue. Estimates of CV are compared between three isokinetic series through linear regression, considering rest intervals of one and two minutes. The surface electromyographic signals were recorded from vastus lateralis muscle during the exercises of maximal concentric repetitions of dominant knee extension at $60^\circ/s$. The results show that the slope of CV has an ascending behavior within a repetition . However, when observed along the whole set, or between consecutive sets, a decreasing trend may be identified, which is higher for shorter rest intervals. This behavior suggests the CV slope as a potential parameter for the study of muscle fatigue in isokinetic tests. We conducted a comparative analysis of some biomechanical descriptors , between subjects who performed better in isokinetic exercise, called Gold group and other subjects, not Gold group.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
2.1	MÚSCULO ESTRIADO ESQUELÉTICO	3
2.1.1	CONTRAÇÃO MUSCULAR	6
2.1.2	ENERGIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR	8
2.1.3	MECÂNICA DA CONTRAÇÃO	9
2.1.4	TIPOS DE FIBRA	10
2.1.5	POTENCIAL DE AÇÃO	11
2.2	FADIGA MUSCULAR	19
2.2.1	FADIGA DE ORIGEM CENTRAL	19
2.2.2	FADIGA DE ORIGEM PERIFÉRICA	20
2.3	DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO	22
2.4	ELETROMIOGRAFIA	23
2.4.1	AQUISIÇÃO	24
2.4.2	DESCRITORES ELETROMIOGRÁFICOS	24
2.4.3	ESTIMATIVA DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO	25
3	METODOLOGIA	27
3.0.4	ESTIMATIVA DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS E ELETROMIOGRÁFICOS	28
4	RESULTADOS	35
4.1	ESTIMATIVAS DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO NOS SUJEITOS OURO	35
4.1.1	ANÁLISE DOS RESULTADOS DO GRUPO OURO	37
4.2	COMPARAÇÃO DOS DESCRITORES ELETROMIOGRÁFICOS E BIOMECÂNICOS ENTRE SUJEITOS OURO E NÃO OURO	39
4.2.1	INSPEÇÃO VISUAL DO TORQUE E VELOCIDADE DE CONDUÇÃO	40
4.2.2	ANÁLISE DO PICO DE TORQUE	42
4.2.3	TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA	43
4.2.4	REGRESSÃO DO TORQUE NA FASE ISOCINÉTICA POR UMA GAUSSIANA	47
4.2.5	DERIVADA DO TORQUE E ANÁLISE PELA TRANSFORMADA DE FOURIER	48

5	CONSIDERAÇÕES FINAIS E CONCLUSÕES	52
5.1	SUJESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	54
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	55
	ANEXOS	61
I.1	MEODOLOGIA DO EXPERIMENTO	62
I.1.1	SUJEITOS	62
I.1.2	AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOMECÂNICOS	62
I.2	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIMENTO - TCE	65
I.3	COMITÊ DE ÉTICA	67
I.4	ROTINAS EM MATLAB	69
I.5	ARTIGOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS DURANTE O CURSO DE MESTRADO	69
I.6	TABELAS	70
I	FIGURAS	73
I.1	SUJEITO OURO	73
I.1.1	IR DE 1 MINUTO	74
I.1.2	IR DE 2 MINUTOS	77
I.2	SUJEITO OURO	80
I.2.1	IR DE 1 MINUTO	81
I.2.2	IR DE 2 MINUTOS	84
I.3	SUJEITO NÃO OURO	87
I.3.1	IR DE 1 MINUTO	88
I.3.2	IR DE 2 MINUTOS	91
I.4	SUJEITO NÃO OURO	94
I.4.1	IR DE 1 MINUTO	95

LISTA DE FIGURAS

2.1	Músculo estriado esquelético.(retirado de [1] com modificações.)	4
2.2	Filamentos de actina, miosina, troponina e tropomiosina encontrado nas fibras musculares. (retirado de [2] com modificações)	5
2.3	Túbulos-T da fibra muscular. (Retirado de [2] com modificações).....	7
2.4	Miofilamento fino e grosso. (Retirado de [3] com modificações.)	8
2.5	Abalo na contração muscular.(Retirado de [3] com modificações.).....	10
2.6	Tipos de Fibras musculares.(Retirado de [2] com modificações.).....	11
2.7	Alterações do potencial de membrana em resposta a um estímulo sublimiar, evocando resposta passiva, e a um supralimiar deflagrando um potencial de ação (Retirado de [4] com alterações).	12
2.8	Representação esquemática do modelo de estrutura da membrana. (Retirado de [5] com modificações.)	14
2.9	Descrição funcional do canal da membrana. (Retirado de [6] com modificações.)	16
2.10	1- Estado de repouso: Todos os canais de Na^+ e K^+ regulados estão fechados (comporta de ativação do Na^+ fechada; comporta de inativação aberta) 2- Fase despolarizante: abertura dos canais de Na^+ 3- Fase repolarizante: canais de Na^+ inativados, abertura dos canais de K^+ 4- Hiperpolarização: canais de K^+ permanecem abertos; canais de Na^+ restaurados. (Retirado de [6] com modificações.)	17
2.11	Propagação do PA e sua relação com o chaveamento dos ions (Retirado de [4] com modificações.).....	18
2.12	Dinamômetro Isocinético Biodex system 3 pro. (Retirado de www.biodex.com).....	23
2.13	Esquemático do eletrodo com duplo diferencial (retirado de [7] com alterações).....	24
2.14	Esquema de aquisição de sinais eletromiográficos com canais diferenciais simples (Retirado de [8] com alterações).	25
3.1	Sinais biomecânicos e de EMG-S	28
3.2	Arquiteura de instrumentação integrada utilizada na aquisição dos dados biomecânicos e eletromiográficos (Retirado de [9] com autorização).	28
3.3	Fases do isocinético: aceleração (<i>acceleration-ACC</i>), fase de oscilação da velocidade (<i>velocity overshoot-VO</i>), fase isocinética na região de carga (<i>isokinetic load range-ILR</i>) e desaceleração (<i>deceleration-DEC</i>).	29
3.4	ARV em uma série com dez repetições.	30
3.5	RMS em uma série com dez repetições.	31
3.6	MDF em uma série com dez repetições.	31

3.7	MNF em uma série com dez repetições.	31
3.8	Intervalos de tempo para estimativa do RFD (Retirado de article:Schwartz:2012 com autorização).	34
4.1	Valores estimados da velocidade de condução, em cada repetição isocinética, com destaque para a fase ILR da segunda repetição (R2) em que ocorre o pico de torque da série.	36
4.2	Estimativas da VC com a respectiva regressão linear na repetição de maior pico de torque da série.	36
4.3	Retas da regressão linear das série 1,2 e 3 com 1 e 2 minutos de descanso entre elas com seus respectivos índices de fadiga médio.	37
4.4	Duas Repetições consecutivas(4 e 5) de um sujeito do grupo não Ouro, com IF positivo e negativo respectivamente.	39
4.5	Torque da segunda repetição (na fase ILR) da série um com um minuto de descanso entre séries de um sujeito do grupo Ouro.	40
4.6	Torque da terceira repetição (na fase ILR) da série três com um minuto de descanso entre séries de um sujeito do grupo não Ouro.	41
4.7	Estimativas da velocidade de condução da terceira repetição (na fase ILR) da série três com um minuto de descanso entre séries de um sujeito do grupo não Ouro.	41
4.8	Pico de torque de uma série com dez repetições.	42
4.9	Regressão dos picos de torque entre séries com IR de um minuto e dois minutos.	43
4.10	Demonstração visual das RFDs calculadas para um sujeito não Ouro na repetição de maior pico de torque na série três com um minuto de descanso entre as séries.(RFD _{7N} , é a taxa RFD desde 7N até o pico de torque; RFD _{vel0} , é a RFD desde o ponto onde a velocidade é igual a zero; RFD _s , é a RFD a partir do início da fase isocinética da repetição; RFD _D , é a RFD calculada desde o pico de torque da repetição até o final da fase isocinética.)	44
4.11	RFD _s nas séries 1, 2 e 3 com 1 minuto de descanso entre séries, nas dez repetições. .	45
4.12	RFD _s da repetição de pico de torque entre as séries 1,2 e 3 para IR de 1 e 2 minutos. .	45
4.13	RFD _D na série 1 com 1 minuto de descanso entre séries, nas dez repetições.	46
4.14	RFD _D da repetição de pico de torque entre as séries 1,2 e 3 para IR de 1 e 2 minutos. .	46
4.15	Repetição de pico de torque máximo da série com regressão gaussiana na fase ILR (Grupo não Ouro).	48
4.16	Repetição de pico de torque máximo da série com regressão gaussiana na fase ILR (Grupo Ouro).	48
4.17	Derivada do torque na repetição de pico de torque da série de um sujeito Ouro.	49
4.18	Derivada do torque na repetição de pico de torque da série de um sujeito não Ouro. .	49
4.19	FFT da fase ILR do Sujeito 1 (grupo Ouro).	49
4.20	FFT da fase ILR na repetição de pico de torque de doze sujeitos.	51
1	Arquitetura de instrumentação integrada utilizada na aquisição dos dados biomecânicos e eletromiográficos (Retirado de [9] com autorização).	64
2	Termo de Compromisso e Esclarecimento - TCE(pg1)	65

3	Termo de Compromisso e Esclarecimento - TCE (pg 2).....	66
4	Comitê de ética	68
I.1	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro.	74
I.2	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (Derivado do Torque).....	75
I.3	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (FFT da Derivado do Torque).	76
I.4	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro.	77
I.5	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (Derivado do Torque).....	78
I.6	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (FFT da Derivado do Torque).	79
I.7	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro.	81
I.8	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (Derivado do Torque).....	82
I.9	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (FFT da Derivado do Torque).	83
I.10	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro.	84
I.11	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (Derivado do Torque).....	85
I.12	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (FFT da Derivado do Torque).	86
I.13	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro.....	88
I.14	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (Derivado do Torque).....	89
I.15	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (FFT da Derivado do Torque).	90
I.16	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro.....	91
I.17	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (Derivado do Torque).....	92
I.18	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (FFT da Derivado do Torque).	93
I.19	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro.....	95
I.20	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (Derivado do Torque).....	96
I.21	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (FFT da Derivado do Torque).	97
I.22	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro.....	98
I.23	Tela do progama: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (Derivado do Torque).....	99

I.24 Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (FFT da Derivado do Torque).	100
---	-----

LISTA DE TABELAS

4.1	Índice de fadiga médio dos sujeitos do grupo Ouro.	37
4.2	Coefficiente de Relação das Inclinações entre as séries do exercício isocinético para os intervalos de descanso entre séries de 1 e 2 minutos, determinados por meio dos índices de fadiga médios de cada série.....	38
4.3	Valor médio das Picos de Torque nas séries com IR de 1 e 2 minutos	42
4.4	Valor Normalizado da RFD para as dez repetições.	44
4.5	Wilcoxon Signed Rank test para comparação entre series, com 1 minuto de descanso entre si, dos valores totais da fase Isocinética.	45
4.6	Wilcoxon Signed Rank test para comparação entre series, com 2 minutos de descanso entre si, dos valores totais da fase Isocinética.	46
4.7	Valores médio e desvio padrão da RFD de S-Subida e D-Descida na fase ILR (repetição de PT da série) dos grupos Ouro e não ouro.	47
4.8	Valores médio e desvio padrão do RMSE dos grupos Ouro e não ouro.	47
1	Descritores da série 1 com IR de 1 minuto.	70
2	Descritores da série 2 com IR de 1 minuto.	70
3	Descritores da série 3 com IR de 1 minuto.	71
4	Descritores da série 1 com IR de 2 minutos.....	71
5	Descritores da série 2 com IR de 2 minutos.....	72
6	Descritores da série 3 com IR de 2 minutos.....	72

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

R constante real dos gases $\left[\frac{\text{J}}{\text{mol}\cdot\text{K}}\right]$

Símbolos Gregos

Δ Variação entre duas grandezas similares

Siglas

Act-F	actina filamentosa
Act-G	actina globular
ADP	adenosina difosfato
ATP	adenosina trifosfato
ARV	<i>Average rectified value</i> ou valor retificado médio
CP	Fosfato de creatina
C_p	concentração
CRI	coeficiente de relação das inclinações
DEC	<i>Deceleration phase</i> ou fase de desaceleração no exercício isocinético
DI	dinamometria isocinética
D + p	coeficiente de difusão
EMG-S	eletromiografia de superfície
F	constante de faraday
FAF	fadiga de alta frequência
FBF	fadiga de baixa frequência
FFT	<i>Fast fourier transform</i> ou transformada rápida de fourier
IEM	interferência eletromagnética
IF	índice de fadiga
ILR	<i>Isokinetic load range</i> ou faixa do exercício isocinético em que o dinamômetro oferece resistência ao movimento e a velocidade é constante
IR	intervalo de recuperação
MDF	<i>Median frequency</i> ou frequência mediana
MNF	<i>Mean frequency</i> frequência de potência média
N_a	número de canais abertos
N_f	número de canais fechados
PA	potencial de Ação
P_K	permeabilidade da membrana ao potássio
P_{Na}	permeabilidade da membrana ao sódio
PT	pico de torque
RFD	<i>Ratio of force development</i> ou taxa de desenvolvimento da força
RLNPT	regressão normalizada do pico de torque
RMS	<i>Root mean square</i> ou raiz média quadrática
RMSE	<i>Root mean square error</i> ou raiz média quadrática do erro
RNA	rede neural artificial
ROM	<i>range of motion</i> ou extensão (faixa) do movimento
RS	retículo sarcoplasmático
SNC	sistema nervoso central
SNR	<i>Signal to noise ratio</i> ou relação sinal ruído
TnC	troponina C
TnI	troponina I
TnT	troponina T
UM	unidade motora
VO	<i>Velocity overshoot</i> ou artefato de oscilação da velocidade no exercício

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

Nas últimas décadas, a utilização do dinamômetro isocinético (DI) tem crescido continuamente no meio acadêmico pela possibilidade de se avaliar, de forma científica, parâmetros biomecânicos do exercício assistido como: torque, velocidade e posição angular. Também a eletromiografia tem sido utilizada em vários experimentos no intuito de avaliar o comportamento espectral e temporal da contração muscular, ou seja, dos potenciais de ação dentro da atividade.

A velocidade de propagação do potencial de ação gerado pela atividade de uma unidade motora (UM) no músculo é chamado de velocidade de condução (VC). A VC é um parâmetro fisiológico relacionado ao tipo de fibra, concentração de íons, pH e variação dos disparos da UM [10]. Estimativas da VC podem ser obtidas por meio da eletromiografia de superfície (EMG-S), considerando o sinal resultante da superposição das UMs, utilizada para se inferir a estratégia de recrutamento do músculo. A estimativa da VC se dá pela determinação do atraso entre dois sinais adquiridos na direção longitudinal do músculo entre eletrodos dispostos a uma distância fixa (arranjo de eletrodos) [11].

A fadiga pode ser definida como a redução na habilidade de um músculo em gerar força ou potência durante um exercício induzido [12, 13, 14]. Inúmeros métodos têm sido utilizados na expectativa de se explicar o fenômeno da fadiga muscular. Para contrações isométricas pode-se observar por meio da EMG-S, em geral, um aumento da amplitude dos sinais de EMG-S e uma compressão do seu espectro característico para as menores frequências, quando o músculo avança para o estado de fadiga [15]. O decréscimo na VC da fibra muscular também é considerado uma manifestação mioelétrica da fadiga [16]. Outra abordagem diz respeito à estimativa da força de contração muscular (torque), que decresce com a produção da fadiga. Com o progresso da fadiga, novas UMs são recrutadas no músculo com a finalidade de manutenção do exercício.

1.2 Definição do problema

No dia a dia, o ser humano, depara-se com uma quantidade enorme de movimentos que exigem um condicionamento físico mínimo necessário para sua execução. Algumas doenças também estão relacionadas à fadiga muscular precoce de alguns membros e à reabilitação dos mesmos. No meio esportivo a resistência à fadiga pode definir a trajetória de sucesso de um atleta. O problema consiste em identificar antecipadamente ou em tempo real as condições em que o sujeito vai "entrar em fadiga".

A maior dificuldade para se estimar a fadiga em termos de descritores eletromiográficos está atrelada aos componentes de frequência inseridos por artefatos de movimento. Em condições dinâmicas, o conteúdo de frequência do sinal muda ao longo do tempo. Não-estacionariedades do sinal de EMG-S podem ser classificadas como lentas ou rápidas [17]. As lentas são, normalmente, devido ao acúmulo de metabólitos que afetam o pH dos fluidos intersticiais do músculo, o que implica na redução da VC. As rápidas são, em geral, relacionadas aos fatores biomecânicos. A articulação sofre constantes mudanças em seu ângulo e posição, ao mesmo tempo em que vários músculos trabalham em conjunto para realizar movimento, o que pode resultar em rápidas mudanças no recrutamento/desrecrutamento de UMs, podendo introduzir não estacionariedades no sinal de EMG-S. Além disso, os músculos frequentemente mudam sua posição em relação aos eletrodos de aquisição. A modificação do espectro de frequência do sinal de EMG-S também se dá em função de variações da força muscular [18] e do comprimento do músculo. O objetivo principal deste estudo é avaliar o comportamento da VC durante exercício de contração máxima realizado em DI, com produção de fadiga. Para minimizar os efeitos decorrentes dos artefatos de movimento, foram utilizados arquitetura e protocolo apropriados ao exercício dinâmico [9].

A investigação deste descritor eletromiográfico é de suma importância para a melhor compreensão dos mecanismos que envolvem o movimento humano, bem como o seu comportamento ao longo das atividades exercidas. O estudo aprofundado dessas relações, suas interações e avaliações estatísticas que sustentam hipóteses sugeridas fazem parte do escopo e objetivo deste trabalho, observando-se uma correlação entre a inclinação da reta de regressão da VC, em cada repetição isocinética, com o estado de fadiga.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

O presente capítulo procura explicar de forma clara o objeto de estudo da dissertação, o músculo, suas interações celulares, suas atividades elétricas e interações necessárias para a geração do movimento no corpo humano. O grande objetivo é explanar como e porque ocorre a fadiga muscular de acordo com a literatura conhecida e consolidada por inúmeros cientistas. Grande parte dos estudos da fisiologia humana estão bastante avançados, com teorias e conceitos embasados em anos de pesquisas, porém muito ainda falta a ser pesquisado para uma melhor compreensão sobre tais mecanismos e eventos sob a ótica de instrumentos não invasivos e na análise em tempo real de descritores biomecânicos e eletromiográficos.

A grande maioria dos músculos estriados esqueléticos está associada ao esqueleto e garante a execução de movimentos e posturas do nosso corpo; faz exceção a musculatura que forma os esfíncteres (anais e vesicais) e a que está associada à expressão facial. A possibilidade de realizar os movimentos desejados (ou intencionados) torna-se possível graças ao controle voluntário que temos sobre a musculatura esquelética. O presente trabalho foca no estudo do músculo estriado esquelético (vasto lateral), devido a maior aplicabilidade dos movimentos realizados por este grupo muscular na investigação da fadiga (em humanos).

2.1 Músculo estriado esquelético

O músculo estriado esquelético é inervado pelo sistema nervoso central. Como se encontra em parte sob controle consciente, chama-se músculo voluntário. Nos animais vertebrados, a musculatura esquelética corresponde aproximadamente a 40% do peso corporal e os demais tipos de tecido muscular (liso e cardíaco), 10%. O músculo estriado desempenha outras funções como gerar calor

(termorregulação) e, em condições de jejum prolongado, disponibilizar aminoácidos das proteínas musculares para o fígado (através da neoglicogênese). O músculo esquelético é um órgão especializado na transformação de energia química em movimento (energia mecânica), desenvolvido para otimizar esta função utilizando um conjunto bem ordenado de proteínas relacionadas com o movimento [19]. Os músculos podem movimentar partes do corpo porque cada extremidade de um músculo está presa a um osso por meio de um tendão que muitas vezes se estende sobre uma articulação. Os músculos deslocam dois ou mais ossos através de uma articulação móvel, ou então, deslocam tecidos. A maioria das articulações possui dois grupos de músculos funcionalmente distintos: os músculos flexores, que em atividade diminuem o ângulo articular, e os extensores, cuja ação antagonística aumenta o ângulo [1].

Para que o músculo possa manter a sua atividade, ele necessita de energia metabólica. O suprimento energético imediato para a contração muscular é a adenosina trifosfato (ATP). Quando ele é hidrolisado, parte da energia liberada é utilizada para a geração de força mecânica e a outra parte é perdida na forma de calor. Como a disponibilidade de ATP é pequena nas fibras musculares, é necessária uma fonte adicional de energia como o fosfato de creatina que transfere o grupo fosfórico para o difosfato de adenosina e restaura rapidamente os níveis de ATP. Como a fonte de fosfato de creatina é muito limitada, num exercício muscular prolongado, o ATP passa a ser obtido pela oxidação completa de carboidratos e de ácidos graxos. A fonte de carboidrato muscular é armazenada na forma de glicogênio (cerca de 0,5 a 2% do peso muscular fresco) e contribui com cerca de 100 vezes mais do que a fonte de fosfato de creatina.

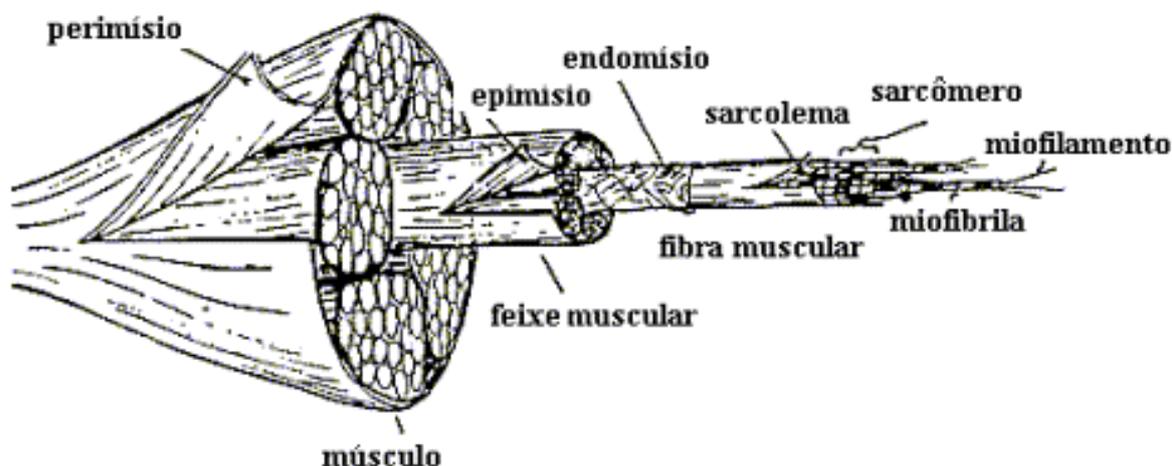


Figura 2.1: Músculo estriado esquelético.(retirado de [1] com modificações.)

Os 600 músculos esqueléticos do corpo humano são compostos de centenas à centenas de milhares de células alongadas, multinucleadas chamadas fibras-musculares (Figura 2.1). Cada fibra contém as proteínas contráteis Miosina, Actina, Troponina e Tropomiosina, onde o primeiro compõem os filamentos grossos e os outros compõem os filamentos finos. As moléculas de tropomiosina, no estado de repouso, cobrem os pontos ativos da actina, impedindo a ligação com a miosina (con-

tração). A troponina é um complexo de três moléculas globulares: troponina I (que tem afinidade pela actina); troponina C (afinidade pelos íons de cálcio) e troponina T (afinidade pela tropomiosina). Esses estão dispostos paralelamente nas miofibrilas que compõem as fibras (Figura 2.2). As miofibrilas estão também paralelamente arranjadas e apresentam um padrão de bandas escuras e claras dispostas em série, que dão o caráter de estrias às fibras de tais músculos [1]. A porção de uma miofibrila localizada entre duas linhas Z é denominada sarcômero.

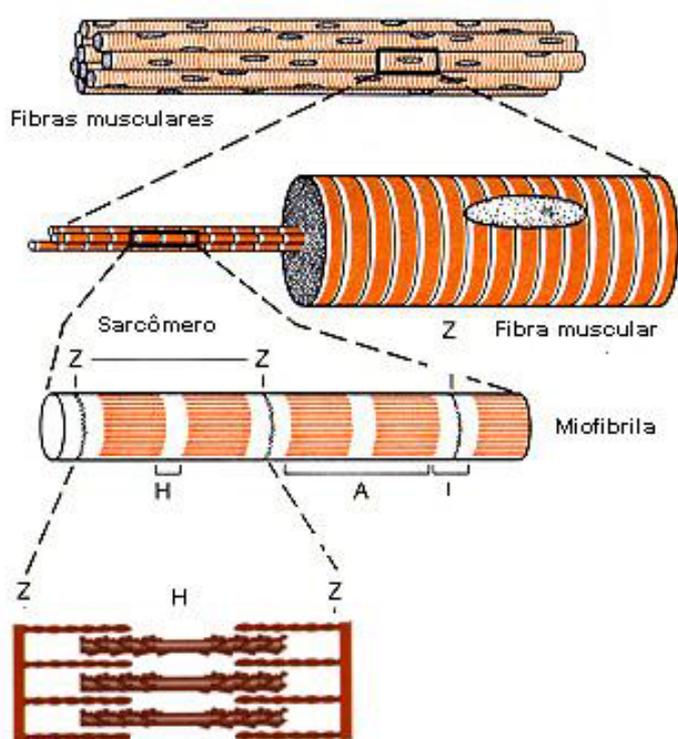


Figura 2.2: Filamentos de actina, miosina, troponina e tropomiosina encontrado nas fibras musculares. (retirado de [2] com modificações)

Conforme pode-se observar na Figura 2.1 os ventres musculares compõem-se em feixes que se dividem em septos musculares. Os septos musculares se arranjam em envoltórios conjuntivos, formando os fascículos. Os fascículos são grupos de miócitos ou fibras musculares. As fibras musculares são miócitos ou células musculares que possuem no seu interior centenas de componentes contrácteis denominados miofibrilas. Cada miofibrila possui cerca de 3000 filamentos leves de actina e 1500 filamentos pesados de miosina, sendo que estes e seus componentes histofisiológicos estão relacionados com as interações bioquímicas que promovem um mecanismo biomecânico de encurtamento e relaxamento de estruturas e filamentos citoesqueléticos [1]. Uma fibra muscular só recebe a inervação de um único motoneurônio, mas o motoneurônio pode inervar várias fibras musculares. Chama-se de unidade motora o motoneurônio e as fibras musculares por ele inervadas. O tamanho das UMs varia: pode-se encontrar UMs com relações de inervação de um único motoneurônio inervando 1700 fibras musculares ou apenas dezenas. Quanto menor é um músculo e menos fibras

musculares um motoneurônio controla maior será a precisão motora como é o caso dos músculos oculares extrínsecos.

Os motoneurônios que inervam as fibras musculares são todos mielinizados e são do tipo A α cujos axônios ao se aproximarem das fibras musculares ramificam-se e perdem a bainha de mielina. Os terminais se justapõem a uma depressão do sarcolema denominada placa motora. Os receptores para a Ach são nicotínicos (ionotrópicos) e ao se ligarem a Ach abrem canais iônicos causando influxo resultante de Na^+ [19]. O potencial elétrico despolarizante é chamado potencial de placa motora. A onda de despolarização propaga-se para fora da placa abrindo canais de Na^+ e K^+ voltagem dependentes distribuídos ao longo de todo o sarcolema e dos túbulos T. Isso significa que potenciais de ação (PA) são gerados e propagados pela membrana da fibra muscular, cuja frequência é proporcional a frequência de estimulação do neurônio motor.

Cada impulso nervoso libera cerca de 60 vesículas de Ach e cada vesícula contém 10.000 moléculas de Ach, quantidade suficiente para ativar os receptores pós-sinápticos e desencadear um potencial de placa completo. Entretanto, mesmo em repouso, pacotes de Ach são liberados espontaneamente, produzindo "microdespolarizações" na membrana pós-sináptica. A despolarização causada por um pacote de vesícula (quanta) é denominada potencial de placa em miniatura com amplitude de 0,5mV insuficiente para causar o PA na fibra. Somente com a chegada de estimulação nervosa e com a liberação de vários quanta de vesículas de ACh é que se torna possível a produção de um potencial de placa capaz de causar o PA.

2.1.1 Contração Muscular

A contração é definida como a ativação das fibras musculares com a tendência destas se encurtarem. Ocorre quando o cálcio citosólico ($[Ca^{2+}]_i$) aumenta disparando uma série de eventos moleculares que levam à interação entre miosina e actina, ocorrendo o deslizamento desta última sobre os filamentos grosso e o encurtamento dos sarcômeros em série [19].

2.1.1.1 Acoplamento Excitação-Contração

A despolarização do sarcolema da fibra muscular esquelética se propaga da superfície para o interior da fibra através dos túbulos-T (Figura 2.3). Junto aos túbulos se encontram as cisternas do retículo sarcoplasmático (RS) formando com o túbulo T uma estrutura denominada Tríade. Na membrana dos túbulos se encontram proteínas integrais que se transfixam chamadas Proteínas DHP por terem afinidade por dihidropiridina, substância inibidora da abertura de seus canais cálcio-seletivos intrínsecos. A despolarização do túbulo T induz a alteração da conformação das proteínas DHP. Esta modificação é transmitida aos podócitos que se encontram em contacto com tais proteínas. Os podócitos são projeções citoplasmáticas de proteínas integrais da membrana do retículo sarcoplasmático, chamadas Proteínas Receptoras de Rianodina, cuja isoforma na musculatura esquelética é abreviada por RyR1. Estas proteínas se encontram concentradas na face da cisterna em contacto

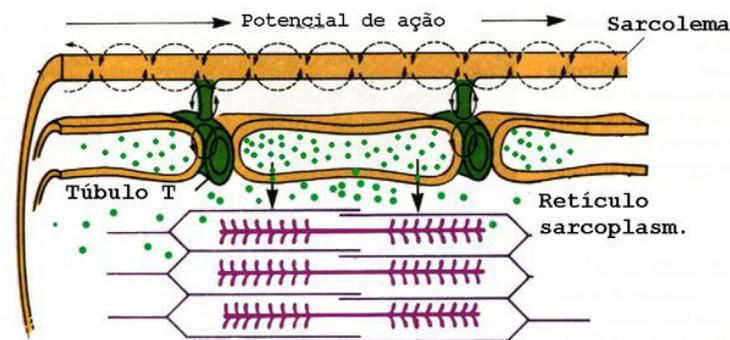


Figura 2.3: Túbulos-T da fibra muscular. (Retirado de [2] com modificações)

com o túbulo T e contêm canais intrínsecos seletivos ao cálcio. Uma vez ativado o RyR1 pela alteração de conformação da proteína DHP induzida pela despolarização que atingiu os túbulos T, os seus canais são abertos efluindo cálcio do retículo para o citoplasma da fibra muscular. A mudança de conformação de RyR1 se transmite à outra proteína ligada a este receptor, chamada Triadina. Esta última mobiliza o cálcio ligado à Parvalbumina, Calsequestrina e Reticulina, todas encontradas no interior do RS e em contato entre si, que liberam mais cálcio. Este íon sai pelo canal de RyR1, que se encontra aberto, contribuindo para um maior aumento do cálcio citosólico [19].

O filamento grosso é constituído por moléculas de miosina, dispostas ordenadamente. Cada molécula de miosina é constituída por dupla hélices enroladas entre si e numa das extremidades se encontram duas cabeças globulares (Figura 2.4). O seu arranjo é regular de tal maneira que as cabeças se dispõem de maneira helicoidal, separadas por $14,5\text{nm}$. Existem 294 moléculas por filamento grosso. Como as cabeças têm atividade ATPásica existem 588 sítios com tal propriedade. O filamento grosso se encontra no centro de um hexágono em cujos vértices se encontram dispostos os filamentos finos. Estes são formados por cadeias peptídicas em forma de dupla hélice. Uma das extremidades destas cadeias é dobrada, formando uma massa globular chamada de cabeça e, a outra ponta é chamada de cauda. Estes filamentos apresentam pequenas projeções laterais denominadas pontes cruzadas. As ligações entre as pontes cruzadas da miosina com os filamentos de actina resultam na contração.

O filamento fino é constituído por actina filamentosa (Act-F), que é formada por dois filamentos de actina globular (Act-G) entrelaçados, por tropomiosinas fixadas sobre Act-F por troponina em intervalos de 7 Act-Gs. A troponina é composta de três subunidades chamadas Troponina C (que tem afinidade por Cálcio, TnC), Troponina I (TnI) e Troponina T (TnT). A subunidade TnI está ligada a uma das Act-Gs e a subunidade TnT à Tropomiosina e a TnC ligada a estas duas subunidades. O cálcio ao se ligar à TnC faz com que o conjunto modifique a sua conformação desligando TnI da Act-G/F, simultaneamente deslocando a tropomiosina, expondo os sítios das Act-Gs permitindo a interação com as projeções das cadeias de miosina. Numa reação que envolve a hidrólise de ATP, tem-se o deslizamento dos filamentos finos em relação aos filamentos grossos, com conseqüente encurtamento dos sarcômeros (aproximação dos discos Z), com a produção de

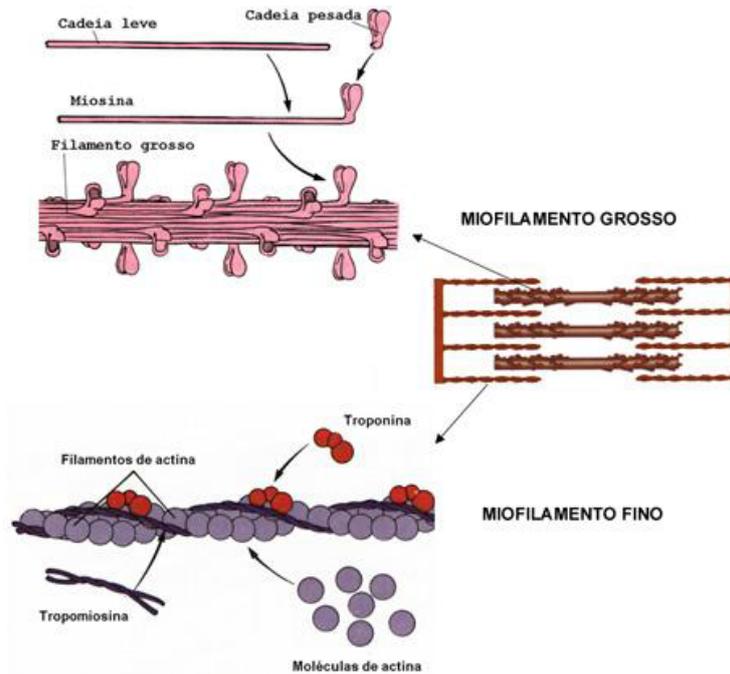


Figura 2.4: Miofilamento fino e grosso. (Retirado de [3] com modificações.)

força ao longo da miofibrila. A formação de pontes entre Act-F e miosina é reversível, na presença de ATP, ocorrendo com a modificação da posição da cabeça da miosina de 45 à 90 graus, tendo um deslocamento de 100 Angstroms. A energia deste processo provem da hidrólise de ATP, liberando ADP e Pi (processo de transdução de energia) [19].

Se não vierem comandos do SNC por meio dos motoneurônios, a fibra muscular deixa de gerar PA e como consequência, os canais de Ca^{++} voltagem-dependentes se fecham. A moléculas de ATPase Ca^{++} dependente situadas sobre a membrana da cisterna sequestra ativamente os íons de volta para dentro do retículo. Com a troponina sem o Ca^{++} , a tropomiosina volta a impedir a ligação da miosina com a actina, provocando o relaxamento muscular.

2.1.2 Energia da contração Muscular

A contração muscular se dá pelo consumo de energia proveniente da hidólise do ATP, apesar de quase 80% da energia gasta se transformar em calor, a deficiência energética deve ser saldada, mesmo durante o processo contrátil, já que é necessário um novo suprimento de ATP para a desconexão da actina com a miosina. Após a liberação para a contração proveniente da quebra do $ATP(ATp \rightarrow ADP + P_i)$, o ADP é refosforilado a ATP através do fornecimento de fosfato pela fosfocreatina ($ADP + fosfocreatina \rightarrow ATP + creatina$), este ATP é fornecido, de modo mais imediato, pela disponibilidade de fosfocreatina, que é formada através do armazenamento do ATP em sua molécula ($creatina + ATP \rightarrow ADP + fosfocreatina$), que é fornecido por duas vias metabólicas [20].

2.1.2.1 Via anaeróbica e aeróbica

O sistema $ATP - CP$ ou anaeróbico alático é o primeiro a agir, já que o mesmo não depende da presença de oxigênio, logo não há formação de ácido láctico, o organismo lança mão de suas reservas "emergenciais", usando a proveniente do sistema $ATP - CP$ ou adenosina trifosfato-fosfato de creatina.

A reserva de ATP é consumida em dois segundos, devido a sua concentração celular ser, em média, $2,43\text{mmoles}/100\text{g}$ de tecido seco, então o organismo passa a utilizar a reserva de creatina-fosfato (CP), calculada em termos de $6,78\text{mmoles}/100\text{g}$ de tecido seco, que é consumido em 0,10s de exercício. Devido às concentrações destes sistemas eles liberam grande energia em um espaço pequeno de tempo [2].

O metabolismo glicolítico ou anaeróbico láctico é utilizado quando há necessidade de maior disponibilidade energética no músculo, o glicogênio volta à forma de glicose e por uma série de reações, onde a enzima chave é a fosfofrutoquinase, chega à ácido pirúvico. Em condições onde a taxa de oxigênio é baixa o ácido pirúvico é metabolizado formando duas unidades de ATP e ácido láctico, que opera por cerca de 30-40 s de exercício intenso.

Já na presença de oxigênio, o ácido pirúvico formado pela glicose, vai até acetilcoenzima A, que através das etapas do ciclo de Krebs¹, ou do ácido cítrico, dará origem a 38 moléculas de ATP, água e gás carbônico [2]. Por utilizar oxigênio, esta via é denominada de aeróbica.

2.1.3 Mecânica da contração

O sistema contrátil depende da concentração de Ca^{++} disponível no mioplasma, ou seja, da frequência com que as fibras musculares da unidade motora estão sendo estimuladas. Para cada PA em uma UM, ocorre um abalo mecânico (espasmo muscular) ou uma breve contração seguida de relaxamento. O abalo começa em 2ms após o início da despolarização e sua duração varia de acordo com tipo de fibras musculares, ou seja, se são de contração rápida ou lenta .

Cada abalo apresenta uma resposta mecânica do tipo tudo-ou-nada; se um segundo estímulo for aplicado antes que o relaxamento do primeiro abalo tenha começado, haverá uma superposição das respostas mecânicas que se denomina somação, resultando numa tensão maior. A aplicação

¹O ciclo de Krebs é uma rota anfibólica, ou seja, possui reações catabólicas e anabólicas, com a finalidade de oxidar a acetil-CoA (acetil coenzima A), que se obtém da degradação de carboidratos, ácidos graxos e aminoácidos a duas moléculas de CO_2 . Este ciclo inicia-se quando o piruvato que é sintetizado durante a glicólise é transformado em acetil CoA (coenzima A) por ação da enzima piruvato desidrogenase. Este composto vai reagir com o oxaloacetato que é um produto do ciclo anterior formando-se citrato. O citrato vai dar origem a um composto de cinco carbonos, o alfa-cetoglutarato com liberação de $NADH_2$, e de CO_2 . O alfa-cetoglutarato vai dar origem a outros compostos de quatro carbonos com formação de GTP, $FADH_2$ e $NADH$ e oxaloacetato.

de estímulos cada vez mais frequentes produzirá contrações musculares sustentadas e uniformes denominada tétano (Figura 2.5). A força desenvolvida num tétano perfeito é 4 vezes maior quando comparada a um abalo isolado.

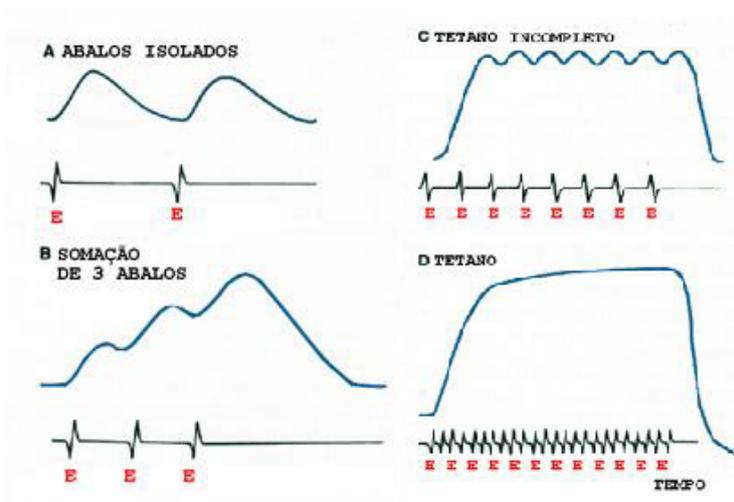


Figura 2.5: Abalo na contração muscular.(Retirado de [3] com modificações.)

Durante a fase das somações, registra-se o que se chama "fenômeno da escada". Assim, uma maneira de aumentar a força de contração máxima de uma UM é aumentando a frequência de estimulação das unidades musculares. Além da frequência de estimulação da unidade motora, o desempenho mecânico do músculo como um todo depende da quantidade de UMs em atividade. Para se aumentar o desempenho mecânico de um músculo isso pode ser feito recrutando-se a atividade de todas as suas UMs. É por causa dessa organização morfo-funcional que se pode graduar precisamente a força muscular, do contrário, se todas as fibras musculares de um músculo fossem inervadas por um único motoneurônio, todas as fibras musculares se contrairiam sempre, de uma única vez [3]. O recrutamento é realizado em uma determinada ordem onde as UMs mais fracas (em termos de potência mecânica) são recrutadas primeiro e depois as mais potentes.

2.1.4 Tipos de Fibra

As fibras musculares diferem quanto à velocidade de contração, ao tipo de abalo mecânico, à resistência à fadiga e às vias metabólicas preferenciais para a utilização de energia química [2]. Do ponto de vista prático, há fibras musculares quase incansáveis como os músculos posturais que ficam tonicamente contraídos quase o tempo todo e outros que ficam alternando entre a contração e o relaxamento como os músculos dos dedos. Um mesmo músculo ora pode realizar muita força e ora realizar delicados movimentos musculares.

Existem basicamente três tipos de fibras musculares: tipo I; tipo IIA; tipo IIB (Figura 2.6). Todas estas estão presentes no músculo esquelético, porém em proporções maiores ou menores dependendo do músculo. O tipo I (de contração lenta ou oxidativo lento) é de cor escura devido a grande

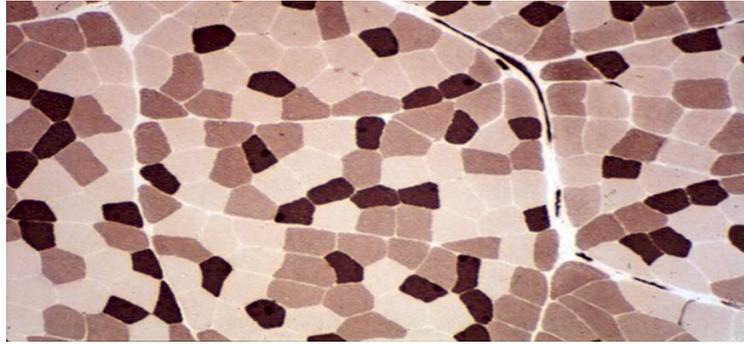


Figura 2.6: Tipos de Fibras musculares.(Retirado de [2] com modificações.)

quantidade de mitocôndrias e mioglobina (hemoglobina muscular que armazena oxigênio) presentes em sua estrutura com grande quantidade de enzimas oxidativas, associadas ao metabolismo aeróbico - O_2 . O tipo IIA (de contração rápida ou glicolíticas rápidas), por ter menos mitocôndrias e mioglobinas em sua estrutura, é mais pálido e apresenta grande quantidade de enzimas glicolíticas, associadas ao metabolismo anaeróbico - sem O_2 . Por sua vez, desenvolvem maior força de contração e produzem uma contração em menos tempo que as fibras musculares tipo I devido ao seu diâmetro maior, mas no entanto, as fibras tipo IIA fadigam mais rapidamente que as fibras tipo I, que são mais resistentes à fadiga. O tipo IIB (oxidativo rápido-glicolítico) é intermediário em características como cor, quantidade de mitocôndrias, tamanho, velocidade de contração e velocidade de fadiga.

Como dito anteriormente, os três tipos de fibras estão presentes na maioria dos músculos esqueléticos, porém sua quantidade varia de indivíduo para indivíduo, e varia em determinadas partes do corpo. Por exemplo: no músculo sóleo da perna há grande quantidade de fibras tipo I, de contração lenta, porém, no orbicular do olho a quantidade destas é muito baixa. Em geral, todos os músculos que apresentam como características contração intensa e baixa resistência à fadiga têm em sua estrutura maior quantidade de fibras tipo IIA [20].

Em nosso cotidiano estamos geralmente recrutando UMs vermelhas fracas e lentas, porém bastante resistentes à fadiga. Já as unidades brancas são recrutadas quando requeremos grande esforço muscular, rapidez e potência. Entretanto, há um tipo intermediário de fibras vermelhas que realizam contrações rápidas, de precisão, força moderada e de resistência.

2.1.5 Potencial de ação

A distribuição desigual dos íons através da membrana celular das células nervosas e musculares forma a base para a geração e propagação dos PAs [21]. A membrana plasmática de alguns tipos celulares apresenta a propriedade de excitabilidade. Nas células, ditas excitáveis, uma alteração ambiental (estímulo) pode modificar a permeabilidade iônica da membrana alterando seu potencial elétrico. Como pode ser observado na Figura 2.7 os estímulos despolarizantes supralimiares podem

deflagar uma resposta, com reversão transiente da polaridade, conhecida como PA. A membrana no estado de repouso possui uma voltagem negativa entre -60 e $-100mV$ e quando ativado vai para $40mV$.

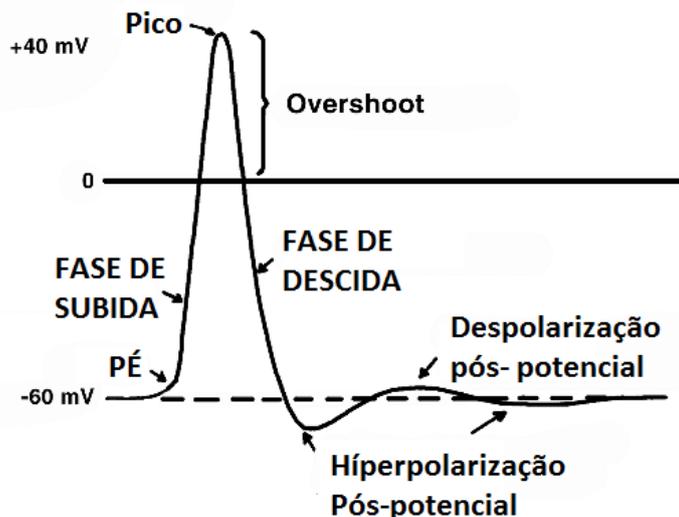


Figura 2.7: Alterações do potencial de membrana em resposta a um estímulo sublimiar, evocando resposta passiva, e a um supralimiar deflagando um potencial de ação (Retirado de [4] com alterações).

A permeabilidade da membrana ao sódio (P_{Na}) é alterada com a despolarização (alteração da voltagem transmembrana para valores negativos), o mesmo ocorre com a permeabilidade ao Potássio (P_K), a condutância da membrana excitável (g_m) é alterada com a voltagem. Quando um estímulo qualquer causa uma pequena despolarização da membrana, a consequência imediata é um aumento na probabilidade de abertura dos canais para Na^+ dependentes de voltagem, resultando em um maior influxo desse íon a favor do seu gradiente eletroquímico. Este aumento no número de cargas positivas no meio intracelular despolariza ainda mais a membrana e, em consequência, ocorre um aumento ainda maior na probabilidade de abertura dos canais para Na^+ . Este ciclo se repete num "feedback positivo", de maneira que no pico do PA a permeabilidade da membrana ao Na^+ é cerca de 500 vezes maior que no repouso. A despolarização também aumenta, com algum atraso, a permeabilidade da membrana ao K^+ (P_K), devido ao aumento na probabilidade de abertura dos canais para K^+ dependentes de voltagem. Esses canais apresentam uma cinética mais lenta do que aquela dos canais para Na^+ e são responsáveis pela repolarização da membrana durante um PA. A dependência de voltagem da condutância ao K^+ resulta em um "feedback negativo", de forma que o canal se fecha com a repolarização [20].

O sistema nervoso faz uso de dois tipos de sinais elétricos: o PA e o potencial local. Nas terminações sensoriais, como naquelas sensíveis à pressão, geram-se potenciais locais, conhecidos como potenciais geradores ou potenciais receptores. A principal característica do potencial local é que ele é passivo; isto é, não envolve as propriedades ativas da membrana (canais dependentes de voltagem). A propagação passiva de uma alteração de voltagem ao longo do neurônio é denominada

de condução eletrotônica. Algumas propriedades da membrana estão envolvidas na propagação do potencial local:

- Capacitância da membrana: causa atraso na voltagem (DV) em relação à corrente de membrana (I_m), pois a mesma se comporta eletricamente como se fosse um resistor e um capacitor em paralelo, de maneira que o fluxo inicial de corrente é através do capacitor (I_c), para alterar a carga estocada. Se a membrana tivesse apenas elementos resistivos, a variação de voltagem seria proporcional e teria o mesmo decurso da corrente aplicada (isto é, $V = IR$). Por outro lado, se a membrana tivesse apenas propriedades capacitivas, onde a variação de voltagem é diretamente proporcional à carga estocada ($DV = DQ/C$), a alteração na voltagem através da membrana não seria instantânea, pois a alteração das cargas de um capacitor requer tempo. Como a membrana possui tanto propriedades resistivas quanto capacitivas, a alteração no potencial de membrana para um pulso retangular de corrente é uma resposta combinada, de maneira que no início do pulso quando toda a corrente é capacitiva a forma da curva de alteração da voltagem é a mesma daquela do elemento puramente capacitivo e, com a continuidade do pulso, quando toda a corrente é iônica a variação de voltagem é igual àquela do elemento puramente resistivo. Se determinarmos a capacitância da membrana como sendo duas estruturas planas paralelas, pode-se inferir $C_m = \frac{k\epsilon_0}{d}$

- Potencial transmembrano: Se o potencial elétrico dentro da superfície da membrana de uma célula excitável é comparado ao potencial fora da superfície, então, temos a diferença de potencial, chamado de potencial transmembrano, na ordem de $0,1V$. Matematicamente a definição é V_m , onde $V_m = \Phi_i - \Phi_o$. Devido a resistividade da membrana, haverá uma corrente transmembrana (I_m). Por definição, essa corrente é considerada com o sinal positivo quando flui através da membrana na direção dentro para fora. A voltagem transmembrana produz um enorme campo elétrico entre e dentro da membrana.

2.1.5.1 Bombas e canais na membrana

O comportamento elétrico do nervo e do músculo depende da movimentação de sódio, potássio, cálcio e de outros ions entre suas membranas pelas bombas e pelos canais. Bombas são processos ativos que movimentam ions contra o gradiente de concentração. A bomba sódio-potássio tende a operar a uma taxa lenta porém constante e mantém a diferença de concentração do Na^+ e K^+ entre as regiões extra e intracelular. Canais fazem uso da energia armazenada na diferença de concentração, para permitir o fluxo do gradiente de concentração do ion para baixo, eles fazem o controle de forma a permitir quando e o que pode passar. O fluxo de ions pelos canais resulta na mudança do potencial transmembrano, algumas vezes muito rápido.

A estrutura básica da membrana, incluindo os lipídios e proteínas (canal) é mostrado na Figura 2.8. Essa membrana é constituída de duas camadas de lipídio, que são organizadas de forma que o grupo polar de cada face da camada está voltado para o meio aquoso intra e extracelular, reciprocamente, as caudas lipídicas estão em contato, e formam o interior da membrana, na qual se comporta como um di-elétrico. Sabe-se que o campo elétrico gerado depende da viscosidade do solvente onde se encontra, do tamanho do ion e de sua carga, além de ser afetado pela temperatura. O fluxo total é obtido pela soma dos fluxos gerados pelo campo elétrico e difusional conforme a

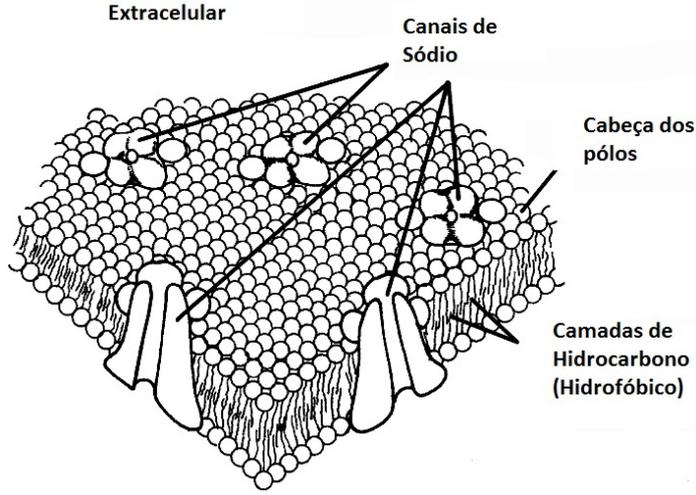


Figura 2.8: Representação esquemática do modelo de estrutura da membrana. (Retirado de [5] com modificações.)

equação (2.1)

$$\bar{j}_p = \bar{j}_d + \bar{j}_e \quad (2.1)$$

usando (2.1) e outras equações de fluxo, tem-se:

$$\bar{j}_p = -D_p \left[\nabla C_p + \frac{Z_p C_p F}{RT} \nabla \Phi \right] \quad (2.2)$$

onde C_p é a concentração e Z_p a valência do ion, D_p o coeficiente de difusão, F é a constante de Faraday, R a constante do gás, $\nabla \Phi$ o campo elétrico e T a temperatura da membrana. A Equação 2.2 é conhecida como a equação de *Nerst-Planck*.

Assumindo-se que existe uma variação da concentração de ions dentro e fora da membrana, temos um fluxo convertido em uma corrente elétrica quando multiplicada a Equação 2.2 por FZ_p , que é o número de cargas em cada mol, onde \bar{J}_p é a densidade de corrente elétrica (em Ampers por cm^2).

$$\bar{J}_p = FZ_p \bar{j}_p = -D_p FZ_p \left[\nabla C_p + \frac{Z_p C_p F}{RT} \nabla \Phi \right] \quad (2.3)$$

No equilíbrio (do meio externo (e) com o interno (i)), temos 2.3 como:

$$\bar{J}_p = 0 = -D_p FZ_p \left[\nabla C_p + \frac{Z_p C_p F}{RT} \nabla \Phi \right] \quad (2.4)$$

então,

$$\nabla C_p = \left[\frac{Z_p C_p F}{RT} \nabla \Phi \right] \quad (2.5)$$

assumindo que a variação ocorre somente na direção perpendicular à membrana, chamando essa coordenada de x , pode-se simplificar (2.5) em

$$\frac{dC_p}{dx} = \frac{Z_p C_p F}{RT} \frac{d\Phi}{dx} \quad (2.6)$$

rearranjando temos,

$$\frac{dC_p}{C_p} = \left(\frac{Z_p F}{RT} \right) d\Phi \quad (2.7)$$

Podemos integrar 2.7 através da membrana de e para i :

$$\int_e^i \frac{dC_p}{C_p} = \frac{Z_p F}{RT} \int_e^i d\Phi \quad (2.8)$$

resulta em:

$$\ln\left(\frac{[dC_p]_i}{[C_p]_e}\right) = \frac{Z_p F}{RT} \{\Phi_i - \Phi_e\} \quad (2.9)$$

Assim a diferença de potencial entre a membrana em equilíbrio, V_m^{eq} , é igual a

$$V_m^{eq} = \Phi_i - \Phi_e = -\frac{Z_p F}{RT} \ln\left(\frac{[dC_p]_i}{[C_p]_e}\right) \quad (2.10)$$

O comportamento dos canais na membrana está intimamente relacionado as correntes que por ele passam, permitindo ou não a entrada de ions para o meio intracelular (Figura 2.9). Se um canal aberto deve se comportar como um caminho aquoso para os ions, então o canal aberto faz um caminho para a corrente elétrica com uma condutância de γ .

$$i_{ion} = \gamma_{ion}(V_m - E_{ion}) \quad (2.11)$$

A membrana altera o número de canais abertos em resposta a mudança na voltagem transmembrana. Tomando uma área da membrana contendo N canais de algum ion, assume-se que o comportamento de cada canal é independente, embora regidas por estatísticas semelhantes. Tem-se então que cada canal está ou aberto (a) ou fechado (f) e que o estado transiente entre esses dois é estocástico. Seja o número de canais abertos e fechados, em algum instante, N_f e N_a respectivamente, onde N_f e N_a são variáveis aleatórias; então

$$N = N_f(t) + N_a(t) \quad (2.12)$$

Se a taxa constante para chavear do estado fechado para aberto é α enquanto que o chaveamento de aberto para fechado é β , então o comportamento é descrito por



Baseado na relação dada por (2.13), tem-se

$$\frac{dN_f}{dt} = \beta N_a - \alpha N_f \quad (2.14)$$

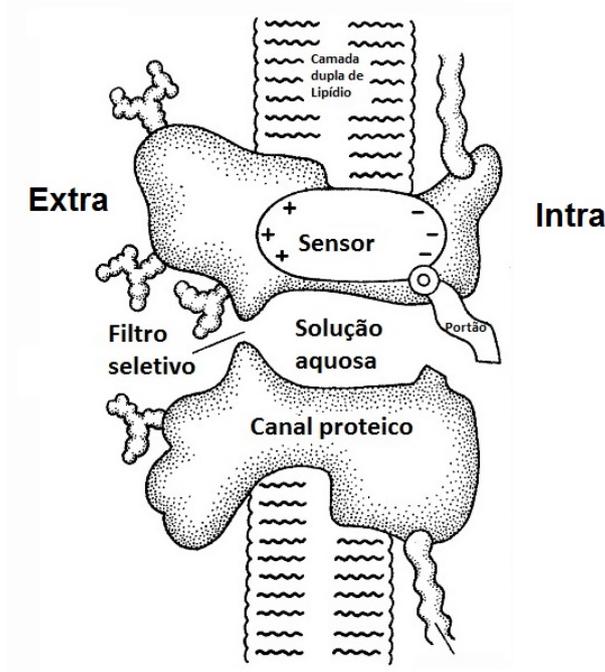


Figura 2.9: Descrição funcional do canal da membrana. (Retirado de [6] com modificações.)

podendo ser feita a mesma relação para N_a . Se substituirmos (2.12) em (2.14); então, após rearranjar alguns termos, temos

$$\frac{dN_f}{dt} + (\alpha + \beta)N_f = \alpha N \quad (2.15)$$

A solução para (2.15) é

$$N_f(t) = Ae^{-(\alpha+\beta)t} + \frac{\alpha}{(\alpha + \beta)}N \quad (2.16)$$

Seja $N_f(\infty)$ o número provável de canais abertos após um tempo longo o suficiente (longo o suficiente para "zerar" o exponencial da 2.16).

O modelo de HODGKIN-HUXLEY relata que a probabilidade de um canal de potássio estar aberto é $p_K = n^4$ e para o sódio $p_{Na} = m^3h$, logo a condutividade do potássio e do sódio podem ser definidas como $g_K = N\gamma_K n^4$ e $g_{Na} = N\gamma_{Na} m^3h$ respectivamente, o que influencia diretamente na corrente que atravessa o canal i_{ion} .

$$i_{ion} = g_{ion}(V_m - E_{ion}) \quad (2.17)$$

A Figura 2.10 nos mostra uma representação gráfica e figuradamente simulado da influência das probabilidades dos canais estarem abertos/fechados sobre o PA gerado. Dependendo da concentração de ions dentro e fora da célula, a diferença de potencial do meio externo para o meio interno varia, onde essa excitabilidade é coduzida ao longo da membrana celular variando a abertura dos canais ao longo da mesma.

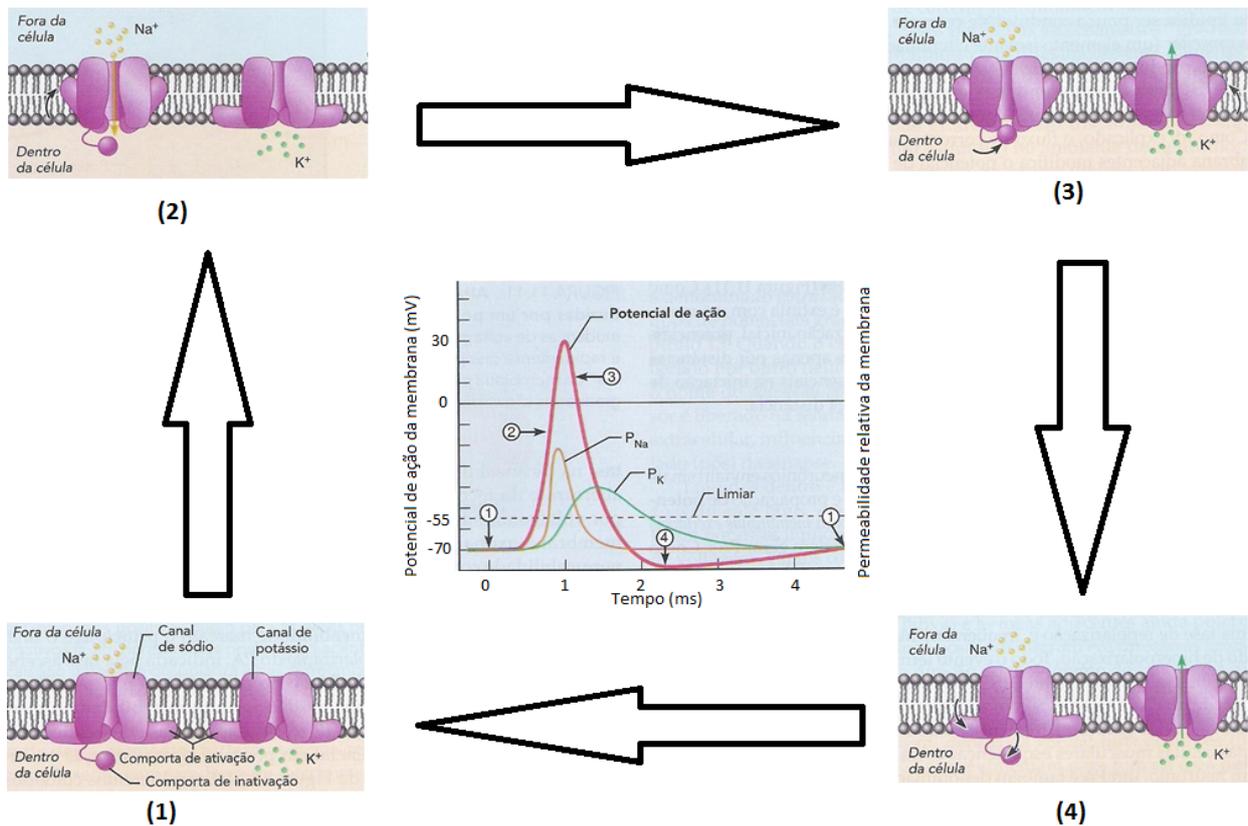


Figura 2.10: 1- Estado de repouso: Todos os canais de Na^+ e K^+ regulados esto fechados (comporta de ativaao do Na^+ fechada; comporta de inativaao aberta) 2- Fase despolarizante: abertura dos canais de Na^+ 3- Fase repolarizante: canais de Na^+ inativados, abertura dos canais de K^+ 4- Hiperpolarizaao: canais de K^+ permanecem abertos; canais de Na^+ restaurados. (Retirado de [6] com modificaoes.)

2.1.5.2 Propagaao do potencial de aao

A propagaao de dois potenciais de aao pode ser ilustrada pela Figura 2.11 dependente das probabilidades de abertura dos canais dos ons envolvidos no processo de polarizaao e despolarizaao da membrana celular (modelo de HODGKIN-HUXLEY). Para uma propagaao uniforme, o comportamento de $V_m(x, t)$ deve satisfazer a Equaao 2.18

$$V_m(x, t) = V_m\left(t - \frac{x}{\theta}\right) \quad (2.18)$$

onde θ  a velocidade de propagaao. Usando 2.18 e a regra da cadeia temos:

$$\frac{\partial V_m}{\partial x} = (-1/\theta) \frac{\partial V_m}{\partial t} \quad (2.19)$$

aplicando-se novamente a regra da cadeia tem-se

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x} = (-1/\theta^2) \frac{\partial^2 V_m}{\partial t^2} \quad (2.20)$$

sabe-se que

$$I_m = \frac{a}{2R^i} \left(\frac{\partial^2 V_m}{dx^2} \right) \quad (2.21)$$

Conseqüentemente, 2.21 pode ser rearranjada na forma

$$I_m = \frac{a}{2R^i \theta^2} \left(\frac{\partial^2 V_m}{dt^2} \right) \quad (2.22)$$

Numa propagação uniforme não existe estímulo ao longo da mesma, pode-se definir $I_0 = 0$ onde tem-se

$$\frac{a}{2R^i \theta^2} \frac{\partial^2 V_m}{dt^2} = C \frac{\partial V_m}{\partial t} + g_K(V_m - E_K) + g_{Na}(V_m - E_{Na}) + g_L(V_m - E_L) \quad (2.23)$$

Por inspeção 2.23 pode ser deduzida sem se resolver a equação explicitamente. A solução de 2.23 permanece a mesma se

$$\frac{a}{2R^i \theta^2} = \text{constante} = \frac{1}{K}, \quad (2.24)$$

no entanto que as propriedades da membrana (refletidas no comportamento de g_k , g_{Na} e g_L) permaneçam inalteradas. Conseqüentemente teremos, velocidade θ relacionada ao raio a por

$$\theta = \sqrt[2]{\frac{aK}{2R^i}} \quad (2.25)$$

A constante K depende da espécie, do tipo de membrana e da temperatura. R_i está atrelado a composição do volume intracelular.

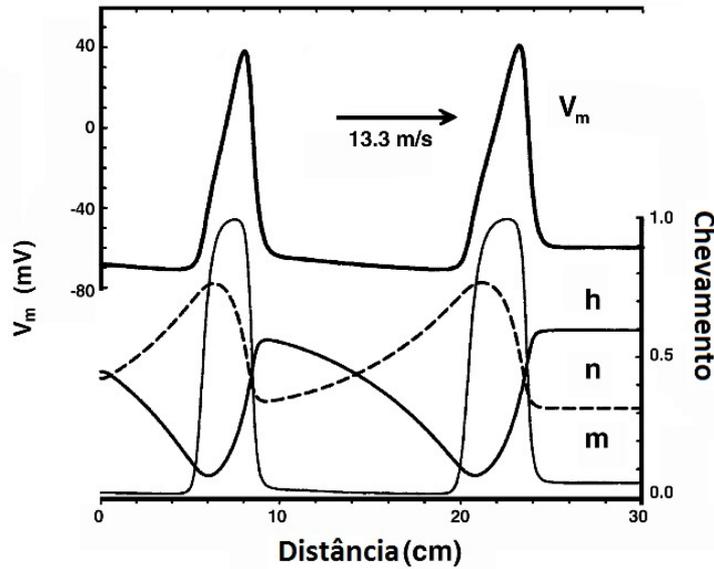


Figura 2.11: Propagação do PA e sua relação com o chaveamento dos íons (Retirado de [4] com modificações.)

2.2 Fadiga Muscular

A incapacidade do músculo esquelético gerar elevados níveis de força muscular ou manter esses níveis no tempo designa-se por fadiga neuromuscular [22, 23, 24]. Adicionalmente, as manifestações da fadiga têm sido associadas ao declínio da força muscular gerada durante e após exercícios submáximos e máximos, à incapacidade de manter uma determinada intensidade de exercício no tempo, à diminuição da velocidade de contração e ao aumento do tempo de relaxamento musculares [25, 26, 27]. Uma das principais características do sistema neuromuscular é a sua capacidade adaptativa crônica, uma vez que quando sujeito a um estímulo como a imobilização, o treino ou perante o efeito do envelhecimento, pode adaptar-se às exigências funcionais [24]. Da mesma forma o músculo consegue adaptar-se a alterações agudas, tais como as associadas ao exercício prolongado ou intenso, sendo uma das mais conhecidas o fenômeno habitualmente referido como fadiga muscular.

Alguns estudos [28, 29, 30] relacionam as alterações de parâmetros cinemáticos, induzidas pela fadiga, na identificação de fatores de risco para ocorrência de lesões de sobrecarga. O papel da fadiga neuromuscular na variação da proprioceptividade [31, 32, 33] e do controle motor têm sido, também, a par da influência da idade [34], do sexo dos sujeitos e da manifestação dos padrões de ativação e coativação de alguns grupos musculares. Apesar do interesse de mais de um século por parte dos investigadores, os agentes definitivos indutores de fadiga encontram-se ainda por identificar.

De fato, a fadiga muscular pode resultar de alterações da homeostasia no próprio músculo esquelético, ou seja, o resultado do decréscimo da força contrátil independentemente da velocidade de condução do impulso neural, habitualmente designada de fadiga com origem predominantemente periférica. Pode também ser o resultado de alterações do *input* neural que chega ao músculo, traduzida por uma redução progressiva da velocidade e frequência de condução do impulso voluntário aos motoneurônios durante o exercício, normalmente denominada de fadiga com origem predominantemente central [35]. Adicionalmente a fadiga muscular depende do tipo, duração e intensidade do exercício, da tipologia de fibras musculares recrutadas, do nível de treino do sujeito e das condições ambientais de realização do exercício [36].

2.2.1 Fadiga de origem Central

A fadiga de origem central traduz-se numa falha voluntária ou involuntária na condução do impulso que promove (i) uma redução do número de unidades motoras ativas e (ii) uma diminuição da frequência de disparo dos motoneurônios [37]. O possível papel do sistema nervoso central (SNC) na origem da fadiga é, habitualmente, estudado com recurso a técnicas designadas por contrações interpoladas [36], onde a força máxima que o sujeito consegue gerar voluntariamente é comparada com a força produzida supramaximalmente por eletroestimulação exógena do nervo motor ou do próprio músculo. Estudos recentes evidenciam a existência de um *feedback* sensorial que inibe a

taxa de descarga dos motoneurônios durante a fadiga, justificando a importância dos mecanismos centrais na manutenção de um determinado nível de força [36, 26]. Esta inibição poderá resultar de um mecanismo de *feedback* reflexo proveniente dos mecanorreceptores, nomeadamente dos fusos neuromusculares e/ou dos órgãos tendinosos de Golgi, ou das terminações nervosas do tipo III e IV, que parecem ser sensíveis à acumulação de alguns metabolitos a nível muscular durante o exercício [26].

Têm sido realizados diversos trabalhos [26, 38] sobre a relação entre o tempo de exercício até à exaustão e a variação da síntese e libertação cerebral de alguns neurotransmissores, normalmente associados a estados/fatores de natureza psicológica como a motivação, a atenção, o humor e a depressão e também à coordenação neuromuscular. A ingestão de suplementos dietéticos enriquecidos em hidratos de carbono parece atrasar a manifestação da fadiga de origem central, uma vez que poderá promover, durante o exercício prolongado, um aumento dos níveis de glicose plasmática com uma conseqüente redução relativa das concentrações de ácidos graxos plasmáticos ligados à albumina [26].

2.2.2 Fadiga de origem Periférica

Independentemente de alguma conflitualidade terminológica relativamente a alguns tipos de fadiga periférica, particularmente entre fadiga de baixa frequência (FBF) e fadiga de alta frequência (FAF), é evidente um quadro de particularidades que as diferencia [39]. Assim, a FBF caracteriza-se: (i) por uma acentuada diminuição da força relativa gerada pelas fibras, quando estimuladas a baixa frequência (10-30 Hz), comparativamente com frequências de estimulação elevadas; (ii) por uma recuperação lenta da força e (iii) pela persistência de sinais de fadiga (expressa na diminuição de cerca de 15-20% da tensão máxima gerada pela fibra a partir da primeira hora de recuperação) na ausência de significativos distúrbios elétricos ou metabólicos [40, 39]. É importante salientar que este tipo de fadiga não é causado apenas pela realização de exercícios com baixas frequências de estimulação [40]. Efetivamente, a FBF é, fundamentalmente, caracterizada pela duração da sua manifestação (horas ou dias), sendo a designação "*long lasting fatigue*" a alternativa terminológica sugerida.

Alguns autores sugerem que a perda de homeostasia celular ao ion Ca^{++} , particularmente o seu aumento citoplasmático, parece ser uma das causas mais prováveis da FBF [40, 39]. Verifica-se uma diminuição da funcionalidade do retículo sarcoplasmático (RS) de fibras musculares desmembradas quando as $[Ca^{++}]_i$ eram elevadas [41]. Esta acumulação intracelular de Ca^{++} , normalmente designada por *Ca⁺⁺ overload*, estimula a atividade de enzimas proteolíticas (p.e. enzimas lisossômicas) e a fosfolipase A2, contribuindo para a degradação das proteínas e dos fosfolípidos de membrana. Da mesma forma, promove o *swelling* mitocondrial e contribui para a disrupção dos túbulos T e do RS. Adicionalmente, os níveis elevados de Ca^{++} , conjuntamente com os períodos prolongados de exposição a períodos de isquemia/reperfusão decorrentes do exercício, ativam a produção acrescida de espécies reativas de oxigénio, que se apresentam associadas aos mecanismos

indutores de lesão muscular esquelética, através da sua ação sobre algumas estruturas celulares. Estudos [42, 39] referem ainda que o *stress* oxidativo decorrente do exercício se apresenta como uma das causas da diminuição da capacidade de gerar força pelas fibras musculares, particularmente a associada à FBF.

A FAF é caracterizada (i) por diminuição da força durante períodos de estimulação de alta frequência (50-100 Hz), e que é reversível quando a frequência de estimulação diminui; (ii) pela diminuição da força, acompanhada pela diminuição da amplitude e duração do PA e (iii) pela diminuição da força, acentuada pelo aumento das concentrações de Na^+ intracelulares e K^+ extracelulares, encontrando-se a recuperação dependente do rápido reestabelecimento da homeostasia iônica [39, 41].

O aumento das concentrações intersticiais de K^+ , em consequência do seu movimento para o exterior da célula durante o PA, tem sido referido por inúmeros autores como um importante fator no desenvolvimento da fadiga durante o exercício intenso de curta duração [41]. Este aumento poderá resultar da incapacidade de manter o gradiente iônico em torno da membrana sarcoplasmática das fibras musculares esqueléticas, por falência conjunta ou isolada das bombas de membrana de Na^+/K^+ responsáveis pela recaptação do K^+ do espaço extracelular para o interior da célula. Consequentemente, verifica-se uma diminuição progressiva da amplitude do PA, da excitação do sarcolema e dos túbulos T, bem como uma redução da libertação de Ca^{++} para o citoplasma e da força produzida. As concentrações intersticiais de K^+ podem aumentar de $5mM$ em repouso para aproximadamente $13mM$ durante a fadiga [43] comprometendo, assim, a tensão gerada pelas fibras musculares isoladas.

Efetivamente, a estimulação destas fibras nervosas parece promover uma inibição ao nível cortical e dos nervos motores na medula espinal, impossibilitando a manutenção de uma determinada intensidade de exercício. Adicionalmente, a par do efluxo de K^+ das fibras durante a fadiga, ocorre um influxo desregulado de Na^+ e água para o interior das fibras, acentuando a disfunção dos processos associados à despolarização da membrana e túbulos T, prolongando o PA e reduzindo a taxa de libertação de Ca^{++} para o citoplasma. A diminuição da disponibilidade de substratos energéticos ao músculo esquelético ativo durante o exercício é a hipótese clássica colocada por alguns autores para justificar a fadiga.

Os processos de transporte ativo responsáveis pelo reestabelecimento do ambiente eletroquímico celular e extra-celular, parecem ser largamente influenciados, entre outros fatores, pela funcionalidade de algumas bombas de membrana ATP dependentes, situadas ao nível do sarcolema e do RS (designadas de bombas de Na^+/K^+ e bombas de Ca^{++} , respectivamente) [39]. Deste modo, a disponibilidade de substratos energéticos, nomeadamente, de fosfocreatina, de glicose sanguínea e de glicogênio, para a síntese de ATP enquanto substrato para as ATP_{ases} específicas, quer as localizadas nas membranas plasmática e do RS, quer as miofibrilares, têm sido discutida como um

dos fatores predisponentes para a ocorrência de fadiga muscular, aumentando a condutância do referido ion para o espaço extracelular, com consequências na diminuição da taxa de ativação da membrana celular.

No exercício de curta duração e alta intensidade e/ou intermitente, a opinião dos investigadores não é tão consensual, particularmente no que diz respeito à disponibilidade de fosfocreatina. A importância do papel do Ca^{2+} na fadiga parece reforçada pelos resultados de estudos, que utilizando dantroleno de sódio, uma substância inibidora da libertação de Ca^{++} pelo RS, revelaram efeitos muito semelhantes aos induzidos pela fadiga [44], ou seja, uma diminuição das concentrações de Ca^{2+} , da força tetânica de contração, bem como um aumento da taxa de relaxamento das fibras. Assim, devido ao fato da funcionalidade do RS estar claramente associada quer aos processos de contração, quer aos de relaxamento, as alterações na capacidade de libertação e/ou de captação de Ca^{2+} são apontadas como fatores que afetam o desenvolvimento de tensão pelas fibras musculares.

Os mecanismos sugeridos para a diminuição das $[Ca^{2+}]_i$ durante a fadiga parecem estar relacionados com (i) as alterações nos processos de tamponamento mioplasmático do Ca^{2+} (troponina e parvalbumina); (ii) a diminuição da eficácia da ligação do complexo DHPr-canais de Ca^{2+} , por aumento das concentrações de Mg^{2+} , dificultando a libertação do ion para o mioplasma e (iii) a propagação do PA ao longo do sarcolema e para o interior da fibra, devido à acumulação de Ca^{2+} e/ou K^+ nos túbulos T.

Em suma, os trabalhos experimentais têm demonstrado que reduções nas concentrações intracelulares de cálcio parecem comprometer a tensão gerada pelas fibras durante contrações musculares intensas. As alterações nas concentrações de H^+ , *lactato*, P_i e *ATP*, embora influenciem a produção de força pelas fibras musculares, não parecem constituir-se, por si só, como fatores determinantes da fadiga.

2.3 Dinamômetro isocinético

O dinamômetro isocinético (DI) figura 2.12, é um dispositivo que controla a velocidade do exercício. As características únicas da dinamometria isocinética - que consistem na resistência variável igual à força muscular aplicada em condições dinâmicas e na velocidade constante pré-determinada - provêm segurança na reabilitação de pacientes, com lesões musculares e de ligamentos, e na estimativa do desempenho muscular em diferentes velocidades [45]. O DI possibilita a geração de dados normativos, de determinadas populações como:

- Pico de torque (*peak torque*-PT): é o parâmetro mais utilizado na literatura e representa o mais alto ponto na curva de torque.

- Pico de torque pelo peso corporal (*peak torque to body weight*-PTBW): é a normalização do pico de torque, em relação ao peso corporal, utilizado na comparação entre indivíduos.



Figura 2.12: Dinamômetro Isocinético Biodex system 3 pro. (Retirado de www.biodex.com)

- Velocidade angular: velocidade de deslocamento do conjunto membroalavanca, geralmente medida em graus por segundo ($^{\circ}/s$).
- Posição angular: é uma estimativa da função muscular que provê informação sobre propriedades mecânicas da contração. Representa o ângulo da articulação e pode ser usada para avaliar o ponto em que ocorre o pico de torque.
- Faixa do movimento *range of motion*-(ROM): corresponde ao intervalo entre a posição angular de máxima flexão e a de máxima extensão.
- Trabalho total (*total work*-TW): é a quantidade total de trabalho produzido na série isocinética.
- Potência (*power*-PW): é o trabalho dividido pelo tempo necessário para realizá-lo.

2.4 Eletromiografia

A eletromiografia faz uso de eletrodos que registram a atividade elétrica do músculo abaixo da área que o mesmo cobre sobre a pele. O eletrodo é normalmente composto de prata clorada - $Ag - AgCl$ [46]. Esse material proporciona baixa impedância com a pele (resistência à passagem de corrente elétrica), baixo ruído na aquisição do sinal, além de se comportar de maneira estável, isto é, ele não se polariza. O eletrodo deve permitir um bom contato com a pele e ser grande o suficiente para abranger um número razoável de unidades motoras, porém, pequeno o bastante para evitar a captação de sinais provindos de outros músculos (*crosstalk*). A eletromiografia de superfície (EMG-S) é uma técnica que provê acesso aos processos fisiológicos responsáveis pela geração da força muscular e pela produção do movimento [47] e tem sido utilizada na análise da coordenação intra e intermuscular, no diagnóstico de fadiga e na determinação da tensão muscular [48].

2.4.1 Aquisição

O eletrodo pode ser utilizado de forma bipolar, com suas limitações, que atende aos requisitos necessários para inúmeras investigações feitas na área. Porém recentemente, um sistema conhecido como arranjo linear de eletrodos (formado por um conjunto de eletrodos com várias superfícies de contato de mesma dimensão dispostas em linha com uma distância fixa) tem suplantado, em termos qualitativos, a tecnologia bipolar na obtenção de sinais eletromiográficos. Pode-se aplicar filtros espaciais como o duplo diferencial para a captação do sinal (Figura 2.13). Dois sinais diferenciais são obtidos dos eletrodos 1 e 2 e dos eletrodos 2 e 3. A partir desses dois diferenciais um terceiro sinal diferencial é calculado. O maior alcance do arranjo linear e a aplicação do modo duplo diferencial permitem filtrar o sinal oriundo de pontos mais distantes, o que reduz consideravelmente o crosstalk na EMG-S [47], ele também providencia a identificação da anatomia das UMs e o mapeamento de regiões de boa propagação do sinal eletromiográfico [49].

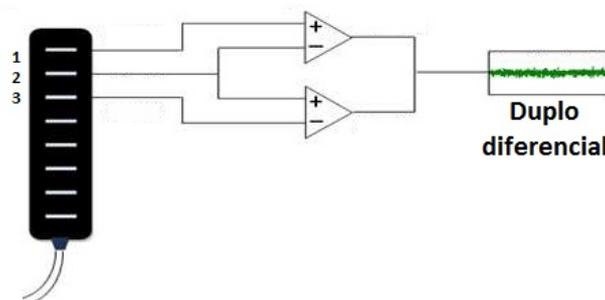


Figura 2.13: Esquemático do eletrodo com duplo diferencial (retirado de [7] com alterações).

O artefato de movimento é uma das perturbações mais elementares na EMG-S, que é mais comum em contrações dinâmicas e possui frequências que variam entre 0 e 20 Hz [50]. Normalmente gerado pela movimentação do eletrodo sobre a pele e/ou dos cabos que ligam os eletrodos ao eletromiógrafo [51]. Esse tipo de ruído pode ser minimizado pela correta fixação dos cabos e pela utilização de eletrodos cujo contato com a pele se faz por uma camada de gel condutor (mantém o contato entre eletrodo e pele relativamente constante, o que evita variações de amplitude causadas por flutuações do eletrodo). Outro problema relativo ao artefato de movimento é a alteração da impedância da pele provocada por deformações decorrentes do alongamento e encurtamento muscular. Autores sugerem o uso de filtros passa-altas com frequência de corte entre 10 Hz e 20 Hz para completa eliminação dos ruídos de artefato de movimento [8].

2.4.2 Descritores eletromiográficos

Comportamentos específicos do sinal eletromiográfico podem ser avaliados, por suas características de amplitude (no domínio do tempo) e de frequência. Os estimadores de amplitude mais comuns são o valor retificado médio (*average rectified value* - ARV) e a raiz média quadrática (*root mean square* - RMS), os quais são geralmente computados, sem qualquer pré-processamento dos dados [52].

Os estimadores espectrais normalmente utilizados são: a frequência média (*mean frequency* - MNF), ou centróide, do espectro de potência, definida como o seu momento de primeira ordem; a frequência mediana (*median frequency* - MDF) definida como a frequência que divide o espectro de potência em duas partes de igual potência [52].

2.4.3 Estimativa da velocidade de condução

Diferentemente dos indicadores de amplitude, a VC é um parâmetro fisiológico básico e é também um indicador robusto da atividade muscular em estudos da fadiga. O pressuposto básico para a determinação da VC é a detecção do PA em diversos pontos de seu trajeto [53]. Para tanto, é necessário que os eletrodos de captação estejam alinhados com as fibras musculares durante a obtenção dos sinais. Outra condição a ser observada é a similaridade na forma dos sinais obtidos pelas diferentes áreas de contato [11]. Sinais com as mesmas características são desejados, pois demonstram que os PAs não sofreram deformações em seu percurso e asseguram que a aquisição foi realizada em condições satisfatórias.

A qualidade do sinal é normalmente determinada com base em ferramentas matemáticas como o coeficiente de correlação cruzada. Cálculos dessa natureza são utilizados para detectar padrões ou ritmos comuns entre dois sinais [54], no caso, os mesmos PAs registrados por dois ou mais eletrodos.

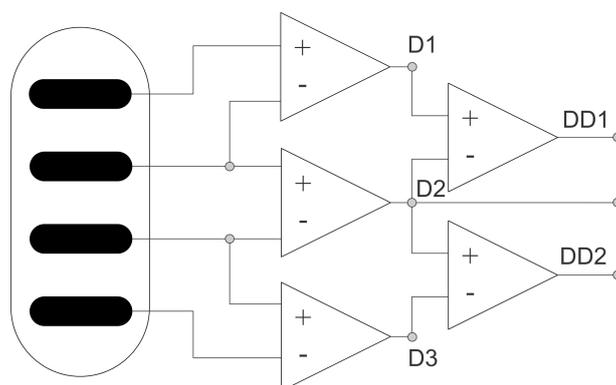


Figura 2.14: Esquema de aquisição de sinais eletromiográficos com canais diferenciais simples (Retirado de [8] com alterações).

Uma modalidade de detecção para estimativa da VC com a qual se pode realizar uma filtragem espacial [50, 55, 8] é mostrada na Figura 2.14, onde D1 e D2 fornecem a estimativa do RMS, ARV, MNF e MDF e com dupla diferenciação dos canais DD1 e DD2 a estimativa da VC. Inicialmente, o Analisador precisa encontrar o melhor conjunto de três sinais diferenciais consecutivos (como o trio D1, D2 e D3 da Figura 2.14) a ser usado no cálculo dos descritores de EMG-S, dentre todos os canais do arranjo linear. Para a estimativa da VC o método da comparação espectral [11, 53] é aplicado aos sinais DD1 e DD2. Os cálculos são efetuados sobre o sinal de EMG-S resultante da combinação dos parâmetros definidos para a análise.

Em aquisições longas, as condições podem variar de uma série isocinética para a outra, influenciadas por questões como a sudorese, ressecamento do gel condutor, impacto do exercício de contração máxima e outros. Isso pode levar o algoritmo de análise à escolha de tripletas de canais de EMG-S diferentes. Contudo, na comparação entre séries, é importante que a tripla da primeira série seja a mesma nas demais, garantindo a análise sobre a mesma região do músculo. Quando um sinal eletromiográfico é adquirido durante uma contração isométrica constante, ele pode ser considerado como a realização de um processo estocástico estacionário no sentido amplo (*wide-sense stationary*) com distribuição Gaussiana da amplitude e média zero [50]. Contudo, sob condições dinâmicas, a suposição de estacionariedade não se aplica visto que o conteúdo de frequência do sinal muda ao longo do tempo. Não-estacionariedades do sinal de EMG-S podem ser classificadas como lentas ou rápidas [56]. Um método utilizado para minimizar os efeitos da não-estacionários e melhorar a sensibilidade de estimativas tempo-frequência do sinal de EMG-S é a limitação da análise a uma atividade dinâmica mecanicamente reproduzível, onde nessas condições, assume-se que existe uma faixa de atividade muscular em que as variações da força, do comprimento do músculo e da velocidade de encurtamento/alongamento das fibras musculares são praticamente idênticas [56].

Capítulo 3

Metodologia

O estudo da VC do potencial de ação foi feito investigando-se o banco de sinais oriundo da pesquisa de doutorado [57] do Dr. Fabiano Peruzzo Schwartz e de mestrado [58] do Dr. Rodrigo Souza Celes. A base de dados gerada a partir do experimento foi organizada por protocolo e por série isocinética realizada pelos participantes, onde cada um executou 3 (três) séries de 10 (dez) repetições concêntricas máximas a $60^\circ/s$ (extensão), com intervalo de recuperação (IR) de 1 minuto entre as séries. O experimento foi repetido após 3 dias com IR de 2 minutos entre as séries. Um comando verbal consistente e moderado (sem gritos) foi realizado durante a execução de cada série – com a finalidade de obter o máximo rendimento de cada sujeito – e nenhum retorno visual, pela tela do computador, ficou disponível aos participantes [59].

Após a realização do protocolo descrito, os sinais coletados pelo dinamômetro isocinético e pela eletromiografia de superfície foram armazenados, utilizando-se software específico [60, 61], contendo a velocidade, o torque, o ângulo de flexão do joelho em grau ($^\circ$) e os oito canais da EMG-S (Figura 3.1). Os devidos cuidados e descrição dos equipamentos utilizados no experimento se encontram no Anexo I.1

O experimento foi feito utilizando a arquitetura (Figura 3.2) desenvolvida por Schwartz [9] onde o DI e a EMG-S não precisam ser ligados de forma síncrona, uma vez que o trem de pulso gerado pelo sensor de posição permite que os sinais sejam sincornizados posteriormente. Os dados do DI foram convertidos de analógicos para digital e armazenados em arquivo (no formato .mat, do software Matlab) assim como os sinais eletromiográficos .

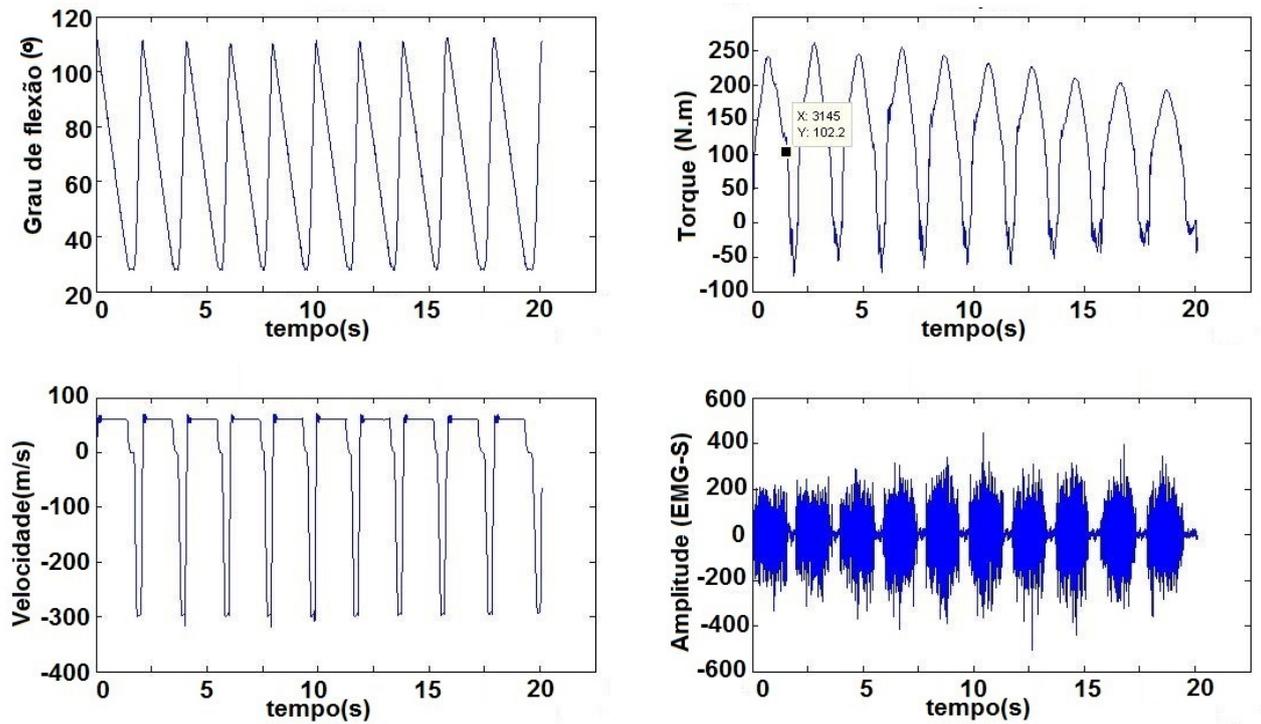


Figura 3.1: Sinais biomecânicos e de EMG-S

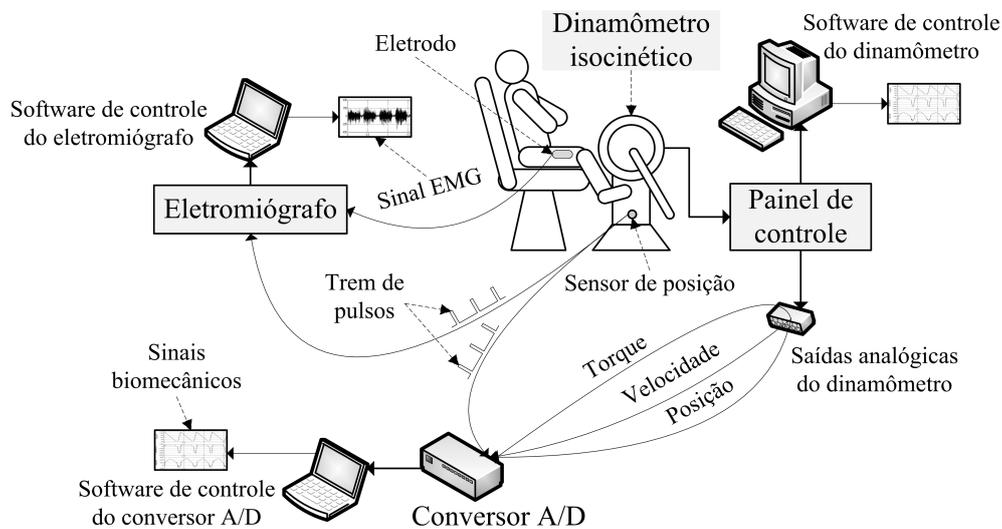


Figura 3.2: Arquitetura de instrumentação integrada utilizada na aquisição dos dados biomecânicos e eletromiográficos (Retirado de [9] com autorização).

3.0.4 Estimativa de parâmetros biomecânicos e eletromiográficos.

O exercício isocinético é composto de quatro fases: aceleração (*acceleration*—ACC), fase de oscilação da velocidade (*velocity overshoot*—VO), fase isocinética na região de carga (*isokinetic load range*—ILR) e desaceleração (*deceleration*—DEC) como especificado na figura 3.3. As estima-

tivas da VC foram tomadas na fase ILR, conforme sugerido Schwartz et al [62], por apresentar maior nível de estacionariedade em relação às demais fases do isocinético, visto que o segmento VO precisa ser bem delimitado para não se obter uma análise incorreta dos descritores analisados. Para tal foi utilizado um algoritmo desenvolvido em Matlab [62] que consiste em cinco passos de processamento, em cada repetição executada dentro das séries isocinéticas.

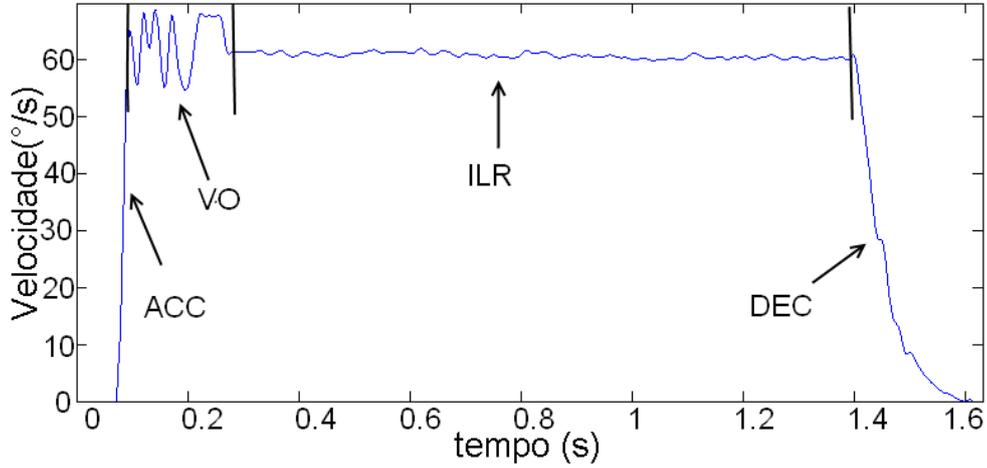


Figura 3.3: Fases do isocinético: aceleração (*acceleration-ACC*), fase de oscilação da velocidade (*velocity overshoot-VO*), fase isocinética na região de carga (*isokinetic load range-ILR*) e desaceleração (*deceleration-DEC*).

Os sinais eletromiográficos foram adquiridos por arranjos lineares de eletrodos que permite estimar a VC de forma confiável e reprodutível. A qualidade do sinal é normalmente determinada pelo coeficiente de correlação cruzada entre sinais adjacentes. Para estimar VC, duas quantidades devem ser mensuradas: a distância entre os eletrodos e o atraso entre dois sinais adjacentes. Um método robusto utilizado para a estimativa da CV com arranjos lineares e em contrações dinâmicas é o método de comparação espectral [11], estimado em cada repetição, utilizando uma janela deslizante retangular de 125 ms com sobreposição de 31,75 ms. Este método consiste em minimizar o erro quadrático médio no domínio da frequência (Equação 3.1), de modo a estimar a distância ρ entre sinais adjacentes sem perdas na resolução.

$$e_f(\hat{\rho}) = \frac{2}{N} \sum_{i=0}^n |X_2(\alpha)e^{f2\pi k\hat{\rho}/N} - X_1(\alpha)|^2 \quad (3.1)$$

Além da VC que foi utilizada como o principal descritor eletromiográfico analisado, outros comportamentos específicos do sinal EMG-S também foram obtidos para futuras análises e comparações. Os estimadores de amplitude (no domínio do tempo) mais comuns são o valor retificado médio (*average rectified value - ARV*) e a raiz média quadrática (*root mean square - RMS*), os quais geralmente são computados sem qualquer pré-processamento dos dados pelas equações 3.2 e 3.3. As variáveis de amplitude são, na verdade, uma retificação do sinal eletromiográfico original: ARV é o caso linear e RMS é o caso quadrático. Elas apresentam uma relação monotônica, algumas

vezes linear, com a força desenvolvida no músculo [11].

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \quad (3.2)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2} \quad (3.3)$$

Os estimadores espectrais calculados foram: a frequência média (*mean frequency* - MNF), ou centróide, do espectro de potência, definida como o seu momento de primeira ordem; a frequência mediana (*median frequency* - MDF) definida como a frequência que divide o espectro de potência em duas partes de igual potência. Esses estimadores são definidos nas equações 3.4 e 3.5, onde P_i é a i -ésima linha do espectro de potência e M é o maior harmônico considerado.

$$f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (3.4)$$

$$f \sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \frac{\sum_{i=f_{med}}^M P_i}{\frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i} \quad (3.5)$$

Os valores dos descritores eletromiográficos de amplitude e de frequência também foram estimados utilizando-se uma janela deslizante de 125 ms com sobreposição de 35,75 ms. As Figuras 3.4, 3.5, 3.6 e 3.6 mostram respectivamente os descritores ARV, RMS, MDF e MNF para uma série de dez repetições.

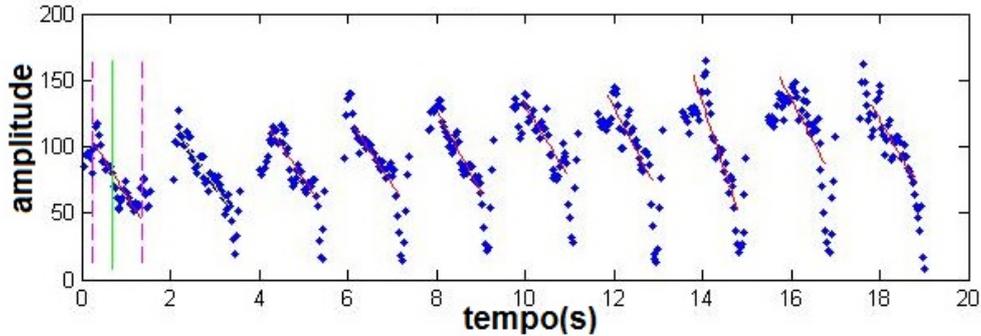


Figura 3.4: ARV em uma série com dez repetições.

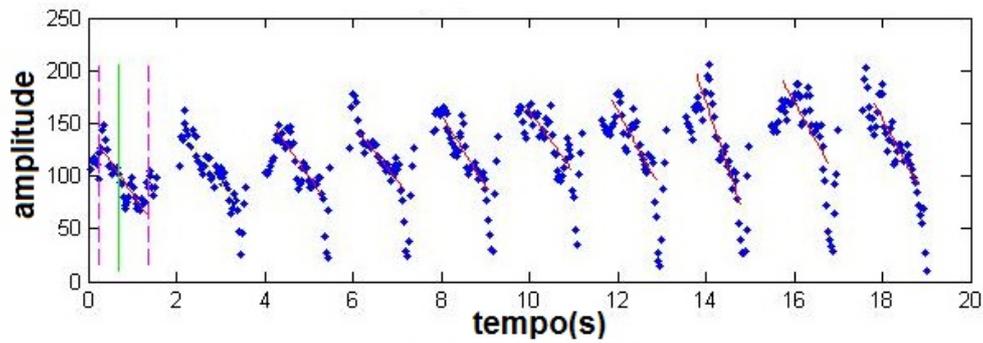


Figura 3.5: RMS em uma série com dez repetições.

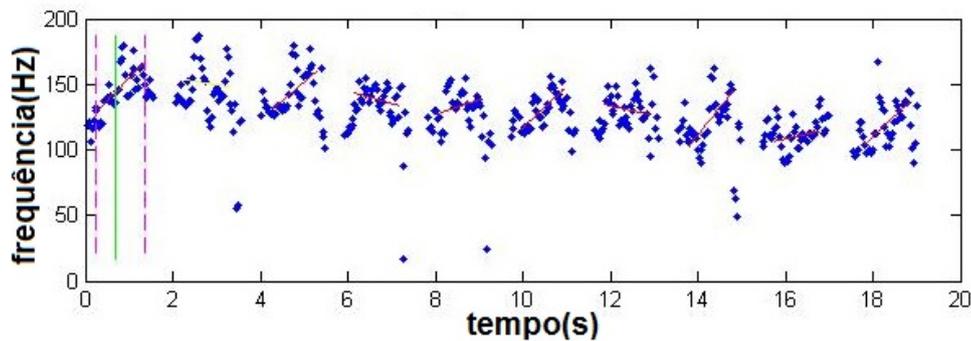


Figura 3.6: MDF em uma série com dez repetições.

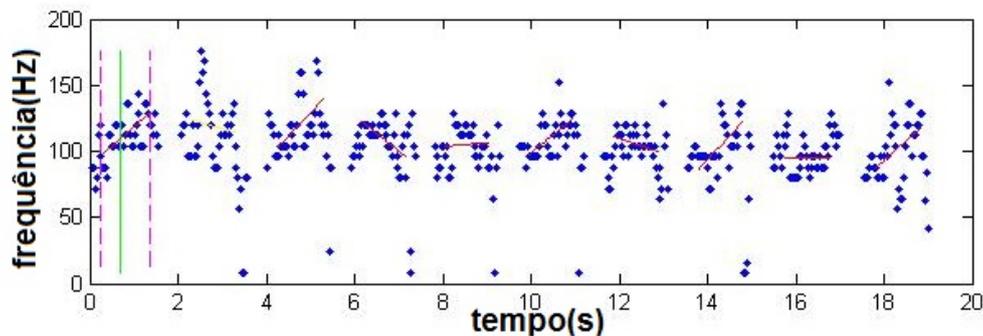


Figura 3.7: MNF em uma série com dez repetições.

A qualidade de um sinal pode ser medida pela verificação da relação sinal-ruído (signal to noise ratio- SNR), que é a medida usada para quantificar o quanto um sinal foi corrompido por um ruído. A Equação 3.6 é o cálculo da relação entre a potência do sinal (informação significativa) e a potência do ruído (informação indesejada). Como muitos sinais possuem uma larga faixa dinâmica, a SNR é frequentemente expressa em escala logarítmica ou decibéis(dB).

$$SNR_{dB} = 20 \log_{10} \frac{RMS_{sinal}}{RMS_{ruído}} [dB] \quad (3.6)$$

A determinação correta da SNR, através do método do ruído do canal ocioso (*idle channel noise*), se deu de forma a serem zeradas as entradas de um sistema, onde suas saídas registrem as informações

dos ruídos atuantes sobre o sistema. Essa técnica seria impossível na EMG-S, pois teria de curto circuitar o eletrodo, o que poderia causar danos ao equipamento. Logo utilizou-se como referência o sinal gerado pelo músculo no estado relaxado. Convencionou-se o valor de 20 dB como o critério de corte, abaixo do qual os sinais de EMG-S foram rejeitados em análises subsequentes.

Durante a pesquisa de mestrado foram desenvolvidas rotinas em Matlab onde primeiramente são extraídos os descritores biomecânicos e eletromiográficos das três séries para IR de 1 e 2 minutos. Após o cálculo apropriado de cada descritor é feito um posicionamento dos valores calculados para que cada dado seja apresentado no momento em que ele realmente ocorreu (pois com a técnica do janelamento e alguns cortes que são feitos no arquivo, na parte de flexão, a representação temporal pode ser comprometida). Utilizou-se então, como índice de fadiga, o coeficiente angular (inclinação) da reta de regressão (gráfico de fadiga) normalizado pelo respectivo coeficiente linear (valor inicial). A divisão da reta de regressão pelo coeficiente linear forma uma nova reta que corta o eixo das ordenadas no ponto (0,1), conforme modelo das equações (Equação 3.7). A normalização das características dos sinais de EMG-S foi efetuada por ser necessária à comparação da atividade muscular entre diferentes sujeitos

Uma tendência ascendente foi observada em cada repetição isocinética dos sujeitos, com um decréscimo na inclinação da reta (representado pelo IF) de uma série para a outra. Tal padrão não foi encontrado em todos os sujeitos avaliados, o que levou à uma investigação mais ampla das diferenças entre tais sujeitos que foram separados em grupo Ouro (os sujeitos que possuem o padrão de IF) e grupo não Ouro (os sujeitos que não possuem o padrão decrescente do IF entre série ou que possuem um IF negativo na repetição de pico de torque).

$$\begin{aligned}
 \text{regress\~{a}}_{Linear} &= a + bx \\
 \text{regress\~{a}}_{Linear}_{Normalizada} &= 1 + \frac{b}{a}x \\
 \text{Indice_de_Fadiga}(IF) &= \frac{b}{a}
 \end{aligned}
 \tag{3.7}$$

Comparações estatísticas dos indicadores de fadiga foram realizadas entre as séries em uma mesma velocidade angular, com nível de significância de 0,05 (cauda dupla) e 95% de intervalo de confiança. Utilizou-se o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, confiável para números pequenos de amostra (em torno de 10). Na comparação das médias entre dois grupos foi usado o teste *t*-Student para amostras dependentes -distribuição normal- e o teste de Wilcoxon Signed-Rank - não normal. Na comparação entre as médias de três grupos foi usado o teste One - Way ANOVA com o Tukey HSD (post hoc) para a distribuição normal e o de Friedman para o caso não-normal.

No âmbito de se avaliar os resultados divergentes do IF referentes a VC os 15 indivíduos foram separados em dois grupos, com a finalidade de se comparar as diferenças estatísticas entre os sujeitos que não atendiam ao protocolo de forma satisfatória, se analisado o parâmetro IF. Foi utilizado conceitualmente o nome grupo Ouro e grupo não Ouro para o que atendia e não atendia, respectivamente, a tendência de decréscimo no descritor IF.

Para uma análise quantitativa de ambos os grupos, foi feita uma análise no pico de torque (PT)

da série um até a série três para IR de um e dois minutos. Definiu-se RLN_{PT} sendo a regressão linear normalizada do PT entre as séries (tomando a regressão linear de três pontos: PT da série 1, PT da série 2 e PT da série 3) como o descritor para se avaliar o torque entre os IRs e entre os grupos.

A regressão Gaussiana foi utilizado no intuito de se avaliar de forma qualitativa a variação do torque na fase ILR do movimento... Observou-se que a curva de torque na fase ILR assemelhava-se ao modelo Gaussiano, onde a ferramenta "Fit" no software Matlab já dispunha do modelo que melhor se adequava à curva, fornecendo o erro quadrático médio (RMSE) da aproximação feita, ou seja o quão bem o modelo Gaussiano conseguiu se ajustar a curva de torque. Sob a premissa de que o sujeito realiza o movimento de extensão do joelho com menor oscilação, no torque, quando não está sob o efeito da fadiga muscular, adotou-se o RMSE de ajuste à Gaussiana como o descritor de oscilação do torque.

Com o intuito de se avaliar melhor a variação no torque, foi feita uma investigação da RFD em cada repetição, tomando as precauções necessárias para se evitar a fase VO do isocinético [63]. A Figura 3.8 mostra como comumente é feito o cálculo do RFD, tomando-se a partir do início do movimento até um determinado intervalo de tempo. No estudo o cálculo se deu de forma diferenciada no intuito de se avaliar a parte isocinética na etapa de subida e descida (também de 7N do torque até o pico e da posição onde a velocidade é igual a zero até o pico de torque, para fins de comparação). As Equações 3.8, 3.9, 3.10 e 3.11 mostram a forma como é feito o cálculo de cada RFD onde T é o valor em N.m do torque e t é o tempo em segundos .

$$RFD_{7N} = \frac{T_{pico} - 7}{t_{pico} - t_{7N}} \quad (3.8)$$

$$RFD_{Vel0} = \frac{T_{pico} - T_{vel0}}{t_{pico} - t_{vel0}} \quad (3.9)$$

$$RFD_S = \frac{T_{pico} - T_{Inicio-Iso}}{t_{pico} - t_{inicio-Iso}} \quad (3.10)$$

$$RFD_D = \frac{T_{fim-Iso} - T_{pico}}{t_{fim-pico} - t_{pico}} \quad (3.11)$$

O sinal obtido no experimento é superamostrado a uma taxa de 2048 amostras/s, logo a derivada tomada ponto a ponto pode ser facilmente aplicada para uma análise da variação do torque ao longo da série em que se deseja avaliar. Voltou-se a análise para o valor de *zerocrossing* (ZC) no sinal da derivada do torque que fornece a quantidade de vezes que a derivada muda de sinal ao longo da fase ILR na repetição de pico de torque, por ser um descritor bem difundido na análise da derivada.

Com tais premissas a respeito da derivada do torque, resolveu-se avaliar de forma mais profunda o sinal, tomando a transformada de Fourier do sinal de derivada, para se averiguar o nível de oscilação do mesmo. A transformada rápida de Fourier foi tomada utilizando a ferramenta no

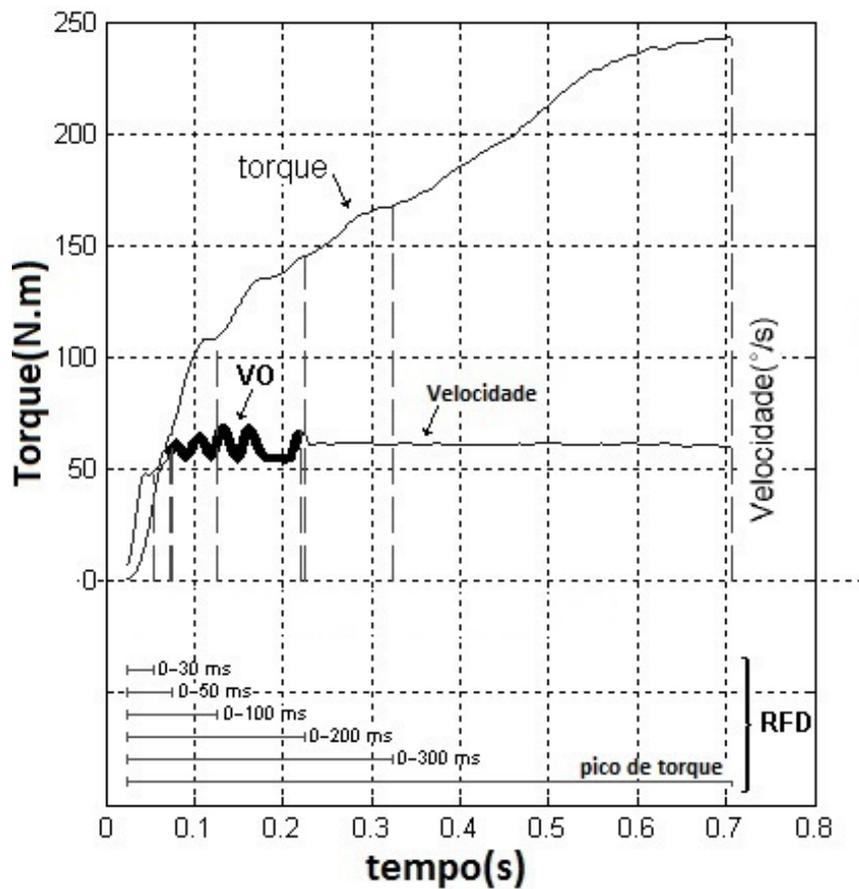


Figura 3.8: Intervalos de tempo para estimativa do RFD (Retirado de article:Schwartz:2012 com autorização).

matlab $fft(signal)$ o que é feito em uma janela de 2^n , sendo que se o sinal ultrapassasse o valor de 2048 amostras, o Matlab completava o mesmo com zeros até o valor de 4096. A princípio isso foi um problema na análise pois gerava algumas variações nas frequências mais altas 70 – 100Hz, podendo modificar de forma considerável o espectro de frequência. Foi pensado então em uma solução viável para minimizar tal efeito, pegando o sinal da derivado do torque e limitando o mesmo em 2048 amostras, pois em média a fase ILR de cada repetição contém 2250 amostras. Foi feito então um recorte do sinal começando do final da fase ILR em cada repetição para o início, onde supostamente não afetaria tanto a análise da variação do torque do sujeito, pois no final do movimento é que se observa uma maior variação no torque (devido a angulação da perna não fornecer estabilidade no movimento).

Capítulo 4

Resultados

Este capítulo mostra as condições de experimentação, como foram feitas as análises nos sujeitos estudados, . A investigação dos dados foi baseada em análise estatística (SPSS) e inspeção visual. Uma tendência ascendente em cada repetição era o esperado com uma queda ao longo da série, tanto na inclinação da reta, quanto na constante da reta encontrada pela regressão linear dos valores de VC. No entanto, ao se analisar todos os 15 sujeitos, não foi observado o mesmo padrão em todos, o que levou à investigação de outros fatores que poderiam ter influenciado essa variação. Foram separados os sujeitos que atendiam ao pressuposto e denominados grupo Ouro. Então, novas e minuciosas observações foram feitas com o intuito de se compreender melhor o porquê de os demais sujeitos não apresentarem tal comportamento.

4.1 Estimativas da Velocidade de Condução nos sujeitos Ouro

A figura 4.1 ilustra as estimativas da VC em cada repetição do exercício isocinético, de acordo com a janela deslizante mencionada na seção 3.0.4. As linhas tracejadas na vertical indicam o começo e o término da fase ILR na repetição em que ocorre o pico de torque ($R2$) da série¹. A linha central representa o instante em que ocorre o PT em $R2$.

A figura 4.2 mostra uma ampliação da repetição de PT ($R2$) da figura 4.1, onde podem ser observados os detalhes da regressão linear das estimativas da VC dentro da repetição.

Para fins de comparação da atividade muscular entre os diferentes sujeitos, as estimativas da VC

¹Neste trabalho, as repetições da série isocinética serão representadas pela letra "R" seguida do número da repetição

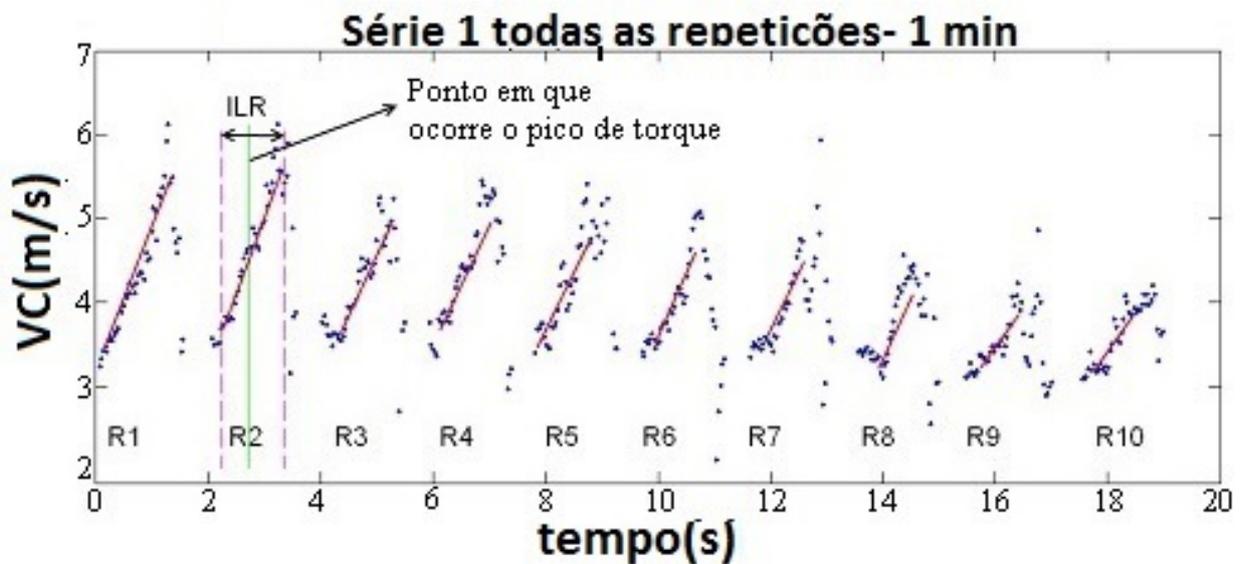


Figura 4.1: Valores estimados da velocidade de condução, em cada repetição isocinética, com destaque para a fase ILR da segunda repetição (R2) em que ocorre o pico de torque da série.

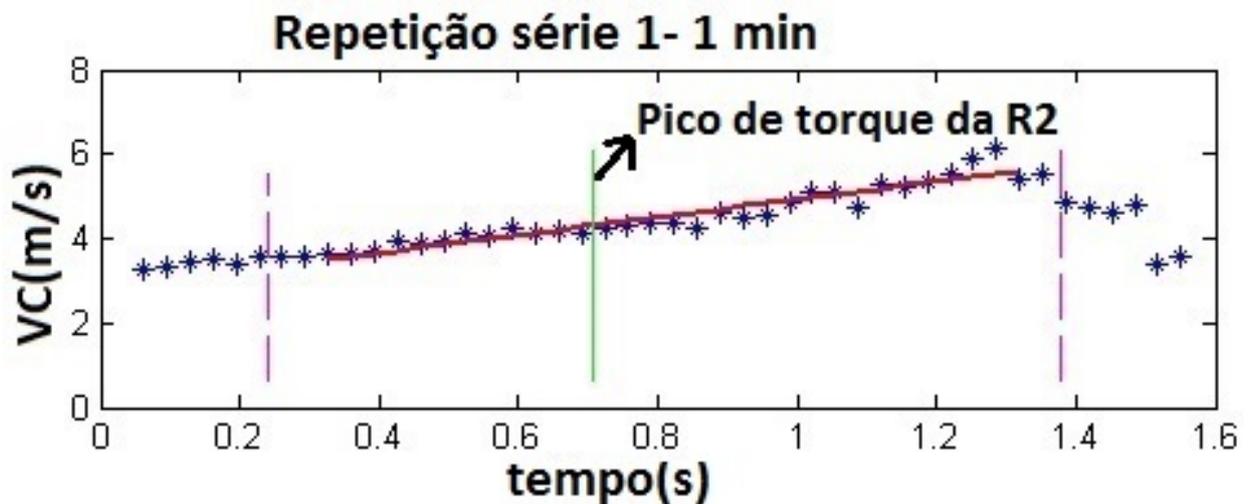


Figura 4.2: Estimativas da VC com a respectiva regressão linear na repetição de maior pico de torque da série.

foram normalizadas conforme a equação 3.7.

O resultado das inclinações normalizadas (Tabela 4.1) está ilustrado na figura 4.3 para as repetições de maior PT das três séries isocinéticas, considerando-se os descansos de 1 e 2 minutos. Em destaque estão representados os índices de fadiga (3.7) médios (IF_{med}), entre sujeitos, na repetição de PT de cada série.

Com a finalidade de se comparar o índice de fadiga entre as séries, determinou-se o coeficiente de relação das inclinações (CRI), demonstrado na Equação 4.1, entre séries.

Tabela 4.1: Índice de fadiga médio dos sujeitos do grupo Ouro.

Coefficiente	Valor
$IF_{12(1min)}$	0.704
$IF_{23(1min)}$	0.0,381
$IF_{13(1min)}$	0.0,262
$IF_{12(2min)}$	0.641
$IF_{23(2min)}$	0.612
$IF_{13(2min)}$	0.428

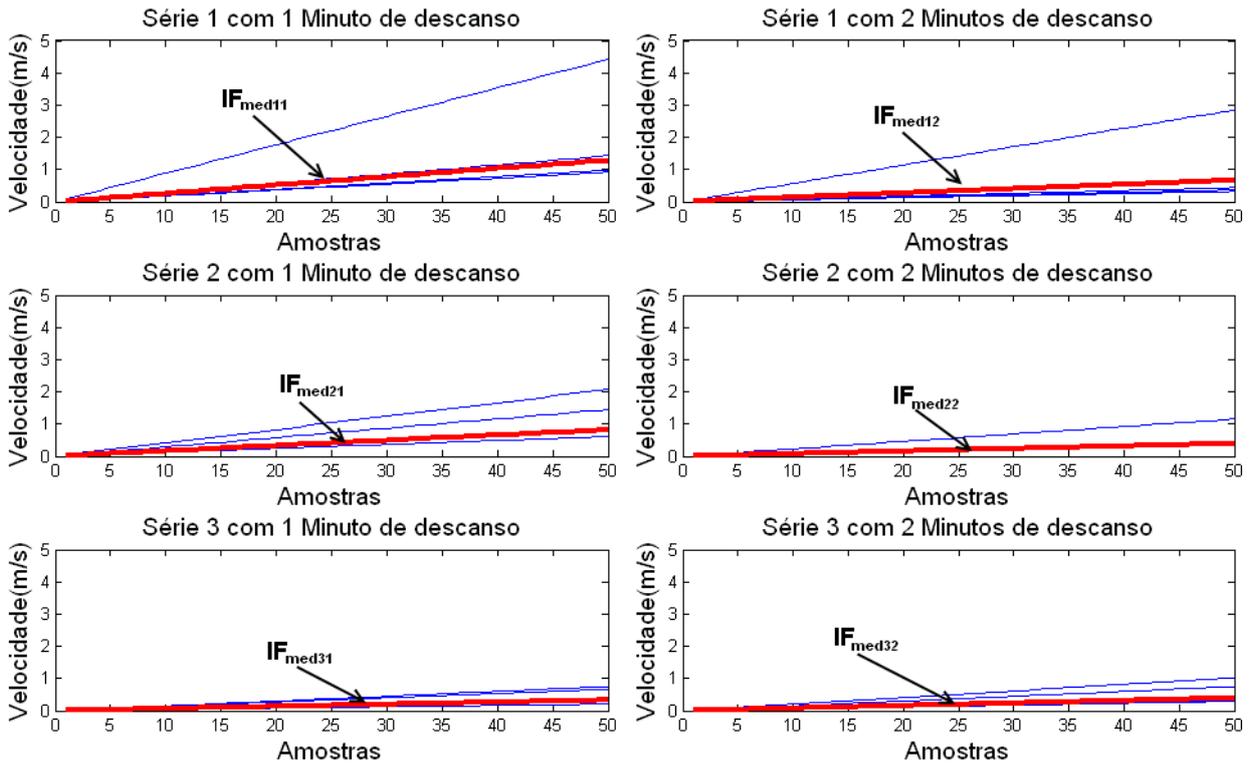


Figura 4.3: Retas da regressão linear das série 1,2 e 3 com 1 e 2 minutos de descanso entre elas com seus respectivos índices de fadiga médio.

$$CRI_{\alpha\beta} = \frac{IF_{med\alpha}}{IF_{med\beta}} \quad (4.1)$$

A Tabela 4.2) mostra os valores médios calculados do CRI.

4.1.1 Análise dos Resultados do grupo Ouro

Na Figura 4.1, pode-se observar uma tendência ascendente da VC dentro de cada repetição na série. Esse comportamento é esperado em exercícios de máxima contração, visto que a Equação 2.25 mostra uma proporcionalidade entre a área do músculo e a VC. Verificou-se que, em geral, que as inclinações diminuíram ao longo da série e entre as séries (Figura 4.2), o que pode estar associado

Tabela 4.2: Coeficiente de Relação das Inclinações entre as séries do exercício isocinético para os intervalos de descanso entre séries de 1 e 2 minutos, determinados por meio dos índices de fadiga médios de cada série.

Coeficiente	Valor
$CRI_{12(1min)}$	$0.6348 \pm 0,131$
$CRI_{23(1min)}$	0.4030 ± 0.143
$CRI_{13(1min)}$	0.2558 ± 0.098
$CRI_{12(2min)}$	0.5978 ± 0.126
$CRI_{23(2min)}$	0.9965 ± 0.112
$CRI_{13(2min)}$	0.5957 ± 0.109

Nota. Os algarismos do índice do CRI representam, respectivamente, o número da série no numerador, o número da série no denominador e o tempo de descanso entre as séries.

ao fenômeno da fadiga muscular [62, 64]. Sabe-se que, para intervalos maiores de descanso entre séries, um sujeito tem melhor recuperação da sua capacidade de realização do movimento, o que é avaliado pela variação do PT entre as séries [65]. Com base nisso, é razoável esperar que a variação na inclinação das retas seja menor entre as séries com descansos maiores. Isso pode ser observado na figura 4.3 e na Tabela 4.1 quando são comparadas as inclinações para 1 e 2 minutos de intervalo. Verifica-se que o índice de fadiga médio (IF_{med}) tende a diminuir de uma série para a outra em ambos os intervalos de descanso, porém de forma mais acentuada nas séries com 1 minuto do que nas séries com 2 minutos de intervalo. Isso também é mostrado na Tabela 4.2, onde o CRI entre as séries 1 e 2 é menor para dois minutos de descanso quando comparado com 1 minuto. Vale salientar que as séries com diferentes tempos de descanso foram executadas em dias diferentes, o que permite que o valor médio do IF_{med12} seja menor que IF_{med11} , pois as condições em que os sujeitos se encontram pode ser diferente de um dia para o outro, variando assim as estimativas da VC. Considerando-se o CRI entre as séries 2 e 3 para 2 minutos de descanso, verifica-se que o coeficiente é bem próximo de 1 o que indica uma pequena variação entre IF_{med22} e IF_{med32} , o que não é observado entre as séries com 1 minuto de descanso. O CRI entre as séries 1 e 3 aponta para uma variação menor entre IF_{med12} e IF_{med32} quando comparado com IF_{med11} e IF_{med31} , sugerindo assim que as séries com 1 minuto de descanso alteram a VC de forma mais acentuada que com 2 minutos de descanso. Essa alteração na inclinação das retas de regressão das estimativas da VC foram também reportadas [49] como uma consequência da acumulação de ácido lático como característica da variação do diâmetro do músculo durante a execução de um exercício dinâmico [62].

4.2 Comparação dos descritores eletromiográficos e biomecânicos entre sujeitos Ouro e não Ouro

A investigação foi iniciada com a suspeita de que uma variação na temperatura do músculo poderia afetar processos metabólicos, alterar de forma significativa a VC. No entanto, observou-se que alguns sujeitos variavam o IF de positivo para negativo de uma repetição para outra, em intervalo de tempo insuficiente para ocasionar uma variação na temperatura capaz de modificar a VC (Figura 4.4). Então, seguiu-se nova investigação com foco nas variações do torque, o que se desenvolve nas duas próximas seções.

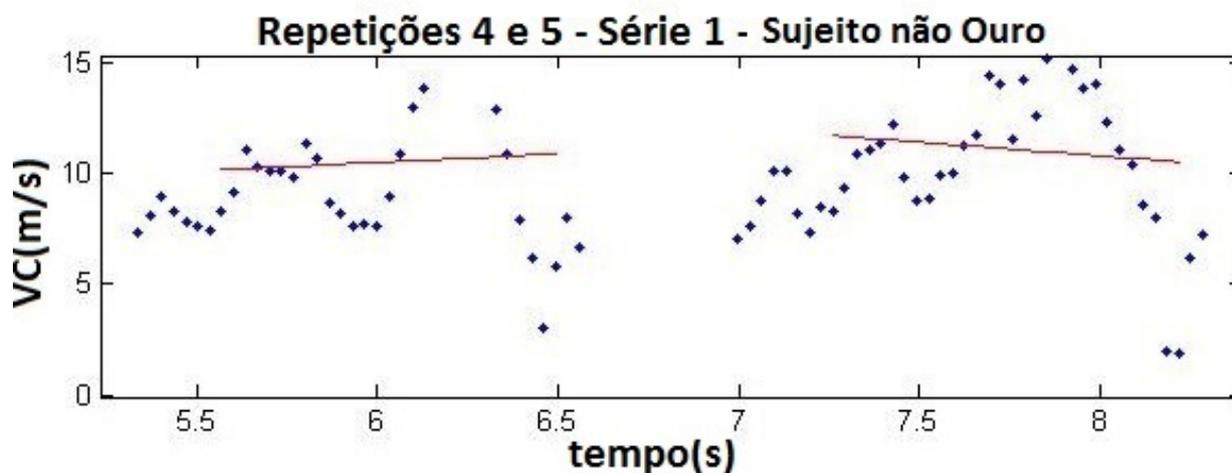


Figura 4.4: Duas Repetições consecutivas(4 e 5) de um sujeito do grupo não Ouro, com IF positivo e negativo respectivamente.

Passou-se a suspeitar que determinados sujeitos não executaram o protocolo na íntegra, com frequentes vacilos ao longo da execução, pois nem todos os participantes tinham o perfil de atleta, uma vez que esse requisito não foi considerado para a seleção dos mesmos.

4.2.1 Inspeção visual do torque e velocidade de condução

Inicialmente, procurou-se determinar, de forma visual, a possível variação abrupta na execução da repetição. Observou-se, então, um sujeito ouro na repetição de pico de torque, por ser considerada a melhor repetição visto que o sujeito não estaria, neste ponto da série, em estado de fadiga (Figura 4.5). Comparando-se os sujeitos do grupo Ouro (representado por um sujeito na Figura 4.5) com os sujeitos do grupo não Ouro (representado por um sujeito na Figura 4.6), é nítida a diferença entre ambos. Pode-se ver uma variação significativa no torque após o pico da repetição na Figura 4.6. Depois de uma queda intensa (no torque), o sujeito tenta recuperar a força. Então, o torque volta a ter uma variação positiva, mas logo volta a cair ao final da fase ILR. Os reflexos na VC podem ser observados pela figura 4.2, que mostra a estimativa da VC para o sujeito Ouro na mesma repetição utilizada na comparação com o sujeito não Ouro, ilustrado na Figura 4.7. Identifica-se uma variação grande quando comparados ambos os sujeitos. A reta de regressão tem inclinação negativa de $-0,32$ com seu erro quadrático médio (RMSE) de ajuste da reta igual a $8,12$. Isso levou à uma hipótese de que todos os sujeitos com inclinação negativa na reta de regressão da VC poderiam apresentar variação similar no torque. Foi feita uma inspeção visual em vários casos em que ocorria tal padrão (VC descendente), mas não pôde ser verificado uma variação do torque como no sujeito da Figura 4.7, ou um valor significativo do RMSE para o ajuste da reta para todos.

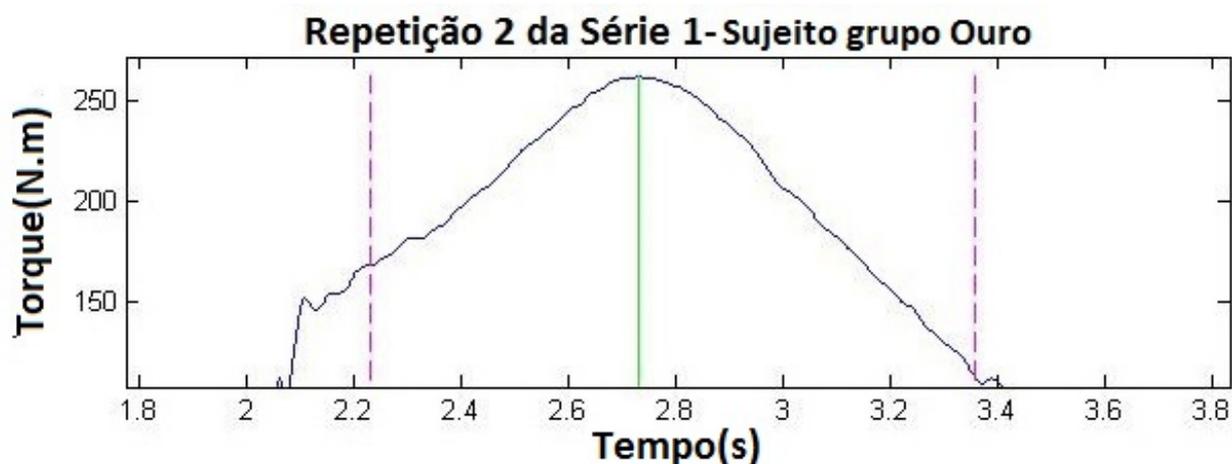


Figura 4.5: Torque da segunda repetição (na fase ILR) da série um com um minuto de descanso entre séries de um sujeito do grupo Ouro.



Figura 4.6: Torque da terceira repetição (na fase ILR) da série três com um minuto de descanso entre séries de um sujeito do grupo não Ouro.

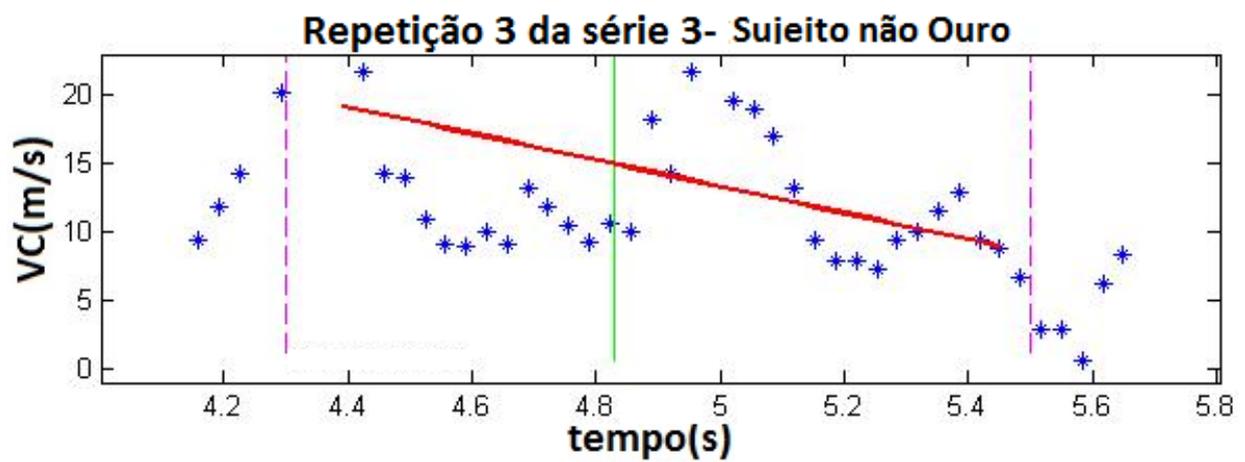


Figura 4.7: Estimativas da velocidade de condução da terceira repetição (na fase ILR) da série três com um minuto de descanso entre séries de um sujeito do grupo não Ouro.

4.2.2 Análise do pico de torque

O pico de torque (PT) da série (Figura 4.8) é muito utilizado no meio científico como parâmetro de investigação da fadiga muscular, pois indica o quanto um sujeito (ou grupo) conseguiu manter a força produzida ao longo das séries, sendo que o torque cai de forma mais acentuada em protocolos com maior produção de fadiga, onde o intervalo de recuperação (IR) é um dos fatores determinantes [65]. Para uma compreensão melhor da diferença entre os picos de torque das séries com IR diferentes, adotou-se a regressão linear normalizada do pico de torque (RLN_{PT}) como critério de comparação. Esse critério retrata o quanto o torque cai desde o início (série 1) até o fim do protocolo (série 3), e foi aplicado para IRs de 1 e 2 minutos.

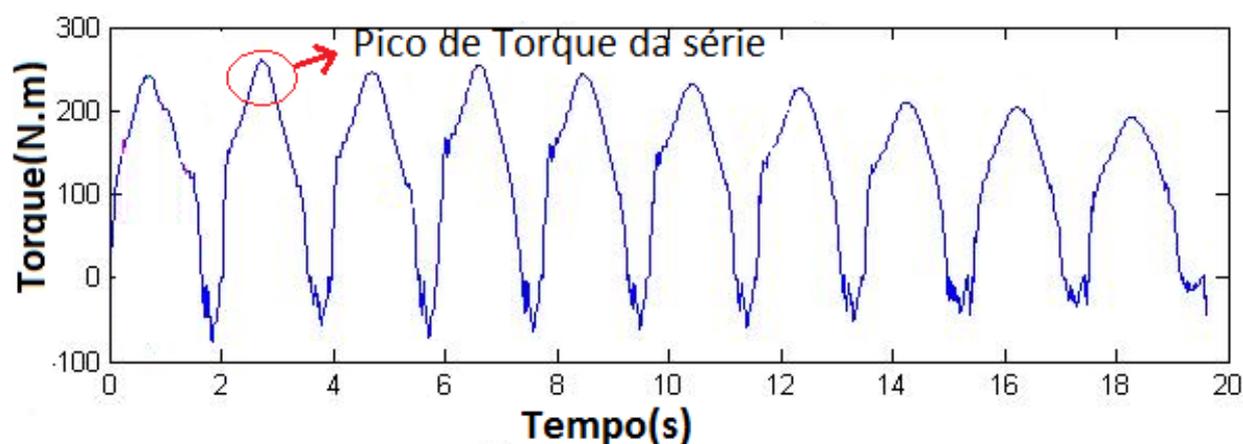


Figura 4.8: Pico de torque de uma série com dez repetições.

Tabela 4.3: Valor médio das Picos de Torque nas séries com IR de 1 e 2 minutos

IR	Série 1	Série 2	Série 3	RLN_{PT}
1min	276,13N ± 11,27	248,13N ± 11,96	219,80N ± 10,92*	-0,092 ± 0,007
2min	269,68N ± 13,31	258,94N ± 12,43	242,88N ± 12,53*	-0,044 ± 0,01

* $p < 0,05$

Pode-se observar pela Tabela 4.3, na série 1, que os valores de PT não tem diferença (estatisticamente significativa pelo *Student's T-test*). Porém, na série 3, seus valores são estatisticamente diferentes, sendo o valor médio do PT para a série 3 com IR de 1 minuto menor que IR com 2 minutos, indicando maior produção de fadiga no protocolo de 1 minuto de IR. O descritor RLN_{PT} é estatisticamente diferente (*Student's T-test*) para diferente IR (ver Tabela 4.3 e Figura 4.9). Foi feita uma comparação entre os sujeitos Ouro e o restante do grupo avaliado e não foram encontradas diferenças significativas entre os PT ou entre as RLN_{PT} .

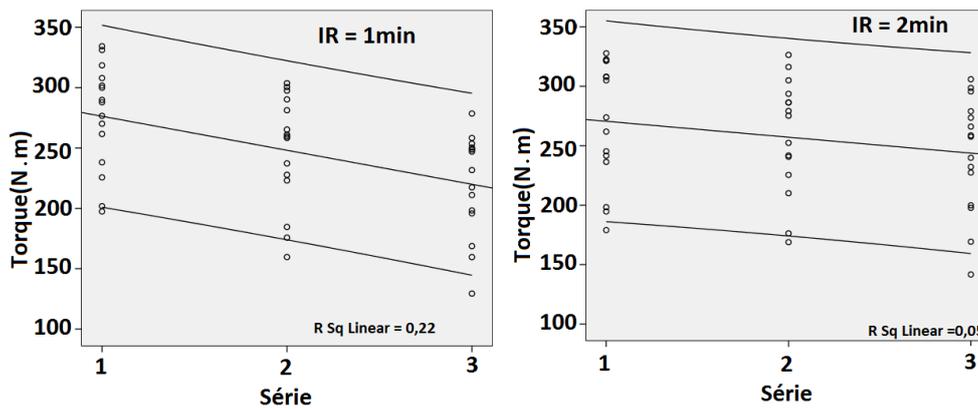


Figura 4.9: Regressão dos picos de torque entre séries com IR de um minuto e dois minutos.

4.2.3 Taxa de Desenvolvimento de Força

A força explosiva muscular é bastante dependente da taxa de aumento da força em um dado intervalo de tempo no início da contração muscular, sendo os valores máximos dessa taxa alcançados em um período de tempo entre 100 e 300ms [66]. Essa taxa é conhecida como taxa de desenvolvimento de força (*rate of force development - RFD*) e é obtida através da razão entre a variação da força e a variação do tempo.

Segundo a literatura a RFD é influenciada por diferentes fatores, como as propriedades musculares (tamanho muscular, área relativa das fibras rápidas, a composição da isoforma da miosina de cadeia pesada) [67, 68], distribuição das fibras musculares [69, 68] e fatores neurais, como a magnitude de produção eferente do motoneurônio na fase inicial de contração [70, 71], a frequência de disparos e o recrutamento dos motoneurônios [72, 66, 71]. Além desses fatores, o nível de complacência das estruturas relacionadas com a transmissão da força também é importante para explicar as diferenças na RFD [73]. A RFD também é influenciada pela velocidade de contração [73], que em geral, é maior nas condições de ausência de movimento articular ou de menor velocidade de contração ($60^\circ/s$). Assim, em atletas que utilizam em suas modalidades contrações musculares explosivas, a RFD tem sido considerada um importante parâmetro para mensurar o desempenho neuromuscular.

A Figura 4.10) mostra o cálculo do RFD para um sujeito do grupo não Ouro conforme visto no Capítulo 3.

Foi feita uma análise dos valores de RFD ao longo das repetições das séries e entre as séries, onde se obteve uma tendência decrescente dos valores de RFD_S , a reta de regressão ao longo das 10 repetições se tornou menos descendente de uma série para outra (Figura 4.11). Ao se analisar a regressão média normalizada da RFD ($RFD_{Norm} = a/b$) (ver Tabela 4.4) o que estatisticamente (*Wilcoxon Signed Ranks Test*) não tem diferença significativa entre as séries e nem entre o grupo Ouro e o restante dos sujeitos. Uma tendência decrescente da RFD_S é observada ao longo das repetições e séries, segerindo menor capacidade de desenvolver o mesmo nível de desenvolvimento

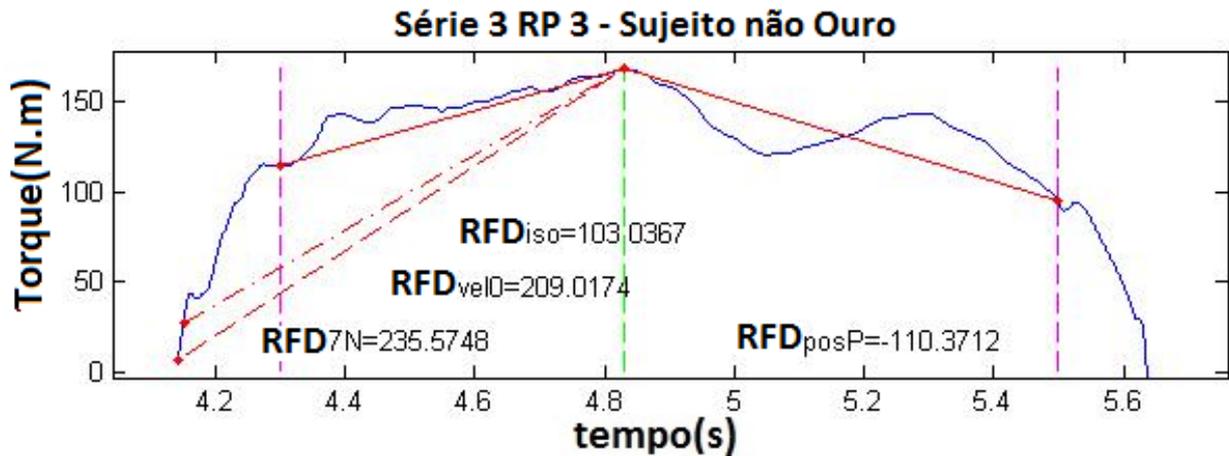


Figura 4.10: Demonstração visual das RFDs calculadas para um sujeito não Ouro na repetição de maior pico de torque na série três com um minuto de descanso entre as séries. (RFD_{7N} , é a taxa RFD desde 7N até o pico de torque; RFD_{vel0} , é a RFD desde o ponto onde a velocidade é igual a zero; RFD_S , é a RFD a partir do início da fase isocinética da repetição; RFD_D , é a RFD calculada desde o pico de torque da repetição até o final da fase isocinética.)

de força ao longo do tempo. Feita a comparação entre as séries com IR de um minuto e dois minutos, tem-se uma tendência similar ao descritor biomecânico PT (observado entre as séries na repetição de PT de cada série), conforme a Figura 4.12.

Tabela 4.4: Valor Normalizado da RFD para as dez repetições.

IR	Série 1	Série 2	Série 3
1min	20, 13 ± 1, 72*	23, 71 ± 1, 54*	22, 53N ± 1, 92*
2min	19, 73 ± 1, 53*	22, 23 ± 1, 69*	21, 21N ± 1, 21*

* Distribuição não normal (teste *Shapiro-Wilk*)

Já a RFD_D aumenta ao longo das séries (ver Figura 4.13). É importante salientar que a RFD_D é negativa, logo seu valor vai se tornando menos negativo, pois como a força máxima produzida no pico de torque da repetição é menor, a taxa com que esse torque volta ao estágio "inicial" vai diminuindo com a fadiga (Figura 4.14). Vale ressaltar que o tempo para se alcançar o pico de torque (t_{Iso}) diminui ao longo da série e entre as séries e que o tempo de descida do torque (t_{posP}) aumenta ao longo da série e entre as séries (com um coeficiente de correlação cruzada de 0,323), seguindo a tendência de forma inversa, da RFD na fase de subida da ILR. Foi feita uma comparação entre os tempos totais da fase isocinética e encontrou-se diferença significativa (*Student's T-test*) entre as séries tanto para IR de 1 e 2 minutos (Tabelas 4.5 e 4.6), onde $t_{Iso}XsY$ é o tempo em que foi realizada a fase ILR, sendo X o tempo de IR e Y a série. Uma diferença maior foi encontrada entre as séries 1 e 3 com IR de 1 minuto do que entre as séries 1 e 3 com IR de 2 minutos. Uma possível explicação para tal fenômeno é a de que quando o sujeito vai entrando em fadiga, o tempo que ele leva para estabilizar o dinamômetro isocinético é maior (fase ACC + VO). Logo a fase ILR fica comprometida no tempo, pois se inicia mais tarde (numa posição angular da perna menor)

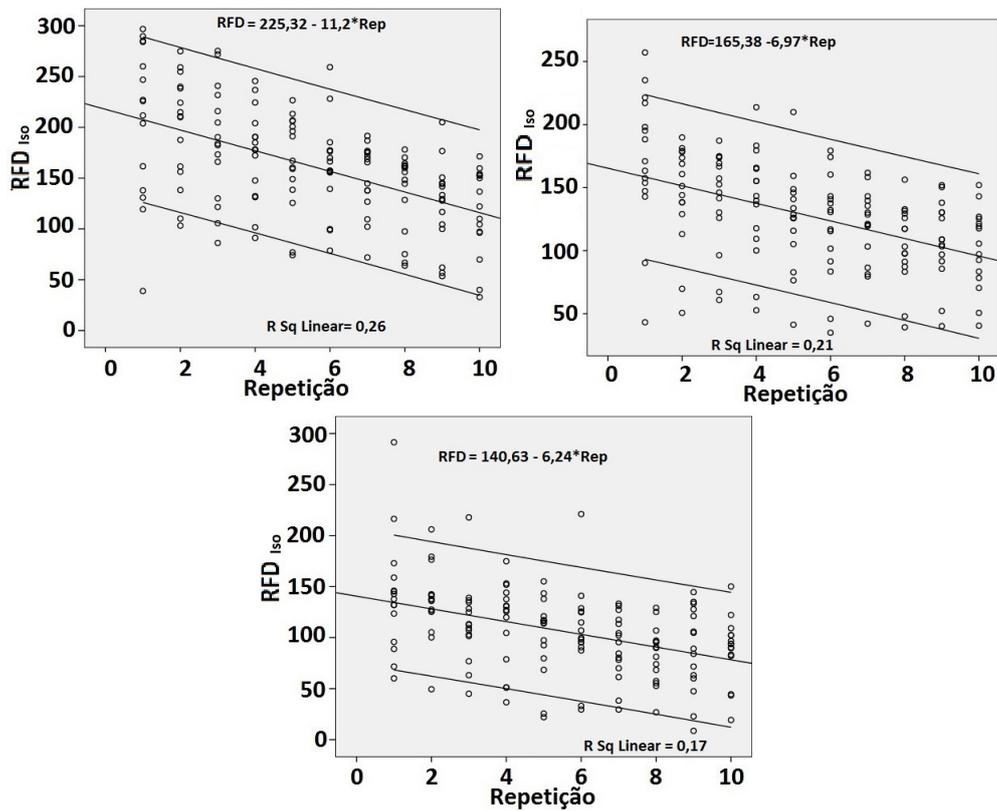


Figura 4.11: RFD_S nas séries 1, 2 e 3 com 1 minuto de descanso entre séries, nas dez repetições.

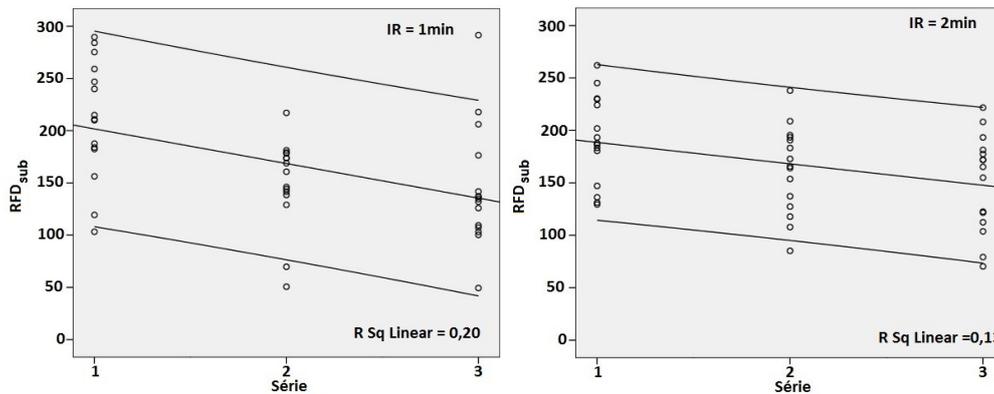


Figura 4.12: RFD_S da repetição de pico de torque entre as séries 1,2 e 3 para IR de 1 e 2 minutos.

diminuindo a ROM na ILR, logo esse tempo diminui mais para séries com IR de 1 minuto, pois o processo de fadiga é mais intenso.

Tabela 4.5: Wilcoxon Signed Rank test para comparação entre series, com 1 minuto de descanso entre si, dos valores totais da fase Isocinética.

	tIso1s3 - tIso1s1	tIso1s2 - tIso1s1	tIso1s3 - tIso1s2
Z	-5,621	-3,974	-2,306
Asymp. Sig.	0	0	0,021

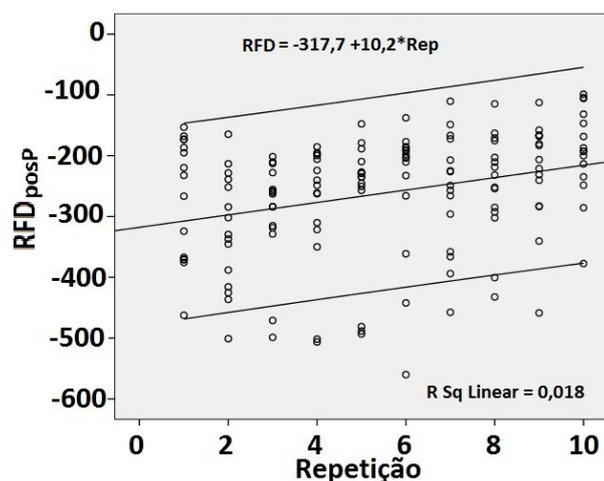


Figura 4.13: RFD_D na série 1 com 1 minuto de descanso entre séries, nas dez repetições.

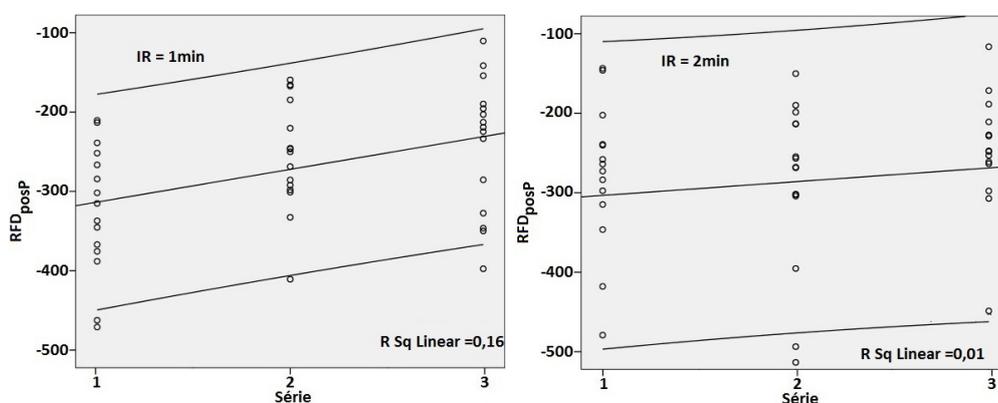


Figura 4.14: RFD_D da repetição de pico de torque entre as séries 1,2 e 3 para IR de 1 e 2 minutos.

Tabela 4.6: Wilcoxon Signed Rank test para comparação entre series, com 2 minutos de descanso entre si, dos valores totais da fase Isocinética.

	tIso2s3 - tIso2s1	tIso2s2 - tIso2s1	tIso2s3 - tIso2s2
Z	-4,478	-1,354	-2,923
Asymp. Sig.	0	0.17	0,03

A análise foi feita entre os grupos Ouro e não Ouro, como se pode observar pela Tabela 4.7, porém diferenças significativas (*Student's T-test*) entre os grupos não foram encontradas para a RFD, o que não permitiu uma relação direta com os vacilos observados no torque e as inclinações negativas da VC, apesar de notar-se uma diferença significativa entre os grupos para a primeira série, onde o sujeito "não se encontra em estado de fadiga" o que indica uma diferenciação entre os grupos, mas estatisticamente (*Student's T-test*) não é significativa.

Tabela 4.7: Valores médio e desvio padrão da RFD de S-Subida e D-Descida na fase ILR (repetição de PT da série) dos grupos Ouro e não ouro.

Série avaliada	Grupo Ouro	Grupo não Ouro	Asymp. Sig. (2-tailed)
S_{1s1}	223, 12 \pm 21, 67	206, 42 \pm 18, 84	0, 57
S_{1s2}	148, 15 \pm 9, 29	150, 87 \pm 14, 97	0, 57
S_{1s3}	119, 6 \pm 9, 25, 09	153, 67 \pm 19, 86	0, 34
S_{2s1}	195, 69 \pm 24, 16	189, 57 \pm 12, 66	0, 98
S_{2s2}	172, 93 \pm 23, 59	159, 00 \pm 12, 38	0, 98
S_{2s3}	151, 81 \pm 22, 00	149, 83 \pm 14, 76	0, 96
D_{1s1}	-242, 64 \pm 11, 04	-350, 73 \pm 22, 79	0, 16
D_{1s2}	-253, 72 \pm 25, 53	-255, 79 \pm 23, 36	0, 98
D_{1s3}	-264, 89 \pm 32, 60	-230, 15 \pm 27, 47	0, 57
D_{2s1}	-264, 71 \pm 12, 75	-315, 98 \pm 44, 30	0, 57
D_{2s2}	-238, 10 \pm 14, 24	-306, 58 \pm 35, 62	0, 34
D_{2s3}	-257, 30 \pm 19, 96	-271, 52 \pm 37, 27	0, 98

4.2.4 Regressão do torque na fase isocinética por uma Gaussiana

Analisando-se visualmente (Figura 4.16) o torque na fase ILR, considerou-se a possibilidade de aproximá-lo por uma curva gaussiana, onde se poderia avaliar o RMSE do ajuste da curva, mensurando assim o quanto o sujeito vacilou no exercício. Para tal foi feita uma regressão no MatLab, que fornece os valores de ajuste e o quão bem ajustada está a curva ao torque (Figura 4.15 e 4.16) através do RMSE. Houve grande variação para casos onde o torque variava de forma abrupta, como na figura 4.15, onde o RMSE também é maior que em repetições com IF, da VC, positivo, porém não se achou um padrão para todos os sujeitos. Pode-se observar pela Tabela 4.8 uma diferença entre os sujeitos Ouro e não Ouro, porém ao se analisar os dados pelo *Two-Sample Kolmogorov-Smirnov Test* não se achou diferença significativa estatisticamente, mesmo tendo, entre as primeiras séries para 1 e 2 minutos de IR, uma diferença notável, mas não suficiente (estatisticamente)

Tabela 4.8: Valores médio e desvio padrão do RMSE dos grupos Ouro e não ouro.

Série	Grupo Ouro	Grupo não Ouro	Asymp. Sig.
1s1	5, 57 \pm 0, 83	11, 66 \pm 1, 63	0,090
1s2	5, 27 \pm 0, 34	6, 70 \pm 1, 36	0,833
1s3	6, 99 \pm 1, 99	7, 57 \pm 1, 74	0,981
2s1	6, 46 \pm 1, 18	11, 26 \pm 2, 77	0,774
2s2	6, 46 \pm 1, 18	11, 12 \pm 2, 31	0,347
2s3	6, 49 \pm 0, 70	9, 43 \pm 1, 84	0,516

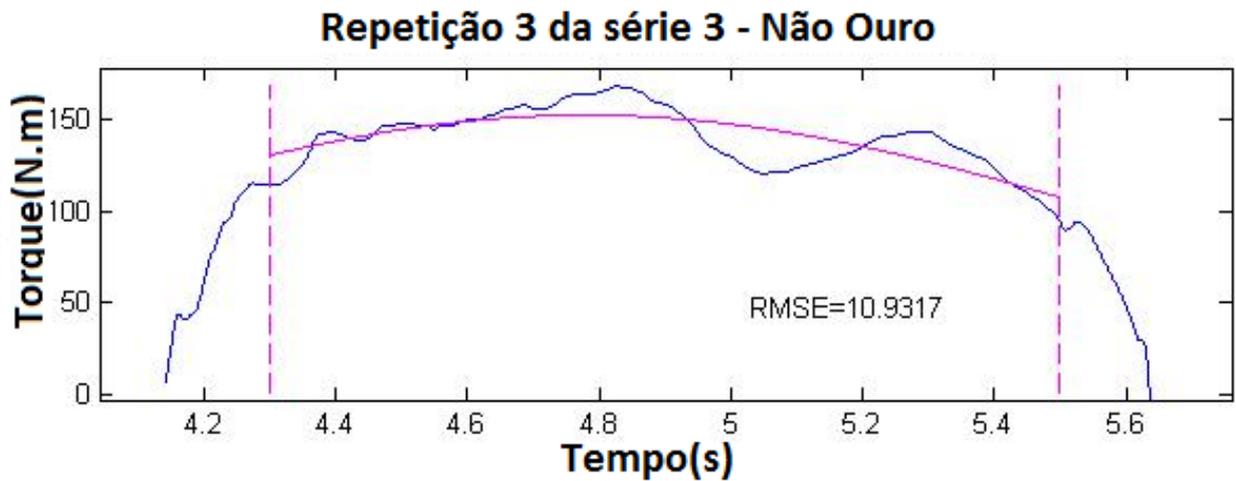


Figura 4.15: Repetição de pico de torque máximo da série com regressão gaussiana na fase ILR (Grupo não Ouro).

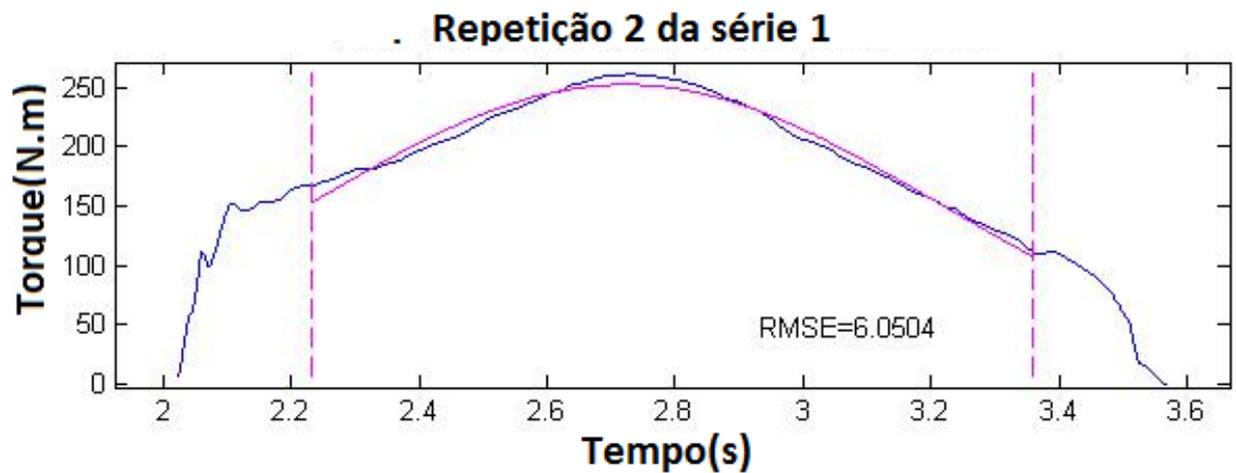


Figura 4.16: Repetição de pico de torque máximo da série com regressão gaussiana na fase ILR (Grupo Ouro).

4.2.5 Derivada do Torque e análise pela transformada de Fourier

De início pensou-se que nos sujeitos Ouro teríamos uma resposta sem componentes de alta frequência, o que não foi verificado na prática (Figura 4.17). Nota-se uma variação em todos os sujeitos, pois como o Dinamômetro isocinético fornece uma resistência ao movimento, contrária ao movimento que se deseja realizar, a perna não consegue proceder de maneira uniforme em todo o movimento, inclusive na fase ILR. Observou-se uma tendência clara de aumento no valor de ZC de acordo com a variação no torque, porém não o suficiente para se definir um padrão que diferenciase os sujeitos Ouro dos não Ouro (4.18).

Tomadas as devidas precauções foi plotado o valor absoluto da transformada de Fourier (Figura 4.19).

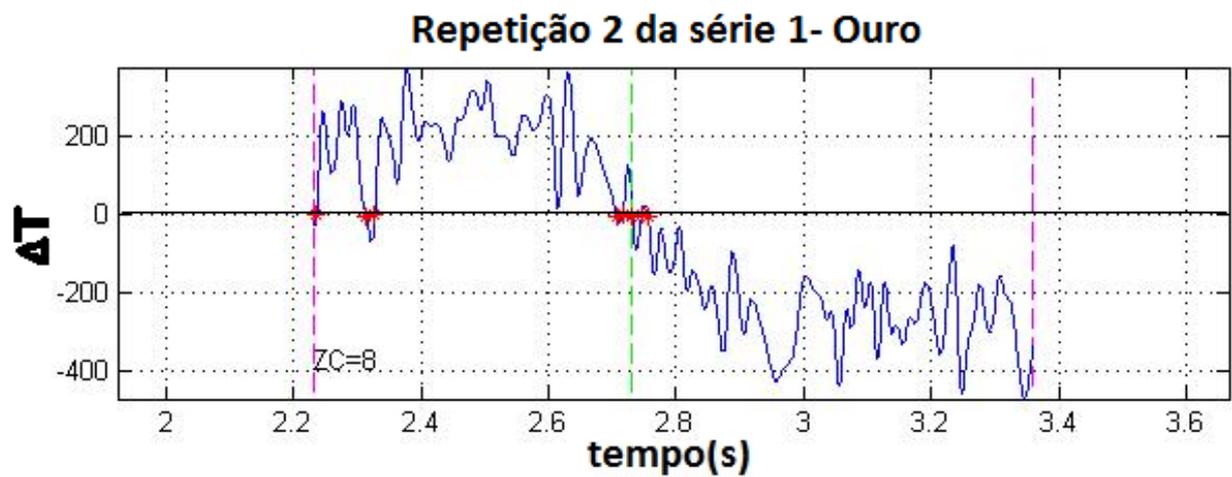


Figura 4.17: Derivada do torque na repetição de pico de torque da série de um sujeito Ouro.



Figura 4.18: Derivada do torque na repetição de pico de torque da série de um sujeito não Ouro.

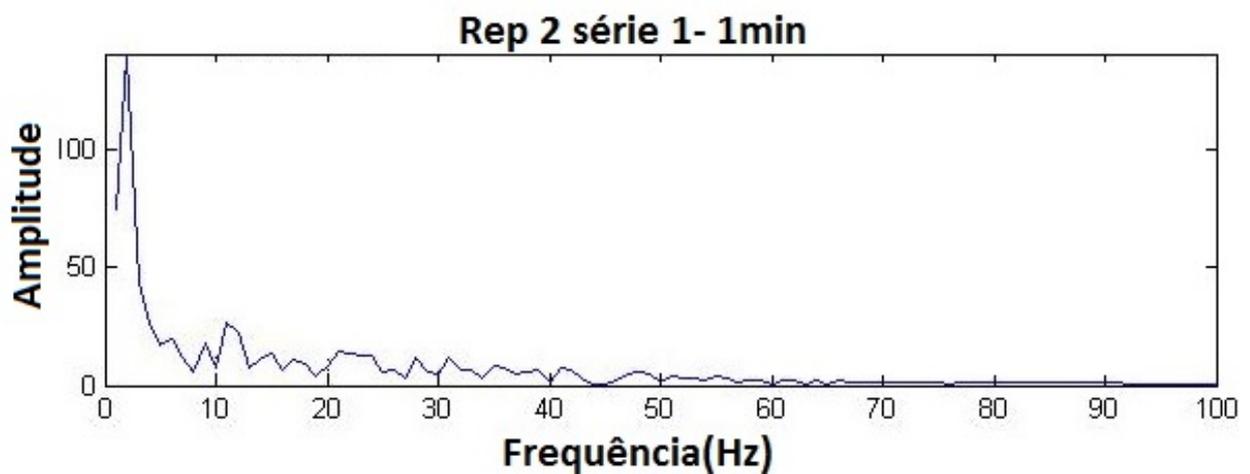


Figura 4.19: FFT da fase ILR do Sujeito 1 (grupo Ouro)

Para uma melhor visualização da diferença entre os grupos Ouro e não Ouro foi feita uma normalização do sinal de FFT de todos os sujeitos, onde o sinal foi dividido pelo valor máximo do mesmo, sendo possível uma melhor visualização da variação relativa nas frequências mais altas (Figura 4.20).

Pensou-se em uma forma plausível de comparar a FFT entre os sujeitos, já que em geral a frequência de maior amplitude permaneceu entre 1-3Hz para todos os sujeitos independente do grupo à qual faziam parte. Uma análise por bandas de frequência foi feita, com a energia que cada banda (de 10-10Hz) possuía. Outra análise feita foi a frequência de potência mediana. Em geral houve diferenças entre os grupos, mas estatisticamente não significante.

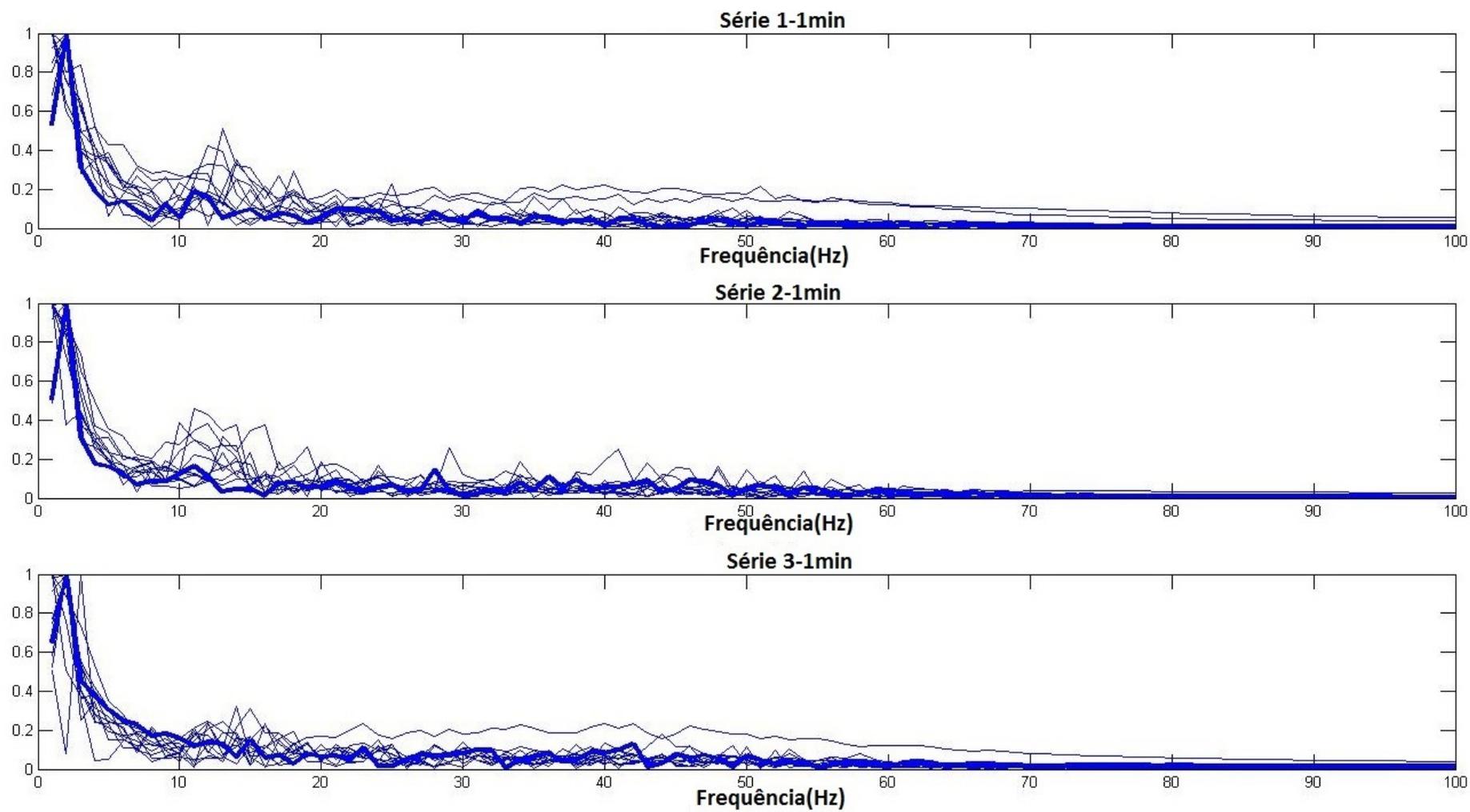


Figura 4.20: FFT da fase ILR na repetição de pico de torque de doze sujeitos.

Capítulo 5

Considerações finais e Conclusões

Os resultados apresentados sugerem que o estudo da variação das inclinações das retas de regressão ao longo das repetições do exercício isocinético pode se apresentar como uma técnica apropriada à investigação da fadiga muscular. Uma tendência decrescente foi observada ao longo das repetições e também entre as séries quando observada a repetição de maior pico de torque. Contudo, estudos considerando quantidades maiores e melhor seleção dos indivíduos participantes devem ser realizados com o propósito de validar tais tendências.

Na análise dos sujeitos investigados no estudo, observou-se uma variação maior na VC de alguns sujeitos que de outros, sugerindo haver reflexos dessa no torque. Ao se comparar de forma visual os sujeitos que apresentavam uma variação ascendente da VC e os que não apresentavam tal padrão, em muitos casos não foram detectadas grandes variações no torque. Na discussão foram mostrados apenas dois casos, um que faz parte do grupo Ouro e outro do grupo não Ouro, apenas para fins de visualização. Os dados foram analisados estatisticamente (comparação entre médias, teste de normalidade, testes não paramétricos) para todos os sujeitos, variando a forma da análise dependendo do teste.

A fim de se obter uma análise mais numérica do que visual, utilizou-se o pico de torque (PT) como descritor biomecânico. O PT já é bastante difundido e consolidado como um bom parâmetro de análise da fadiga muscular (feito alguns ajustes no Dinamômetro Isocinético-DI) para normalizar o torque com o peso corporal do sujeito). Em uma repetição isocinética tem-se quatro fases ACC, VO, ILR e DEC conforme relatado em 3.0.4, onde o PT ocorre em geral na fase ILR. O PT é o ponto de máximo torque dentro da repetição (varia de repetição à repetição e de um sujeito para outro). O PT da série é o maior PT de todas as repetições (no presente estudo o protocolo foi feito com três séries tendo cada série dez repetições). Comparando a regressão linear do PT dentro da série e entre as séries (tomando apenas a repetição de maior PT) não foram observadas diferenças significativas entre os grupos.

Foi então feita uma análise mais detalhista do torque utilizando-se a taxa de desenvolvimento de

força (RFD), pois tal descritor revela o quanto o sujeito variou o toque em um determinado intervalo de tempo. Na parte ascendente da Fase ILR (até chegar ao PT) observou-se uma diminuição na RFD para todos os sujeitos, sendo a queda da força produzida mais relevante que a diminuição do tempo de subida do torque, pois pode-se observar que mesmo com ambos diminuído a RFD não permaneceu no mesmo valor, o que era esperado, já que o cálculo da RFD (Equações 3.8 , 3.9, 3.10 e 3.11) se dá por meio da divisão de dois parâmetros, o torque pelo tempo. A mesma análise pôde ser feita para o RFD na descida da fase ILR. O tempo total da fase ILR teve uma diminuição significativa da série 1 para 3, sugerindo que tal fenômeno se dá pelo músculo não proporcionar a mesma capacidade de estabilidade em fadiga, já que o DI não fornece resistência ao movimento até que seja atingido o valor de 95% da velocidade predefinida ($60^\circ/s$), depois o aparelho fornece uma resistência diretamente proporcional à força exercida pela perna do sujeito até que a velocidade fique oscilando em torno de $60^\circ/s$.

A variação do torque foi avaliada utilizando-se uma regressão gaussiana da curva produzida pelo torque na fase ILR. O parâmetro utilizado na comparação entre grupos foi o RMSE (*root mean square*) que indica o quão bem ajustada a curva gaussiana está com relação à curva do torque, porém sem diferenças significativas entre grupos.

Uma nova abordagem foi proposta onde uma análise da derivada do torque foi feita, tomando o número de *zero crossing* (ZC) no sinal de derivada. Uma análise na frequência da derivada do torque foi feita por meio da FFT (*fast Fourier Transform*), onde a inspeção visual revelou diferenças entre os grupos, embora uma diferença numérica significativa não tenha sido encontrada entre os sujeitos Ouro e não Ouro.

Apesar de não ter sido encontrado diferença significativa, o que pode estar atrelado à quantidade de sujeitos estudados, observa-se uma tendência crescente no número de ZC, dentro da repetição, na medida em que o sujeito entra no estado de fadiga muscular, aumentando ao longo da execução da série e ao longo das séries. Como tal parâmetro define a quantidade de vezes que há um cruzamento por zero (no sinal de derivada do torque), assume-se que quanto maior seu valor, menor a capacidade do sujeito na execução do protocolo de forma satisfatória, o que pode ser considerado um "vacilo" ao longo da repetição.

Mensurar, com o ZC, o quão bem um protocolo foi executado não é um procedimento suficiente, mas aponta para uma possibilidade, pois alguns sujeitos variavam o sinal da derivada, mas não de forma a afetar significativamente o torque, ou seja sua amplitude não era grande o bastante, fazendo com que o torque permanecesse subindo ou descendo. Partindo do princípio físico da derivada, assume-se que o torque não cresce nem decresce de forma suave (com base na inspeção visual dos sujeitos), o que condiz com a força contrária que é aplicada na perna pelo DI para que a velocidade se mantenha constante na fase ILR. Se assumirmos que todos os sujeitos tiveram seus protocolos executados (sob a premissa de que tenham todas as fases definidas pelo programa

desenvolvido) com êxito, mesmo os sujeitos Ouro teriam uma variação no torque dentro dos padrões aceitáveis pelo DI, na manutenção do movimento isocinético. Sujeitos não Ouro teriam uma maior variação na derivada (ZC) e na amplitude do sinal de derivada, porém, ao se verificar os valores totais de amplitude do sinais, as médias não tiveram diferença significativa entre grupos. Alguns sujeitos tiveram uma amplitude muito alta, sendo espúrios, não definindo um padrão em si.

Como tais parâmetros não produziram um padrão em si, passou-se a investigar a variação da derivada do sinal de torque. A FFT foi calculada para se analisar tal variação da derivada, pois ela tem a capacidade de avaliar a frequência do janelamento analisado e sua amplitude, informações de suma importância na análise no domínio da frequência.

A FFT do sinal visualmente se mostrou diferente para os diferentes grupos analisados, reforçando o que já havia sido detectado pelo ZC. Contudo a análise numérica com base nos parâmetros clássicos não apontou tais diferenças. Foi pensado na potência mediana do sinal, mas não houve diferença significativa entre grupos. Separando o sinal por bandas de 10Hz, começando em zero até 100Hz, foi feita uma análise entre os sujeitos, porém tal abordagem não resultou em diferenças significativas, mesmo o grupo não Ouro tendo, em média, valores mais altos nas componentes de alta frequência, sugerindo oscilações (vacilos) no torque. De qualquer forma, o espectro de potência ilustra claramente oscilações de alta frequência para os sujeitos não Ouro.

5.1 Sujestões para trabalhos futuros

Muito foi pesquisado com relação ao grupo Ouro e não Ouro tentando se definir diferenças significativas entre tais, o que não foi encontrado de forma quantitativa (não significando que elas não existam). Porém, a análise qualitativa nos permite observar diferenças nítidas indicando que o estudo é válido. Porém novos estudos com protocolos de resistência específicos, com maior número de repetições, fazendo coincidir o ponto de parada com o critério de fadiga adotado na prática do DI, que consiste em parar o experimento após o sujeito realizar três repetições consecutivas com PT menor que 50% do valor de maior PT da série, podem ser promissores para tal diferenciação. Estudos de definição de padrões podem ser aplicados no intuito de avaliar todos os descritores juntos, utilizando redes neurais artificiais (RNA) para uma melhor seleção dos grupos e visualização mais ampla de diferenças entre eles. Para trabalhos futuros faz-se necessário mais sujeitos para realizarem o protocolo, classificar melhor os candidatos pelo nível de atividade física que desenvolvem, se são atletas ou não, para uma melhor compreensão dos dados. Utilizar cluster para identificar diferenças que sozinhas não puderam definir um padrão (quantitativo) entre sujeitos de grupos diferentes, compilando vários parâmetros ao mesmo tempo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] FERREIRA, A. Fisiologia do músculo estriado esquelético. In: *Sogab*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 1–11.
- [2] GUYTON, A. C. Fisiologia humana. In: *Fisiologia humana*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 1–10.
- [3] BALDO, V. C. Fisiologia do movimento humano. In: *Neurociências*. [S.l.: s.n.], 2002. p. 1–68.
- [4] PLONSEY, R.; BARR, R. C. Bioelectricity. In: *Bioelectricity, a Quantitative approach*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 1–10.
- [5] SPOONER, E. P.; BROWN, A.; ARMONK. Structure and modulation of voltage-gated sodium channels in ion channels in the cardiovascular system. *Catterall WA*, v. 7, n. 1, p. 1–5, Jan 1994.
- [6] HILLE, B. Ionic channels of excitable membranes. In: *Sinauer Associates*. [S.l.: s.n.], 1992. p. 1–23.
- [7] JúNIOR, V. A. R. *Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método de pré-exaustão adaptado*. [S.l.]: Dissertação de Mestrado -Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, 2008.
- [8] SCHWARTZ, F. P. et al. Análise de filtros espaciais em sinais emg de superfície nas condições do máximo volume de contração. *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*, v. 18, n. 1, p. 95–98, November 2007.
- [9] SCHWARTZ, F. P. et al. Arquitetura para o processamento integrado de sinais biomecânicos e eletromiográficos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 27, n. 1, p. 24–38, March 2011.
- [10] MESIN, L.; TIZZINI, F.; FARINA, D. Estimation of motor unit conduction velocity from surface emg recordings by signalbased selection of the spatial filters. *IEEE Trans. Biomed.*, p. 1963–1971, Oct 2006.
- [11] FARINA, D. et al. Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface emg signals during fatiguing dynamic contractions. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 51, p. 1383–1393, Jun 2004.
- [12] GANDEVIA, S. C. et al. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Journal of Physiology*, v. 490, p. 529–536, Jan 1996.

- [13] RITCHIE, B.; WOODS, J. J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Journal of Physiology*, v. 7, n. 9, p. 869–880, Jan 1984.
- [14] SØGAARD, K. et al. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *Journal of Physiology*, v. 573, n. 2, p. 511–523, Jan 2006.
- [15] KALLENBERG E. SCHULTE, C. D.-K. L.; HERMENS, H. J. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 3, p. 264–274, Jan 2007.
- [16] DELUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 17, n. 3, p. 135–163, Jan 1997.
- [17] BOTTARO, M.; RUSSO, A.; OLIVEIRA, R. The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly. *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 4, n. 3, p. 285–290, Jan 2005.
- [18] BROMAN, H.; BILOTTO, G.; DELUCA, C. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J Appl Physiol*, v. 58, p. 1428–1437, Jan 1985.
- [19] FERREIRA, A. Fisiologia da contração muscular. In: *Neurociências, UNIFESP*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 60–64.
- [20] ASCENSÃO, A. et al. Fisiologia da fadiga muscular. delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, v. 3, n. 1, p. 108–123, Jan 2003.
- [21] KITCHEN, S.; CLAYTON, E. B.; BAZIN, S. Electroterapia de clayton. *Editora Manle Ltda*, v. 3, n. 1, p. 1–10, Jan 1988.
- [22] GREEN, S. Measurement of anaerobic work capacities. *Sports Med.*, v. 19, p. 32–42, Jan 1995.
- [23] GREEN, S. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *J Sports Sci.*, v. 15, p. 247–256, Jan 1995.
- [24] ENOKA, R.; STUART, D. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol.*, v. 72, p. 1631–1648, Jan 1992.
- [25] MCKENNA, M. et al. Creatine supplementation increases muscle total creatine but not maximal intermittent exercise performance. *J Appl Physiol.*, v. 87, p. 123–128, Feb 1999.
- [26] DAVIS, M.; BAILEY, S. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Med Sci Sports Exerc.*, v. 29, p. 45–57, March 1997.
- [27] ALLEN, D.; LÄNNERGRÉN, J.; WESTERBLAD, H. Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology.*, v. 80, p. 497–527, Jan 1995.
- [28] VOLOSHIN, A. et al. Dynamic loading on human musculoskeletal system-effect of fatigue. *Clinical Biomechanics.*, v. 12, p. 354–361, Jan 1998.

- [29] PINNIGER, G.; STEELE, J.; GROELLER, H. Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Med Sci Sports Exerc.*, v. 32, p. 23–28, March 2000.
- [30] MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics.*, v. 16, p. 207–212, Jan 2001.
- [31] MYERS, J. et al. Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue. *J Athletic Training.*, v. 34, p. 362–367, Jan 1999.
- [32] GURNEY, B.; MILANI, J.; PEDERSEN, M. Role of fatigue on proprioception of the ankle. *J Exerc Physiol.*, v. 3, p. 8–13, Jun 2000.
- [33] ADLERTON, A.; MORITZ, U. Does calf-muscle fatigue affect standing balance. *Scand J Med Sci Sports*, v. 6, p. 211–215, Jan 1996.
- [34] PAGALA, M. et al. Skeletal muscle fatigue and physical endurance of young and old mice. *Muscle and Nerve*, v. 17, n. 21, p. 1729–1739, Dec 1998.
- [35] DAVIS, M. Central and peripheral factors in fatigue. *J Sports Sciences*, v. 17, n. 13, p. 1703–1707, Jan 1995.
- [36] DAVIS, M.; FITTS, R. Mechanisms of muscular fatigue. in p darcey, acsmt's resource manual - guidelines for exercise testing and prescription. *Lippincott Williams & Wilkins*, v. 17, n. 13, p. 184–190, Jan 2001.
- [37] STACKHOUSE, S. et al. Central and peripheral factors in muscle fatigue. *Muscle and Nerve*, v. 13, n. 23, p. 1706–1712, Jun 2000.
- [38] GANDEVIA, S. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*, v. 17, n. 4, p. 1725–1789, Mar 2001.
- [39] SEGERSTED, O.; SJØGAARD, G. Dynamics and consequences of potassium shifts in skeletal muscle and heart during exercise. *Physiol Reviews*, v. 80, n. 4, p. 1411–1481, Mar 2000.
- [40] BINDER-MACLEOD, S. A.; RUSS, D. Effects of activation frequency and force on low-frequency fatigue in human skeletal muscle. *J Appl Physio*, v. 86, n. 4, p. 1337–1346, April 1999.
- [41] LAMB, G. D.; CELLINI, M. A. High intracellular Ca^{++} alters sarcoplasmic reticulum function in skinned skeletal muscle fibres of the rat. *J Appl Physio*, v. 519, n. 3, p. 815–827, April 1999.
- [42] ESSING, D.; NOSEK, T. Muscle fatigue and induction of stress protein genes: A dual function of reactive oxygen species? *J Appl Physio*, v. 22, n. 5, p. 409–428, April 1997.
- [43] JUEL, C. et al. Interstitial K^+ in human skeletal muscle during and after dynamic graded exercise determined by microdialysis. *J Appl Physio*, v. 278, n. 5, p. 400–406, May 2000.
- [44] MOUSSAVI, R.; LEHMAN, S.; MILLER, R. Dantrolene sodium and fatigue of long duration. *Muscle and Nerve*, v. 15, n. 5, p. 384–389, May 1992.

- [45] BALZPOULOS, V.; D.A., B. Isokinetic dynamometry. applications and limitations. *Sports Medicine*, v. 10, p. 101–116, Mar 1989.
- [46] HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *J. Electro. Kinesio.*, v. 10, p. 361–374, Dec 2000.
- [47] DELUCA, C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journa lof Applied Biomechanics*, v. 13, p. 135–165, Mar 1997.
- [48] ANDERS, C.; BRETSCHEIDER S.AND BERNSDORF, A.; SCHNEIDER, W. Activation characteristics of shoulder muscles during maximal and submaximal efforts. *Euro J. Appl. Physiol.*, v. 93, p. 540–546, Fev 2005.
- [49] MERLETTI, R.; PARKER, P. A. *Electromyography - Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. [S.l.]: USA: IEEE Press Series in Biom. Eng., 2004.
- [50] BASMAJIAN J.V. E DE LUCA, C. *Muscles Alive*. [S.l.]: Williams and Wilkins., 1985.
- [51] ANDRADE, M. *Análise tempo -frequência de sinais eletromiográficos para a valiação de fadiga muscular em cicloergômetro*. [S.l.]: Tese de Doutorado, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília., 2006.
- [52] FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of emg variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 337–349, Dec 2000.
- [53] FARINA, D.; MERLETTI, R. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 51, p. 432–445, April 2004.
- [54] RANGAYYAN, R. M. *Biomedical Signal Analysis - A Case - Study Approach*. [S.l.]: USA: IEEE Press Series in Biom. Eng., 2002.
- [55] SCHWARTZ, F. P. et al. Surface emg and spatial resolution analysis with estimation of electromyographic descriptors. *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, v. 978, n. 1, p. 4748–4751, November 2008.
- [56] BONATO, P. et al. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 48, p. 745–753, Jan 2001.
- [57] F.P., S. *Análise do comportamento dos descritores biomecânicos e eletromiográficos de superfície em exercício resistido por dinamometria isocinética com produção de fadiga muscular*. [S.l.]: Tese de Doutorado, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília., 2010.
- [58] CELES, R. S. *Intervalo de recuperação entre séries de contrações isocinéticas: diferença entre gêneros*. [S.l.]: Dissertação de Mestrado -Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, 2009.

- [59] MCNAIR, P. et al. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. *British Journal of Sports Medicine*, v. 30, n. 3, p. 243–245, November 1996.
- [60] SCHWARTZ, F. P. et al. Arquitetura para o processamento integrado de sinais biomecânicos e eletromiográficos. *Brazilian journal of biomedical engineering*, v. 27, n. 1, p. 24–38, Jan 2011.
- [61] SCHWARTZ, F. P. et al. Ferramenta computacional para o processamento de sinais eletromiográficos e variáveis isocinéticas. *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v. 21, n. 1, p. 1699–1702, Out 2011.
- [62] SCHWARTZ, F. P.; NASCIMENTO, F. A. O.; CELES, R. S. The behavior of action potential conduction velocity on isokinetic knee extension tests. *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina*, v. 5, n. 1, p. 112–117, Aug 2010.
- [63] SCHWARTZ, F. P. et al. How to avoid the impacts of velocity overshoot on the estimation of torque and velocity development rates. *IEEE*, v. 5, n. 12, p. 1703–1707, Jan 2012.
- [64] SCHWARTZ, F. P.; NASCIMENTO, F. A. O. The behavior of action potential conduction velocity on isokinetic knee extension tests. *Pan American health care exchanges*, v. 5, n. 1, p. 192, Mar 2010.
- [65] BOTTARO, M. et al. Intervalos de recuperação entre séries de exercícios isocinéticos: diferenças entre gêneros. *XVI CONBRACE*, v. 4, n. 3, p. 321–326, Sep 2009.
- [66] AAGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol.*, v. 13, p. 1318–1326, Feb 2002.
- [67] HAKKINEN, K.; ALEN, M.; KOMI, P. V. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiol Scand.*, v. 125, p. 573–585, Jan 1985.
- [68] HARRIDGE, S. D. et al. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflugers Arch.*, v. 432, p. 913–920, Jan 2000.
- [69] AAGAARD, P.; ANDERSEN, J. L. Correlation between contractile strength and myosin heavy chain isoform composition in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc.*, v. 30, p. 1217–1222, Feb 1998.
- [70] CUTSEM, M. V.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Changes in single motor unit behavior contributes to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol.*, v. 513, p. 295–305, Feb 1998.
- [71] AAGAARD, P. Training-induced changes in neural function. *Exerc Sport Sci Rev.*, v. 31, p. 61–67, Feb 2002.
- [72] SALE, D. G. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc.*, v. 20, p. 135–145, Feb 1988.

- [73] CORVINO, R. B. et al. Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. *Ciências do exercício e do esporte.*, v. 21, p. 763–767, Mar 2007.
- [74] BROWN, L. E. Isokinetics in human performance. In: EDITOR, L. E. B. (Ed.). *Isokinetics in Human Performance*. [S.l.]: Davie, Florida., 2000. p. 313–378.
- [75] SCHWARTZ, F. P. et al. Ferramenta computacional para o processamento de sinais eletromiográficos e variáveis isocinéticas. *21th Brazilian Congress of Biomedical Engineer*, v. 57, n. 2, p. 1699–1702, November 2008.
- [76] T.MASUDA; H.MIYANO; T.SADOYAMA. The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 32, n. 1, p. 36–42, November 1985.
- [77] BELTRAME, F. et al. Interferência eletromagnética. In: *Seminário de Eletrônica de Potência e Controle, SantaMaria/RS*, v. 10, Dec 2010.

ANEXOS

I.1 Metodologia do Experimento

I.1.1 Sujeitos

Participaram do experimento 15 (quinze) sujeitos saudáveis e do sexo masculino, com idade de $26,8 \pm 4,7$ anos, altura de $1,76 \pm 0,05$ m e massa corporal de $79,2 \pm 9,4$ kg, sem histórico de doenças ortopédicas. Eles leram e assinaram voluntariamente um termo de consentimento antes de participar do experimento, o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília.

I.1.2 Aquisição de sinais Biomecânicos

Um dinamômetro isocinético (Biodex Corporation, modelo Biodex System 3 Pro) foi calibrado e preparado para a realização de exercícios controlados da articulação do joelho no modo isocinético concêntrico [74]. O software de controle usado para o dinamômetro foi o System 3 (Biodex Medical Systems, v. 3.40 de 17/05/2006). A articulação do joelho foi passivamente movida até a posição 0° de extensão, o que corresponde à máxima extensão possível. Depois, o joelho foi flexionado cerca de 5° a 10° para uma posição confortável, registrada no software de controle do dinamômetro como o ponto de extensão máxima para o experimento (parada mecânica da extensão). Então, o ponto de flexão máxima (parada mecânica da flexão) foi definido de modo a garantir uma faixa de movimento de 85° . A análise de compensação da gravidade foi realizada pelo software de controle do Biodex System 3 Pro. As saídas analógicas do dinamômetro (interface DB-15) foram conectadas a um adaptador com três saídas BNC (uma para cada sinal: posição angular, torque e velocidade angular) ligadas a uma placa de conversão A/D (analógico-digital) modelo BNC-2120 (National Instruments, TX, USA) onde os sinais biomecânicos foram digitalizados a uma taxa de 2048 amostras/s e resolução de 12 bits, utilizando-se o software Labview v5.1 (National Instruments, TX, USA). Esse procedimento foi estabelecido para se adequar a resolução temporal dos sinais biomecânicos à dos sinais de EMG-S, condição necessária para a análise conjunta visto que a conversão A/D interna do dinamômetro isocinético ocorre a apenas 100 amostras/s. Na interface de conversão A/D, os sinais são adquiridos com unidades em volts. O ajuste da escala e das unidades de medidas características de cada sinal foi, então, realizado por meio de uma ferramenta computacional específica [75], em conformidade com as informações técnicas fornecidas pelo fabricante (Biodex, 1998). Um arranjo linear flexível (Ottino Bioelettronica, Torino, Itália) de oito eletrodos (5 mm entre os eletrodos) foi posicionado entre a zona de inervação e a região dos tendões [16, 76]. O arranjo de eletrodos foi acoplado a um eletromiógrafo multicanal EMG-16 (LISiN-OT Bioelettronica Snc, Torino, Itália) configurado para digitalizar os sinais à taxa de 2048 amostras/s (resolução de 12 bits) com ganho 2000. O EMG-16 também filtra o sinal adquirido com um filtro de Bessel passa-faixa de 4ª ordem e largura de banda de 10–500 Hz a -3 dB. O software de controle do EMG-16 foi o Emgacq v1.0 (Centro do Bioingegneria, Politecnico di Torino). Um sensor de posição, composto por uma chave magnética (fixada no corpo do dinamômetro) e por um ímã (fixado na haste de movimento), registrou o tempo exato de cada extensão do joelho, enviando essa informação simultaneamente ao eletromiógrafo e ao conversor A/D, na forma de um

trem de pulsos elétricos. Isso possibilitou a sincronização dos sinais de EMG-S e biomecânicos [75] mesmo com o acionamento assíncrono dos equipamentos. Após a montagem da instrumentação, os equipamentos foram acionados na seguinte ordem: eletromiógrafo, conversor A/D e dinamômetro. Os sujeitos realizaram 3 (três) séries de 10 (dez) repetições concêntricas máximas a $60^\circ/s$ (extensão), com intervalo de descanso (IR) de 1 minuto entre as séries. O experimento foi repetido após 3 dias com descanso de 2 minutos entre as séries. Um comando verbal consistente e moderado (sem gritos) foi realizado durante a execução de cada série – com a finalidade de obter o máximo rendimento de cada sujeito – e nenhum retorno visual, pela tela do computador, ficou disponível aos participantes [59]. Com o auxílio da interface computacional [75] construída para a instrumentação utilizada (Figura 1), em conformidade com os algoritmos de análise de sinais propostos [9], os sinais de EMG-S e biomecânicos foram sincronizados com base no trem de pulsos.

Sabe-se que o músculo no movimento de extensão do joelho num exercício concêntrico tem sua área de secção transversal aumentada, devido ao encolhimento do músculo pela sobreposição dos filamentos de actina e miosina na linha Z. No caso isométrico os resultados apontam para uma redução na VC na medida em que há uma redução no pH intramuscular pelo acúmulo de ions H^- , o que interfere no funcionamento das bombas de Na e K . A interferência pode ser decorrente de uma diminuição no aporte sanguíneo pelo aumento no tempo e no nível de contração, que por sua vez provocariam mudanças no processo de acoplamento entre os miofilamentos, pela incapacidade do RS de liberar ions Ca^{++} no interior da fibra muscular. Com isso a VC e a mecânica contrátil são comprometidas, levando a uma queda na capacidade de produção de força. Contudo, dentro da repetição, da série isocinética, há uma expectativa de se detectar uma VC ascendente, devido à formulação desenvolvida na seção 2.2.5.2 onde a VC é calculada em função da área da secção transversal do músculo abaixo do eletrodo (Equação 2.25), algumas precauções foram tomadas.

No caso dinâmico esse fenômeno ainda não é bem observado na literatura, dado que inúmeras variáveis, ruídos e artefatos de movimento, incorporadas ao sinal eletromiográfico e cuja origem advém de uma fonte ou acontecimento não caracterizado por atividade muscular (fontes elétricas, eletromagnéticas, eletricidade estática, deslocamentos bruscos e outros), podem influenciar as estimativas da VC. Por essa razão, no presente estudo, tais artefatos foram controlados através de técnicas como a identificação da região de boa propagação do sinal. Nessa identificação, utilizou-se um arranjo linear semi-flexível de dezesseis eletrodos secos em forma de barras de prata de 10mm (comprimento) por 1 mm (largura) e distância intereletródica de 5 mm (LISiN Politecnico di Torino, Ottino Bioelettronica, Rivaloro, Itália), colocado ao longo da direção da fibra muscular. Após uma contração isométrica máxima, na posição 60° , com duração de 5 segundos, identificou-se a zona de inervação por inspeção visual da tela do software EmsgAcq (Figura ??). A zona de inervação se localiza no ponto onde há a inversão de fase do sinal de EMG-S. No exemplo da Figura ??, ela está entre os eletrodos 9 e 10. Encontrada a zona de inervação, o arranjo de eletrodos deve ser posicionado entre ela e a região dos tendões (extremidade do músculo). O uso de eletrodos flexíveis com a aplicação de gel condutor, de forma a reduzir significativamente a possibilidade de ocorrência dos artefatos de movimento, do eletrodo, também foi utilizado no experimento.

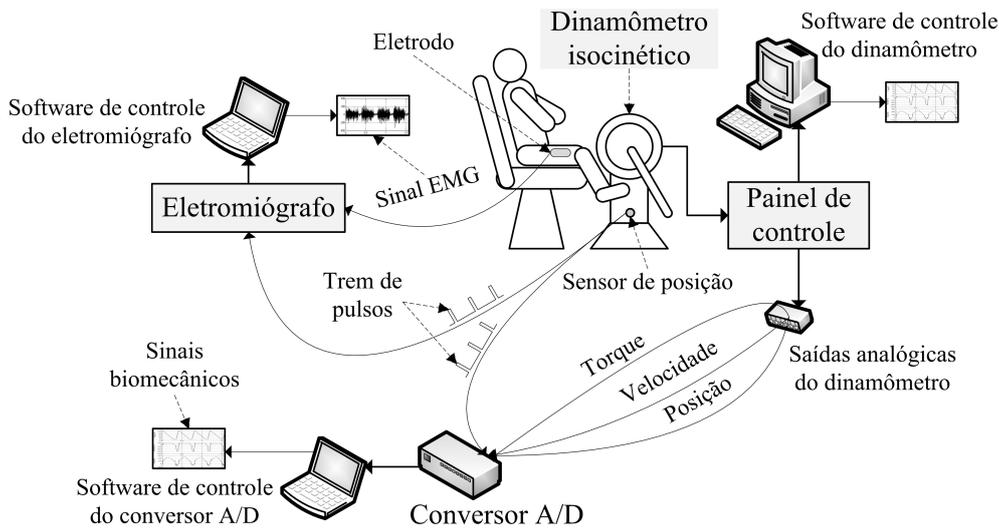


Figura 1: Arquitetura de instrumentação integrada utilizada na aquisição dos dados biomecânicos e eletromiográficos (Retirado de [9] com autorização).

A interferência eletromagnética (IEM) é uma das principais causas de ruídos nos sinais, devido a sua capacidade de se propagar tanto no vácuo quanto por meios físicos. A transferência de energia eletromagnética entre o equipamento "fonte" e o equipamento "vítima", que pode ocorrer por radiação, condução e/ou acoplamentos capacitivos ou indutivos é uma consequência de todo circuito eletrônico produzir algum tipo de campo magnético ao seu redor, tornando-se um IEM [77]. Na tentativa de se minimizar tal efeito, o experimento foi realizado com todas as luzes do laboratório apagadas e todos os equipamentos desnecessários ao experimento desconectados da tomada. Um *no-break* foi conectado ao eletrômetro de forma a isolá-lo da rede elétrica em que o DI estava ligado. O aterramento adequado dos equipamentos utilizados no laboratório também foi realizado por um profissional capacitado, técnico em eletrotécnica. Por último verificou-se a relação sinal ruído (*signal to noise ratio*-SNR), que é a medida usada para quantificar o quanto um sinal foi corrompido por um ruído, foi utilizada para determinar a qualidade do sinal de EMG-S. A determinação correta da SNR, através do método do ruído do canal ocioso (*idle channel noise*), se deu de forma a serem zeradas as entradas de um sistema, onde suas saídas registrem as informações dos ruídos atuantes sobre o sistema. Essa técnica seria impossível na EMG-S, pois teria de curto circuitar o eletrodo, o que poderia causar danos ao equipamento. Logo utilizou-se como referência o sinal gerado pelo músculo no estado relaxado, utilizando-se a Equação 3.6 para o cálculo apropriado da SNR, convencionando-se o valor de $20dB$ como o critério de corte, abaixo do qual os sinais de EMG-S foram rejeitados em análises subsequentes.

I.2 Termo de Consentimento Livre e Esclarecimento - TCE

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCE

Você está sendo convidado a participar da pesquisa Intervalos De Recuperação Entre Séries De Contrações Isocinéticas: Diferença Entre Gêneros que tem como responsável Rodrigo Souza Celes.

O sucesso na obtenção das modificações desejadas com a realização de um treinamento com exercícios resistidos (musculação) depende da manipulação de suas variáveis. Entre essas variáveis está o intervalo de recuperação (tempo de descanso) entre as séries dos exercícios. Apesar de importância do intervalo de recuperação, não existe estudos que compare a influência do intervalo de recuperação entre os gêneros (masculino e feminino).

OBJETIVO

Neste intuito, o objetivo do presente estudo é o de se avaliar o efeito do intervalo de recuperação na força muscular em homens e mulheres.

METODOLOGIA

Para avaliação e realização do estudo será utilizado um aparelho de musculação ligado a um computador que registra informações do exercício. O protocolo consiste na realização de 3 séries com 10 repetições em duas velocidades distintas de extensões do joelho direito nos intervalos de 1 e 2min entre as séries. Também, será realizada uma análise do sinal elétrico do músculo (eletromiográfica) para melhor entendimento do comportamento da força nas condições propostas. Na avaliação eletromiográfica é necessário a fixação de eletrodos que só é possível após a remoção de pelos e a limpeza da pele no local de fixação.

Ao total, o estudo requer a participação dos voluntários durante três dias não consecutivos, separados por 78h e com duração de 1 hora por dia, como descritos a seguir:

Primeiro dia: 1) Esclarecimento sobre as condições do experimento – assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido; 2) Anamnese e avaliação antropométrica; 3) Familiarização com o exercício.

Figura 2: Termo de Compromisso e Esclarecimento - TCE(pg1)

Segundo e terceiro dia: 1) Realização do exercício proposto nos intervalos de recuperação de 1 ou 2min determinados aleatoriamente entre os dias de teste.

RISCO E BENEFÍCIO

Este exercício não tem contra-indicações à população considerada no estudo. Contudo, exercícios físicos podem gerar dor muscular tardia que desaparece em poucos dias.

De uma forma ampla, os dados obtidos no estudo podem trazer benefícios aos praticantes de treinamento resistido em geral, por possibilitar a prescrição de treinos mais eficientes que possam otimizar na obtenção dos resultados desejados.

O estudo não envolve gastos aos participantes. Todos os materiais e equipamentos necessários para os testes serão providenciados pelos pesquisadores.

Todas as informações coletadas ficarão sob a responsabilidade dos pesquisadores do estudo e poderão ser publicadas em revistas e eventos científicos da área. Contudo, é garantido o anonimato aos participantes da pesquisa.

Qualquer dúvida adicional sobre o estudo poderá ser respondida pelos pesquisadores: Rodrigo Souza Celes (61) 8134-0377; Prof. Dr. Martin Bottaro (61) 8128-8855, 3307-3799

Sua participação é voluntária e por isso você está livre para não participar ou desistir a qualquer momento sem nenhum tipo de punição ou constrangimento.

Se for de seu interesse a participação no estudo, esse termo de consentimento deve ser assinado em duas vias.

Atenciosamente,

Rodrigo Celes

Nome: _____ Identidade: _____

Rodrigo Souza Celes

Assinatura do Voluntário

Brasília ___ de _____ de _____.

Figura 3: Termo de Compromisso e Esclarecimento - TCE (pg 2)

I.3 Comitê de ética



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto: 148/2007

Título do Projeto: “Efeito de diferentes intervalos de recuperação entre séries de contrações isocinéticas do quadríceps na fadiga muscular em homens e mulheres”.

Pesquisador Responsável: Rodrigo Souza Celes

Data de Entrada: 03/12/2007.

Com base nas Resoluções 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética da pesquisa em seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 148/2007 com o título: “Efeito de diferentes intervalos de recuperação entre séries de contrações isocinéticas do quadríceps na fadiga muscular em homens e mulheres” Analisado na 11ª Reunião, realizada no dia 11 de dezembro de 2007.

O pesquisador responsável fica, desde já, notificado da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VIII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 21 de dezembro de 2007.

Prof. Volnei Garrafa
Coordenador do CEP-FS/UnB

Campus Universitário Darcy Ribeiro
Faculdade de Ciências da Saúde
Cep: 70.910-900

Figura 4: Comitê de ética

I.4 Rotinas em Matlab.

I.5 Artigos científicos publicados durante o curso de mestrado.

SCWHARTZ, F. P. et al. How to avoid the impacts of velocity overshoot on the estimation of torque and velocity development rates. IEEE V. 5 n. 12, p. 1703-1707, Nov 2012

SOUZA, A. C. F. et al. Change in slope of conduction velocity linear regression as an indicator of muscle fatigue. V Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica (V CCBIO, 2013) Medellín (Colombia), May 2013

I.6 Tabelas

Tabela 1: Descritores da série 1 com IR de 1 minuto.

IF_{VC}	Torque	RMSE da VC	RMSE Do Torque	RFD_{iso}	RFD_{posP}	Ouro
0,0195	261,6105	0,1709	6,0504	187,6107	-238,885	1
0,0884	238,1004	1,1016	4,5783	209,9992	-213,277	1
0,0183	318,4052	0,2839	7,7134	284,0861	-266,593	1
0,0286	301,6197	0,4255	3,9737	210,8071	-251,818	1
0,0033	270,0999	0,2915	5,1213	214,8889	-345,28	0
-0,0061	276,5898	0,4155	22,13	182,419	-471,001	0
-0,0006	201,8123	7,374	16,9186	119,3164	-462,356	0
-0,0001	287,8253	0,5111	11,1999	156,2987	-337,032	0
0,0003	307,9113	0,6821	11,0389	259,0196	-388,043	0
-1,5223	331,1164	31,4336	8,6421	246,8136	-367,016	0
-0,0193	225,6169	3,4381	10,2336	103,237	-284,361	0
0,0125	289,7998	1,2433	11,8555	289,5998	-375,538	0
0,0121	299,8341	2,5952	18,3912	275,243	-315,164	0
-0,0053	197,4055	0,8175	6,2446	183,9241	-210,438	0
0,0113	334,2253	0,691	6,5188	239,9231	-301,816	0

Tabela 2: Descritores da série 2 com IR de 1 minuto.

IF_{VC}	Torque	RMSE da VC	RMSE do Torque	RFD_{iso}	RFD_{posP}	Ouro
0,0155	227,7592	0,1977	4,4299	146,0714	-184,606	1
0,0415	223,1007	0,862	6,0938	128,9952	-246,516	1
0,0123	300,4002	0,2621	5,4838	144,0737	-298,182	1
0,029	297,5018	0,2733	5,0934	173,6334	-285,603	1
0,0013	237,2065	0,2491	2,625	181,2458	-220,329	0
-0,0086	258,3411	0,6118	18,747	138,4345	-410,662	0
-0,0091	159,632	3,984	5,7282	69,7336	-165,688	0
0,0017	265,2468	0,599	4,1149	168,852	-268,749	0
-0,0018	281,2499	0,4235	9,0461	217,0713	-300,989	0
-0,0085	261,0383	4,1695	5,5201	173,8834	-250,215	0
-0,0215	184,5517	1,8124	6,8507	50,6625	-159,467	0
-2,0402	259,5262	11,95	9,128	179,0919	-332,636	0
0,0124	303,6213	1,0723	3,496	160,7182	-292,16	0
-0,002	175,7511	1,0317	3,2857	141,5943	-167,312	0
0,0161	290,2043	1,0632	5,2246	178,311	-245,547	0

Tabela 3: Descritores da série 3 com IR de 1 minuto.

VC	Torque	RMSE da VC	RMSE do Torque	RFD_{iso}	RFD_{posP}	Ouro
0,0041	211,0179	0,3342	7,7716	134,573	-285,457	1
0,015	195,8334	0,7271	4,6931	100,2157	-203,074	1
0,007	258,3004	0,4124	12,2737	107,3317	-346,343	1
0,0134	248,6408	0,2871	3,2381	136,4954	-224,689	1
0,0101	198,2526	0,2417	2,7309	125,9196	-195,598	0
-0,0149	217,4061	1,1158	19,7619	109,4145	-397,511	0
-0,0129	129,4122	1,27	5,9012	49,3911	-141,499	0
0,0012	248,7489	0,542	3,5157	137,2012	-212,775	0
0,0157	253,6005	0,9683	7,2058	291,4895	-219,174	0
-0,0295	231,6904	15,3869	10,3825	131,9156	-327,431	0
-0,0164	168,7171	8,6408	10,9317	103,0367	-110,371	0
0,0118	250,3454	5,4063	14,8592	217,8213	-349,858	0
0,007	278,5149	0,6587	2,0688	206,0908	-233,544	0
-0,0076	159,5917	0,6941	3,2984	141,7811	-154,148	0
0,0226	246,9299	0,6018	2,6691	176,3753	-189,837	0

Tabela 4: Descritores da série 1 com IR de 2 minutos.

IF_{VC}	Torque	RMSE da VC	RMSE do Torque	RFD_{iso}	RFD_{posP}	Ouro
0,0073	261,8721	0,2958	10,0036	193,243	-264,031	1
0,0064	245,3149	0,4332	5,2199	147,0625	-239,207	1
0,057	307,8152	0,4961	5,2049	180,451	-258,07	1
0,0088	321,5215	0,4242	5,4276	262,0417	-297,551	1
-0,0097	236,3999	1,1875	13,8869	183,3772	-314,82	0
0,0035	241,6306	0,131	26,3139	136,149	-628,669	0
-0,0085	194,7089	1,7489	7,47	129,432	-202,46	0
-0,0081	304,9896	0,5208	3,2071	186,244	-283,724	0
-0,0148	321,4056	1,542	7,8917	224,171	-346,368	0
0,0224	322,6027	8,3711	30,5016	245,1336	-479,197	0
0,0119	179,0523	3,367	4,7487	131,1486	-143,508	0
0,0573	273,8152	0,7909	5,0814	230,3745	-240,298	0
0,0211	308,1428	0,7674	13,381	187,7874	-417,926	0
0,0666	198,3198	59,8113	4,3729	201,819	-146,04	0
0,0313	327,743	0,639	7,0659	229,6732	-272,83	0

Tabela 5: Descritores da série 2 com IR de 2 minutos.

IF_{VC}	Torque	RMSE da VC	RMSE do Torque	RFD_{iso}	RFD_{posP}	Ouro
0,0087	241,8116	0,2313	6,7889	172,7977	-213,208	1
0,0071	225,5024	0,2704	5,9272	127,3362	-213,723	1
0,0231	286,3175	0,9729	4,9177	153,6323	-256,817	1
0,0086	326,3718	0,32	3,7848	237,9594	-268,67	1
-0,0086	240,7027	1,5869	5,9664	193,3687	-302,442	0
-0,0044	252,4091	0,5537	27,7751	137,1553	-493,653	0
0,0003	168,8933	1,4368	5,8241	85,1675	-150,209	0
-0,0036	293,693	0,4546	5,4797	164,0394	-301,776	0
-0,0181	316,2685	1,6288	10,9046	208,7313	-304,266	0
-0,0207	279,2336	3,0505	19,2041	165,7139	-513,514	0
-0,0014	210,067	0,2141	9,0711	107,8509	-198,639	0
0,0348	275,232	1,2328	6,4269	190,5926	-267,94	0
0,0068	305,0055	0,8046	19,7972	183,2098	-395,355	0
-0,0053	176,3091	43,621	4,2764	117,7863	-190,002	0
0,0107	286,3515	0,5918	7,6175	195,4703	-254,663	0

Tabela 6: Descritores da série 3 com IR de 2 minutos.

IF_{VC}	Torque	RMSE da VC	RMSE do Torque	RFD_{iso}	RFD_{posP}	Ouro
0,0058	232,236	0,3023	6,5927	165,2057	-247,34	1
0,0061	199,9075	0,3324	6,0536	112,4179	-210,934	1
0,0205	266,1102	0,6117	8,355	121,5585	-307,305	1
0,015	305,9083	0,3915	4,9943	208,0664	-263,636	1
-0,0091	227,4009	1,2792	7,014	221,6863	-227,27	0
-0,0032	239,8528	0,6764	20,5179	122,5617	-448,776	0
-0,0028	141,7052	3,0664	3,7899	70,3302	-116,3	0
0,0003	279,0122	0,4291	2,5163	171,7219	-253,116	0
-0,0223	295,6264	1,8171	11,3173	177,4114	-261,159	0
-0,0253	258,7032	17,975	11,6064	154,8639	-297,798	0
-0,0195	197,7479	2,4486	7,8562	79,213	-188,645	0
0,035	257,6126	0,5937	7,6901	181,3669	-248,107	0
0,0016	298,6196	0,7913	19,7877	172,0787	-545,284	0
0,2187	169,2891	9,7987	2,6935	103,7209	-171,526	0
-0,0002	273,5453	0,4343	8,9763	193,254	-228,739	0

I. FIGURAS

I.1 Sujeito Ouro

I.1.1 IR de 1 minuto

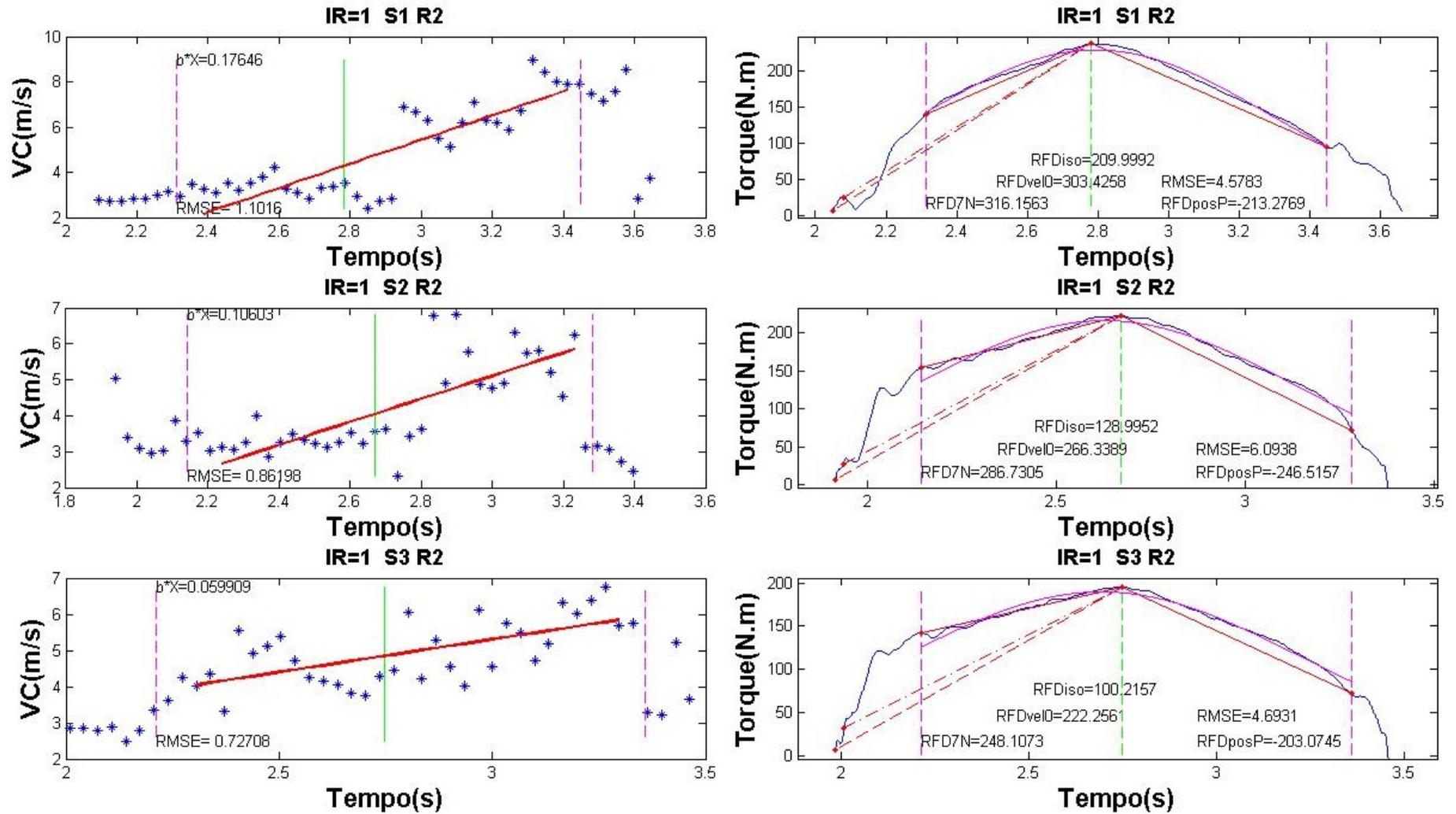


Figura I.1: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro.

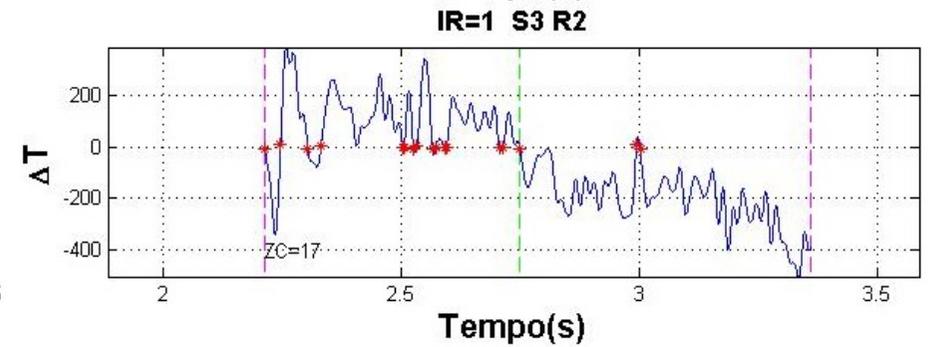
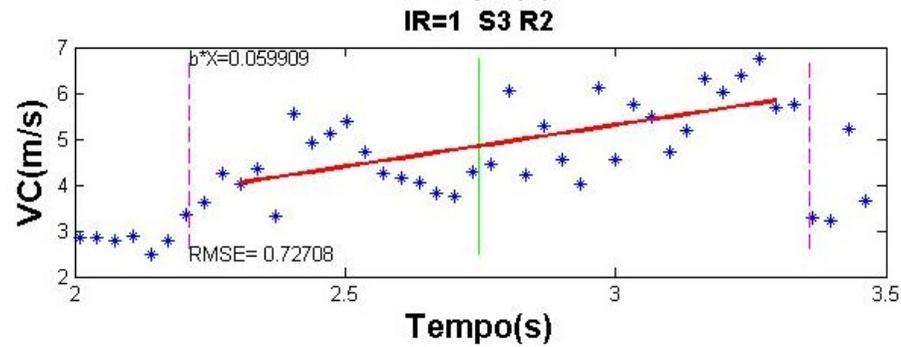
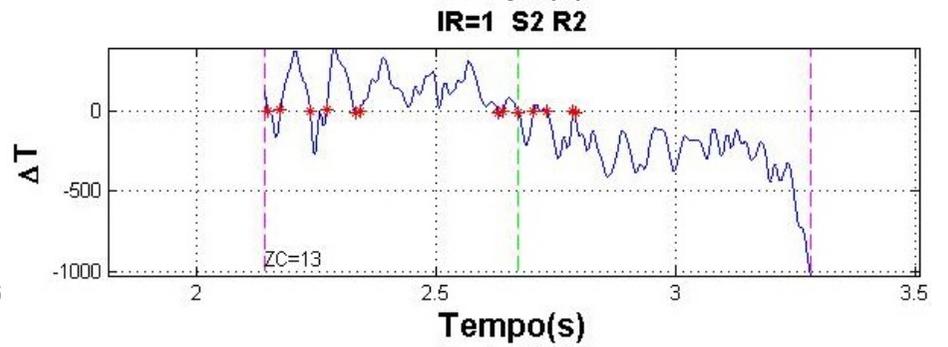
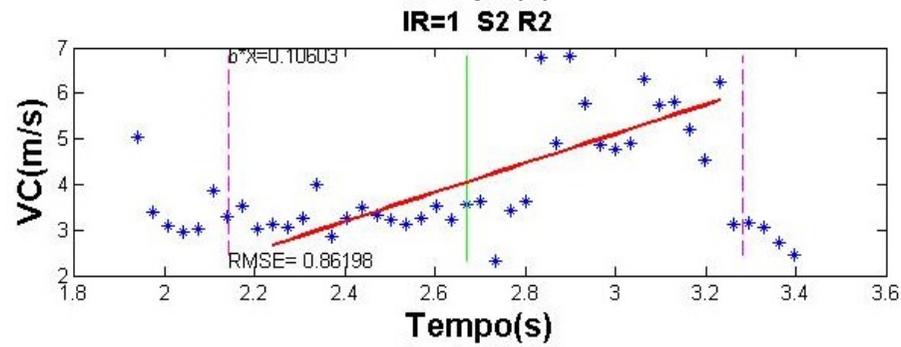
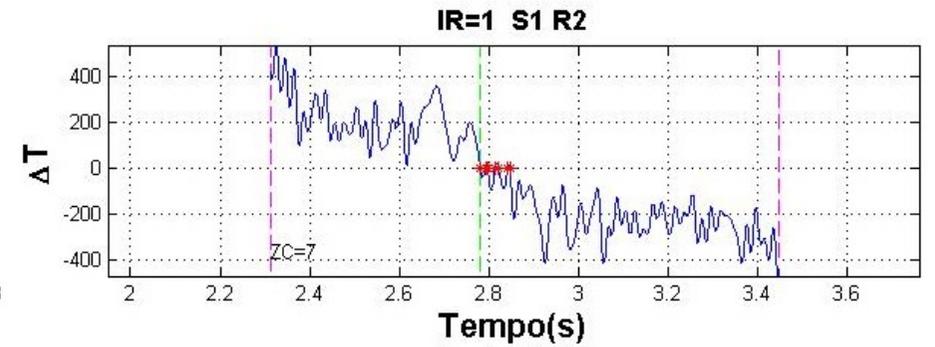
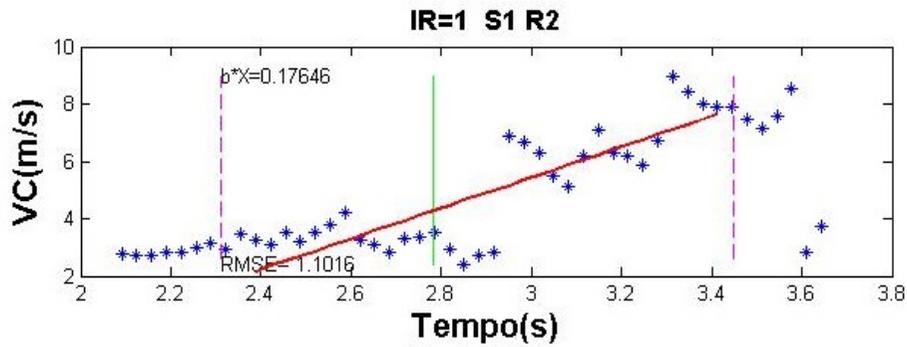


Figura I.2: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (Derivado do Torque).

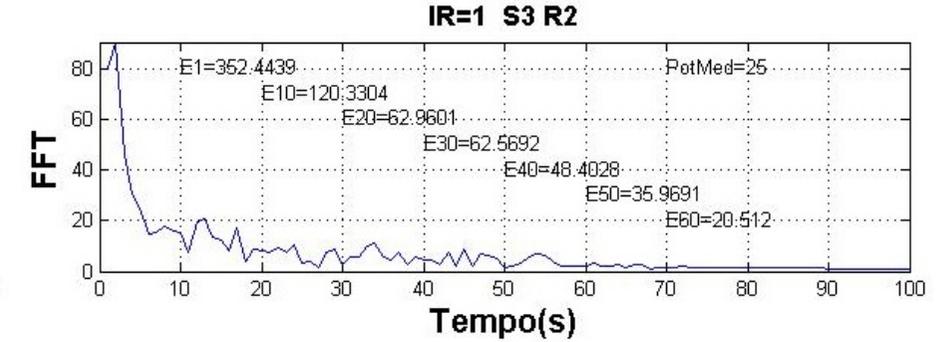
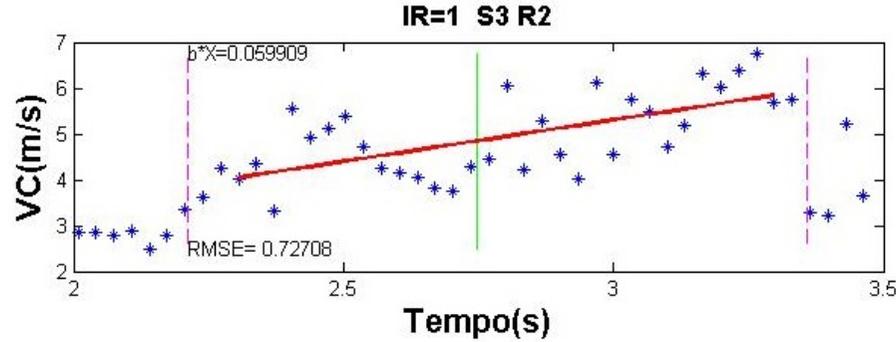
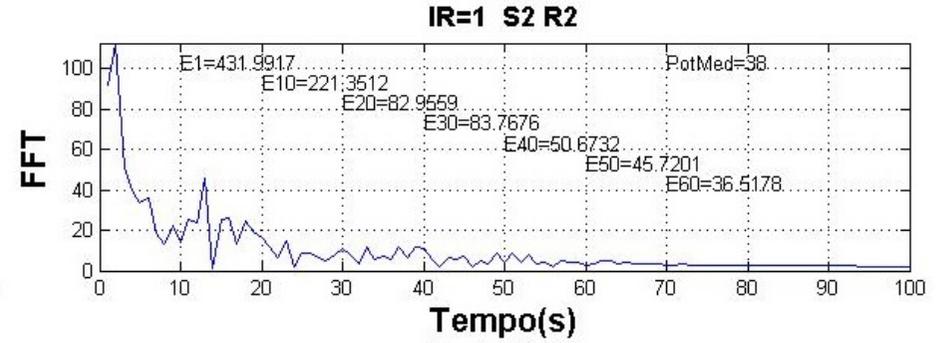
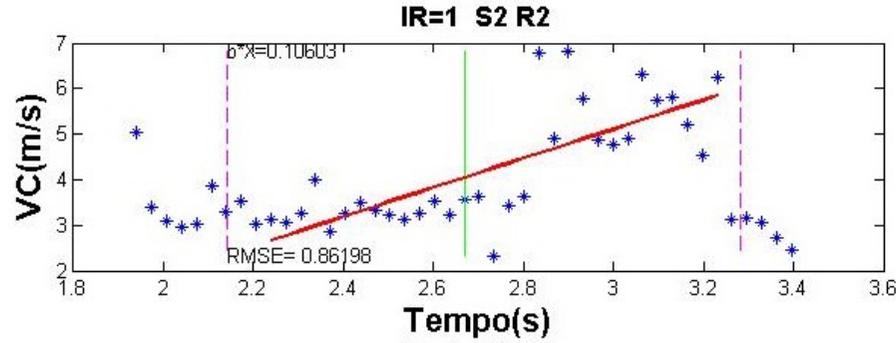
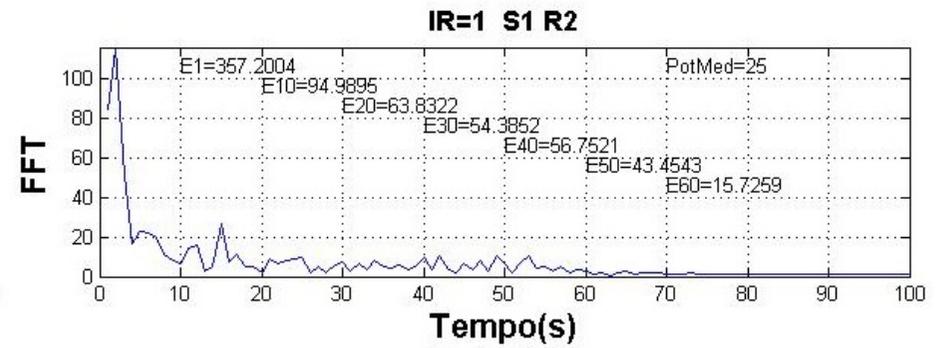
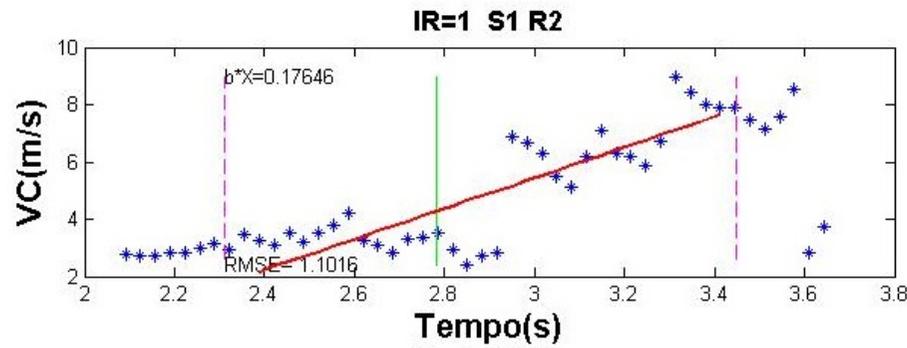


Figura I.3: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (FFT da Derivado do Torque).

I.1.2 IR de 2 minutos

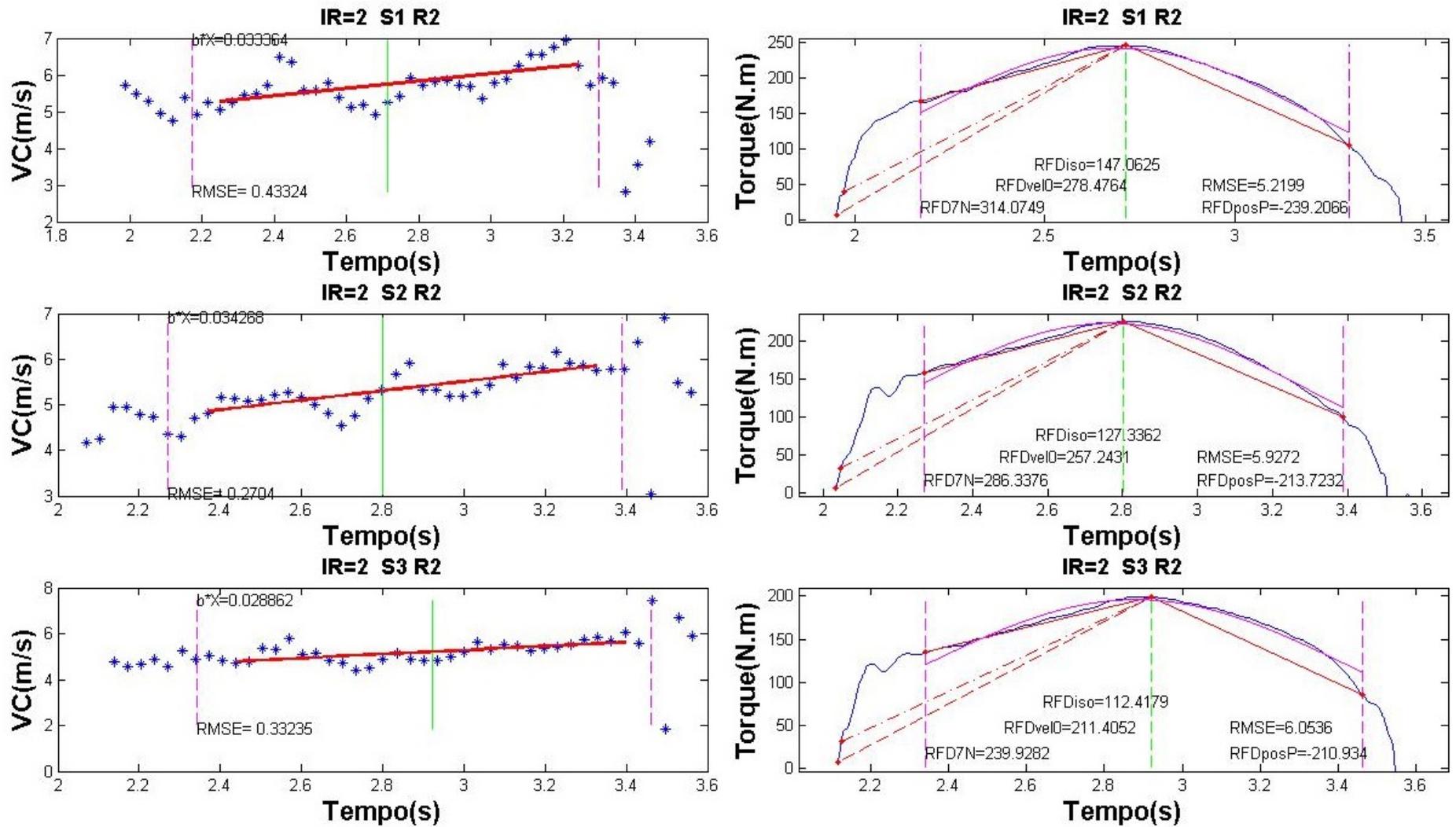


Figura I.4: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro.

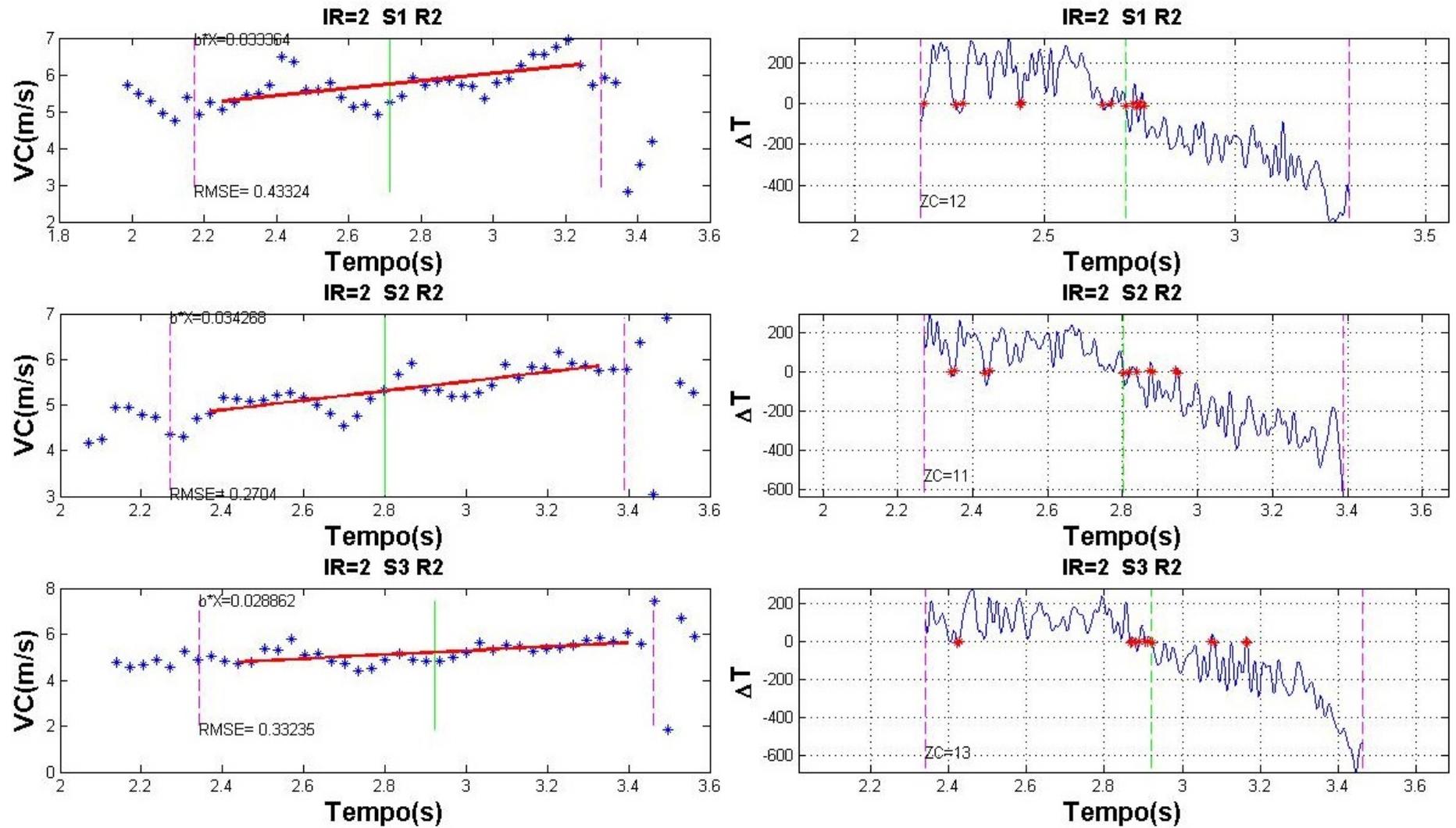


Figura I.5: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (Derivado do Torque).

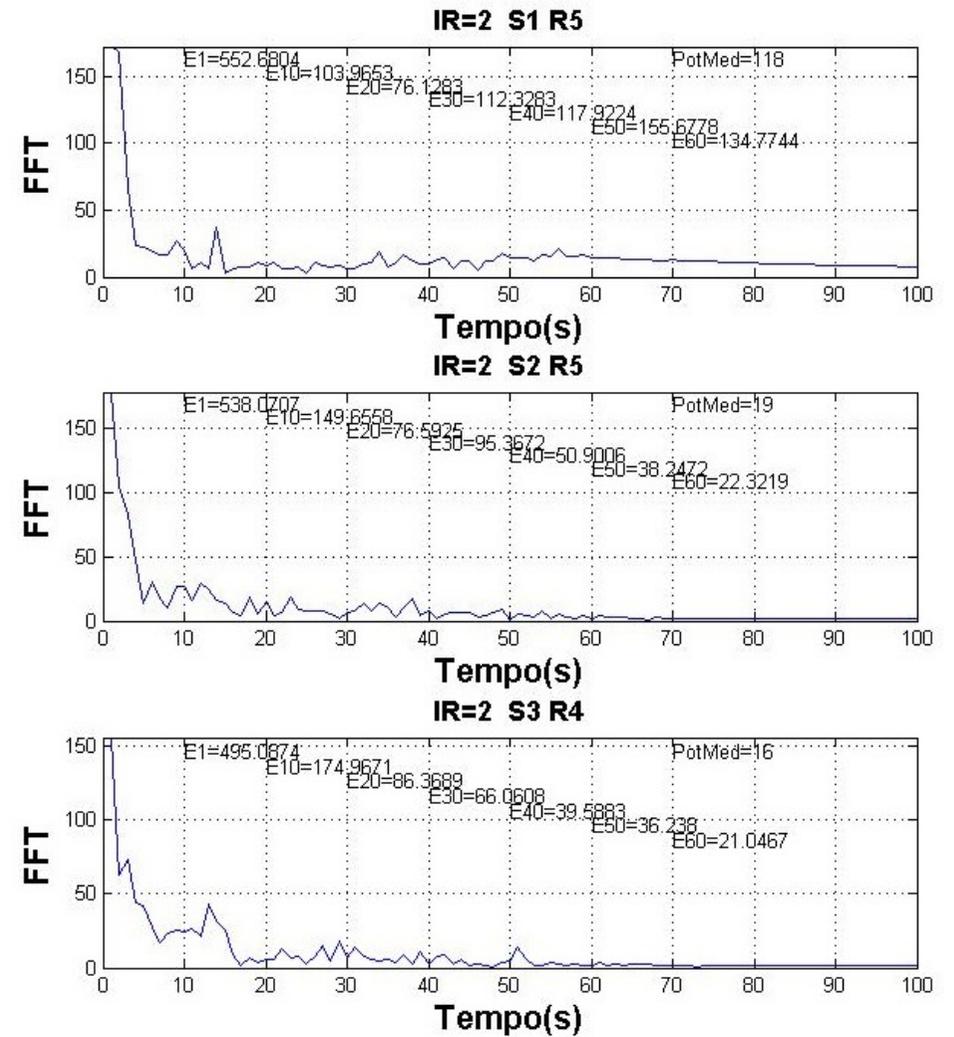
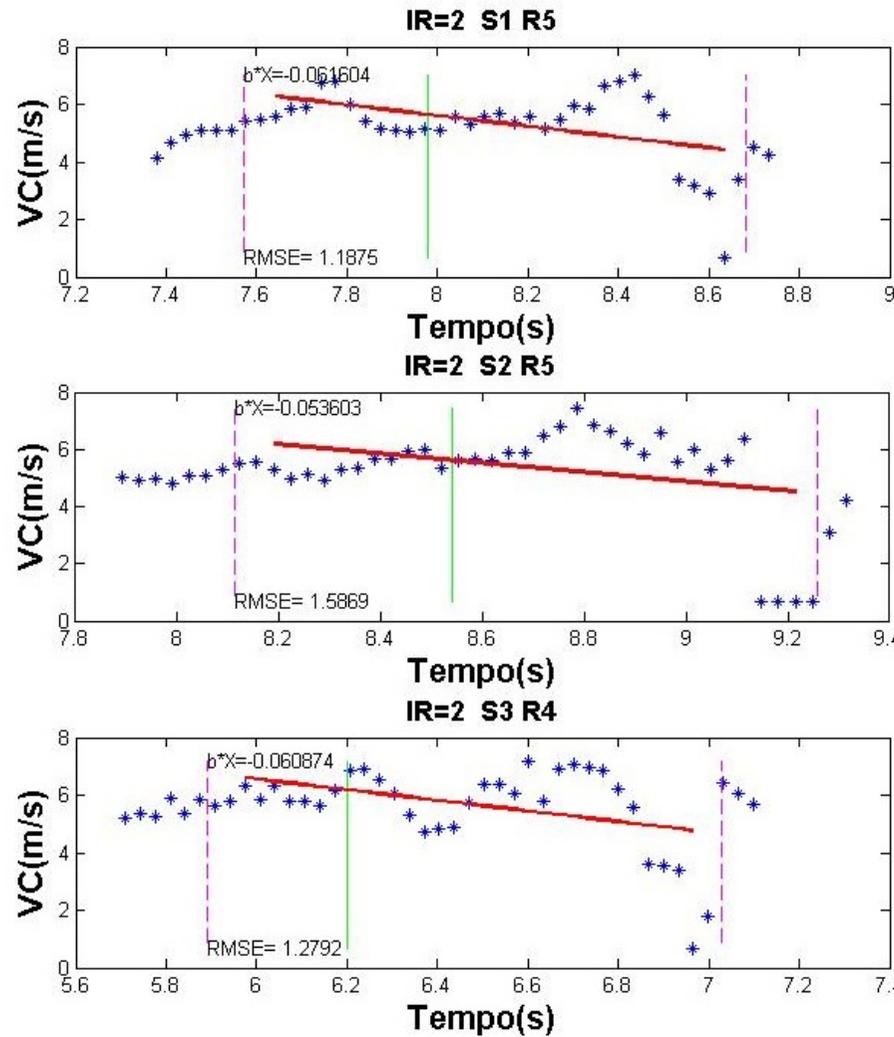


Figura I.6: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (FFT da Derivado do Torque).

I.2 Sujeito Ouro

I.2.1 IR de 1 minuto

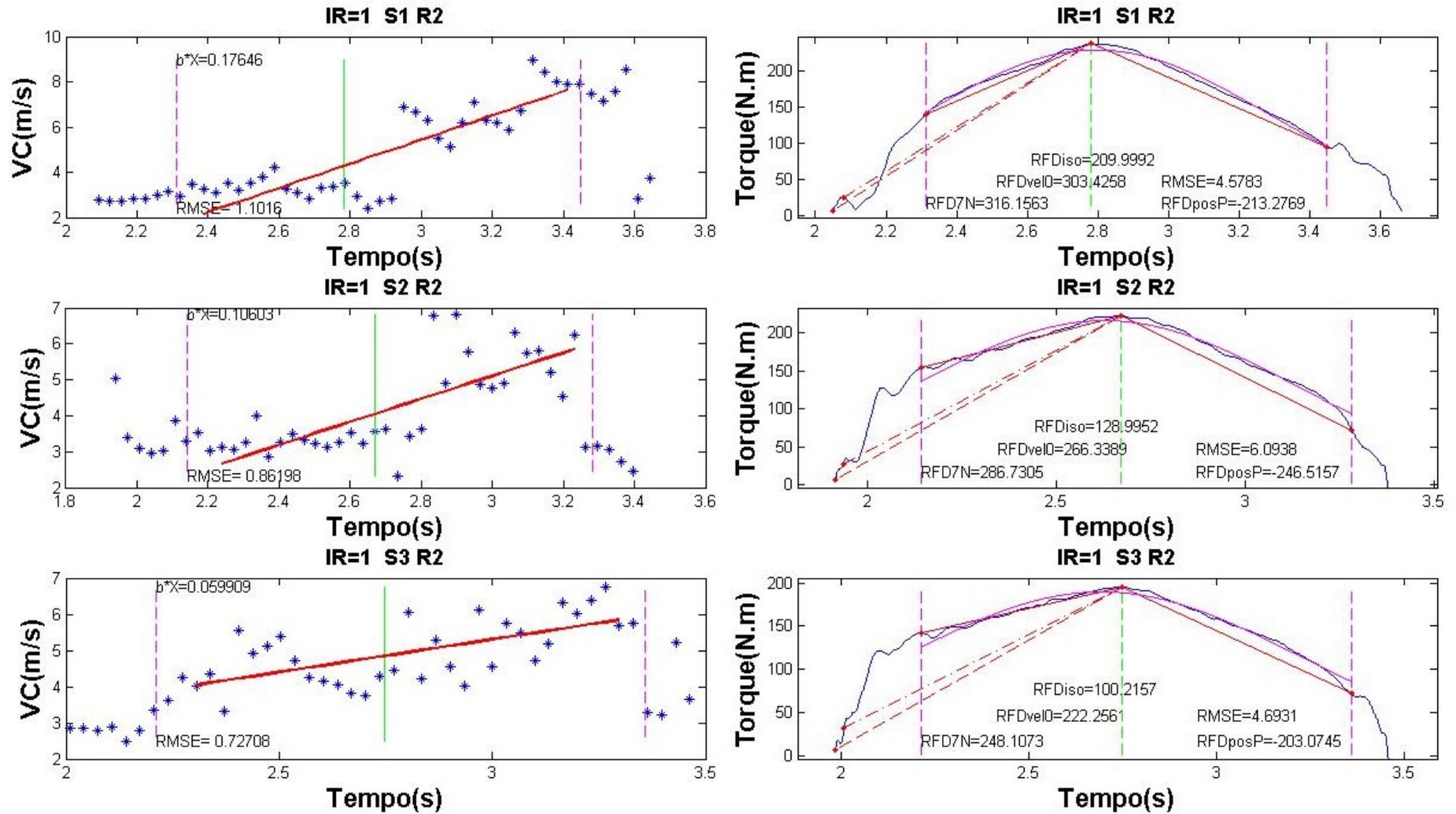


Figura I.7: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro.

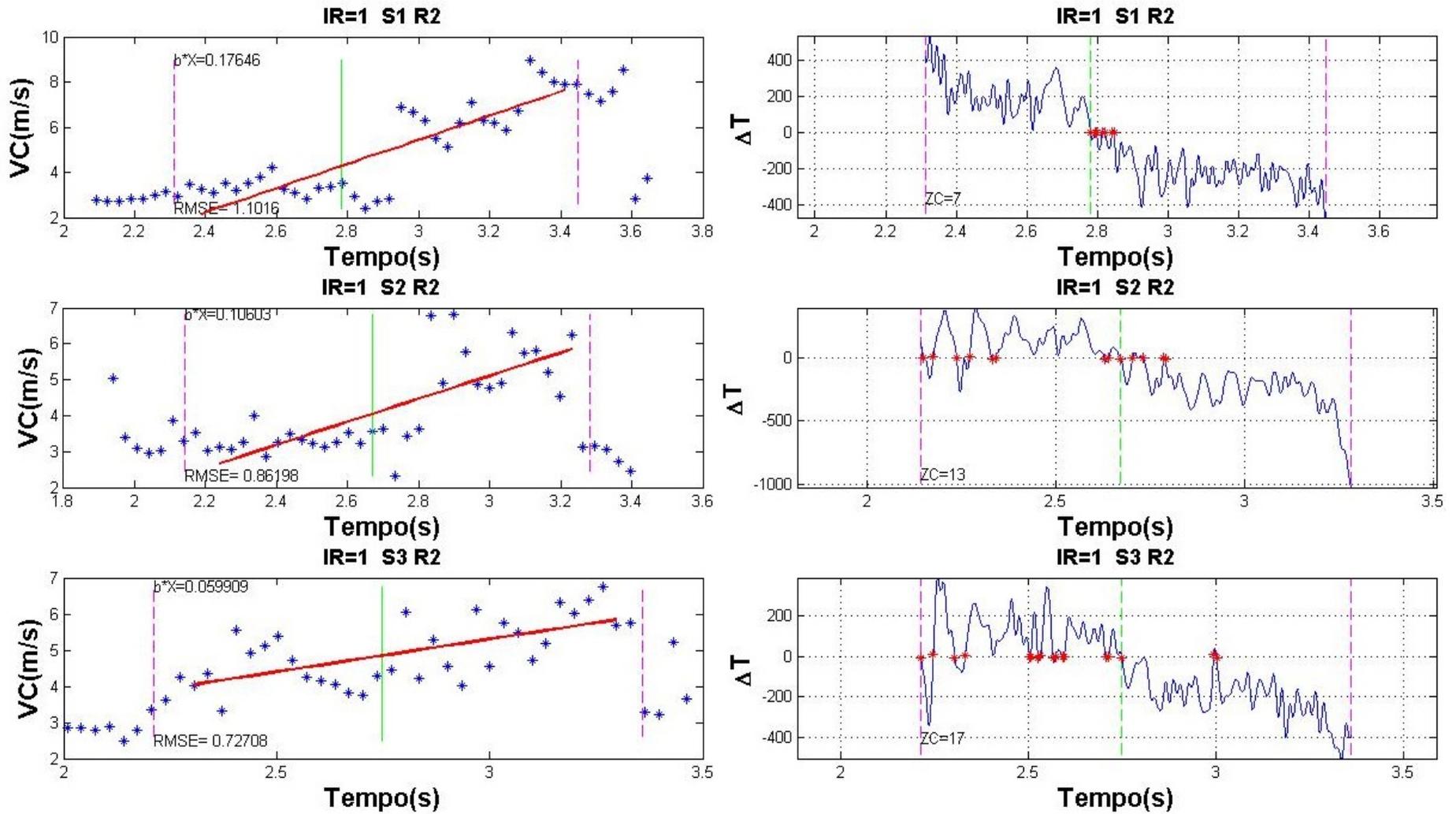


Figura I.8: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (Derivado do Torque).

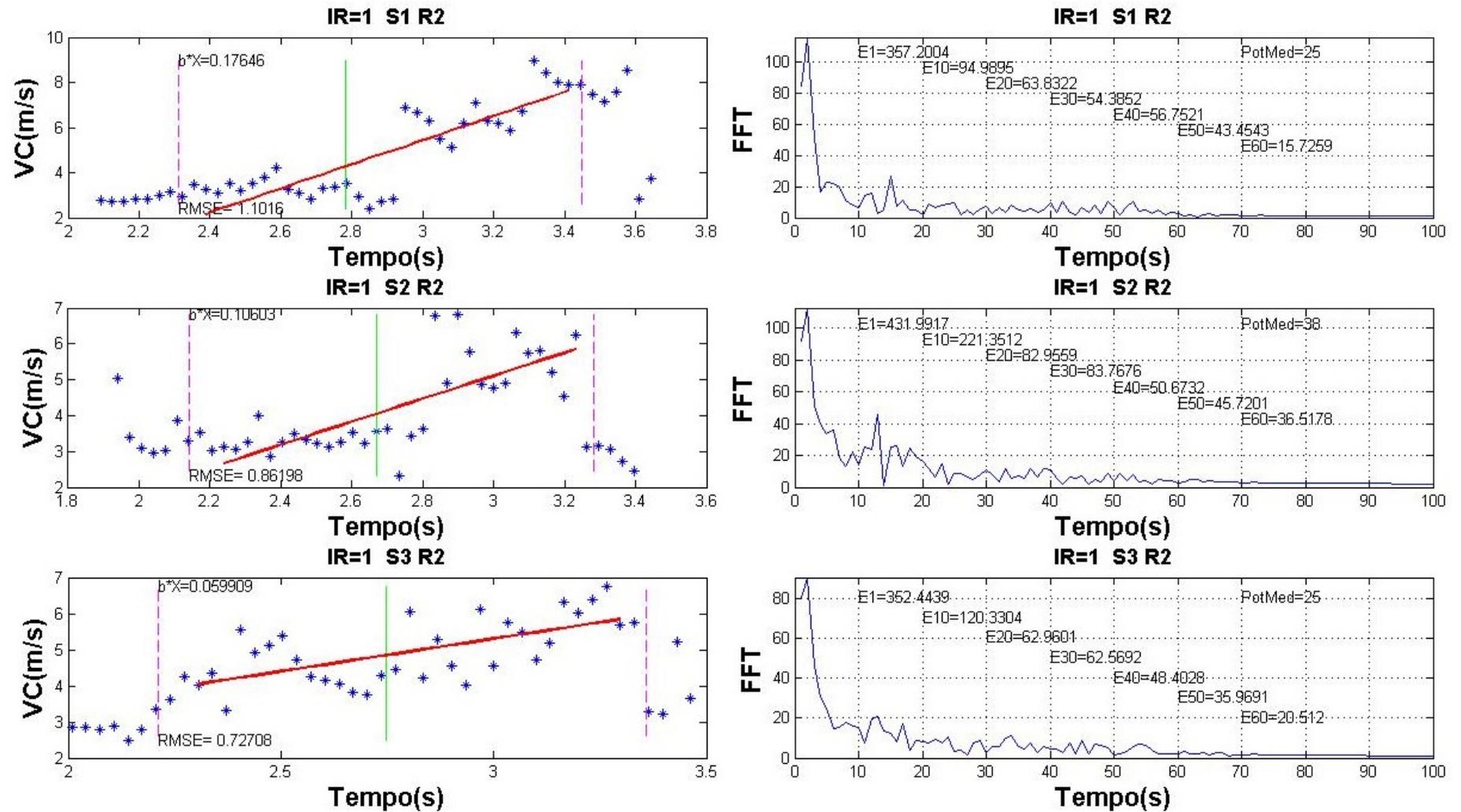


Figura I.9: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (FFT da Derivado do Torque).

I.2.2 IR de 2 minutos

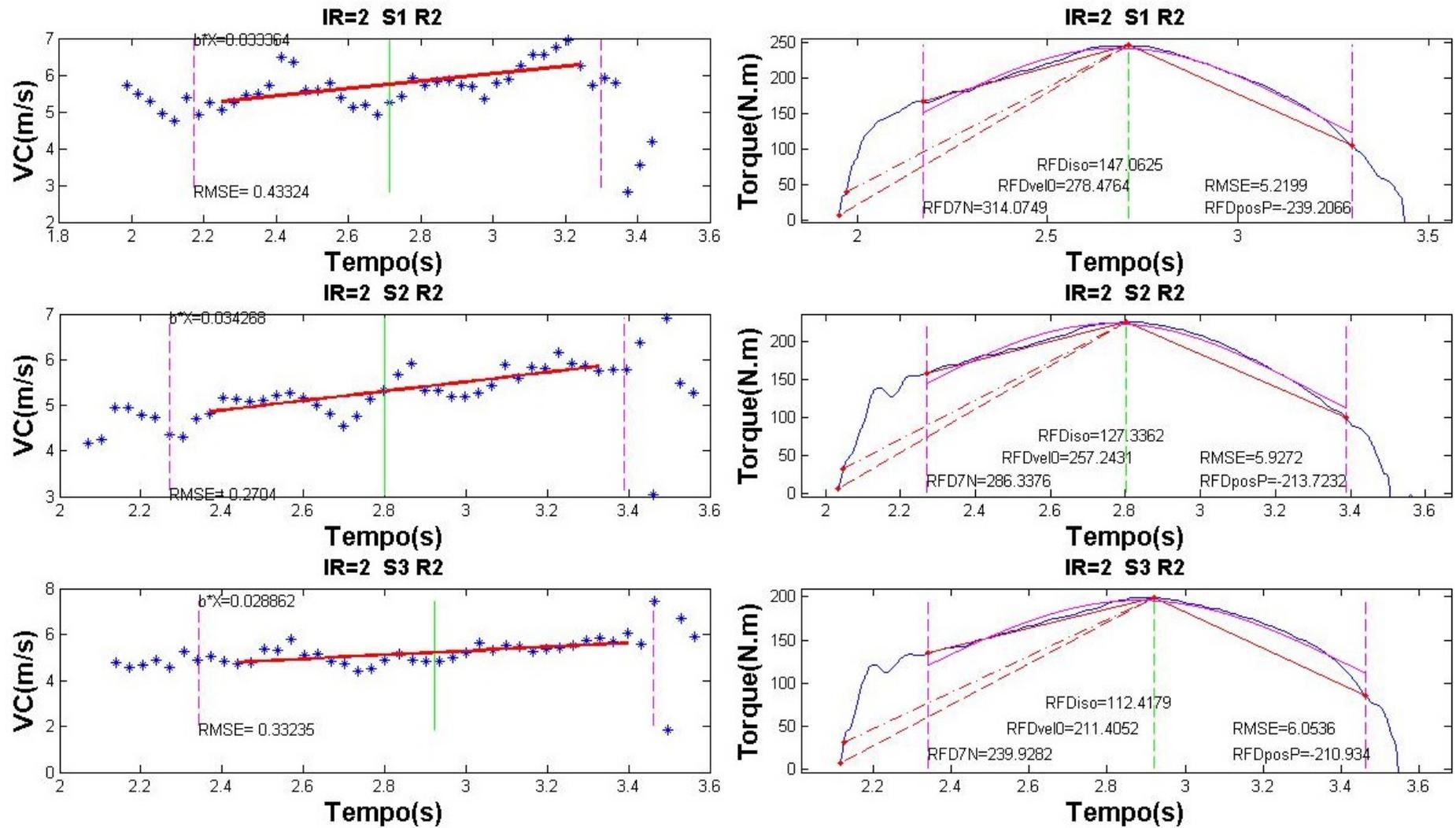


Figura I.10: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro.

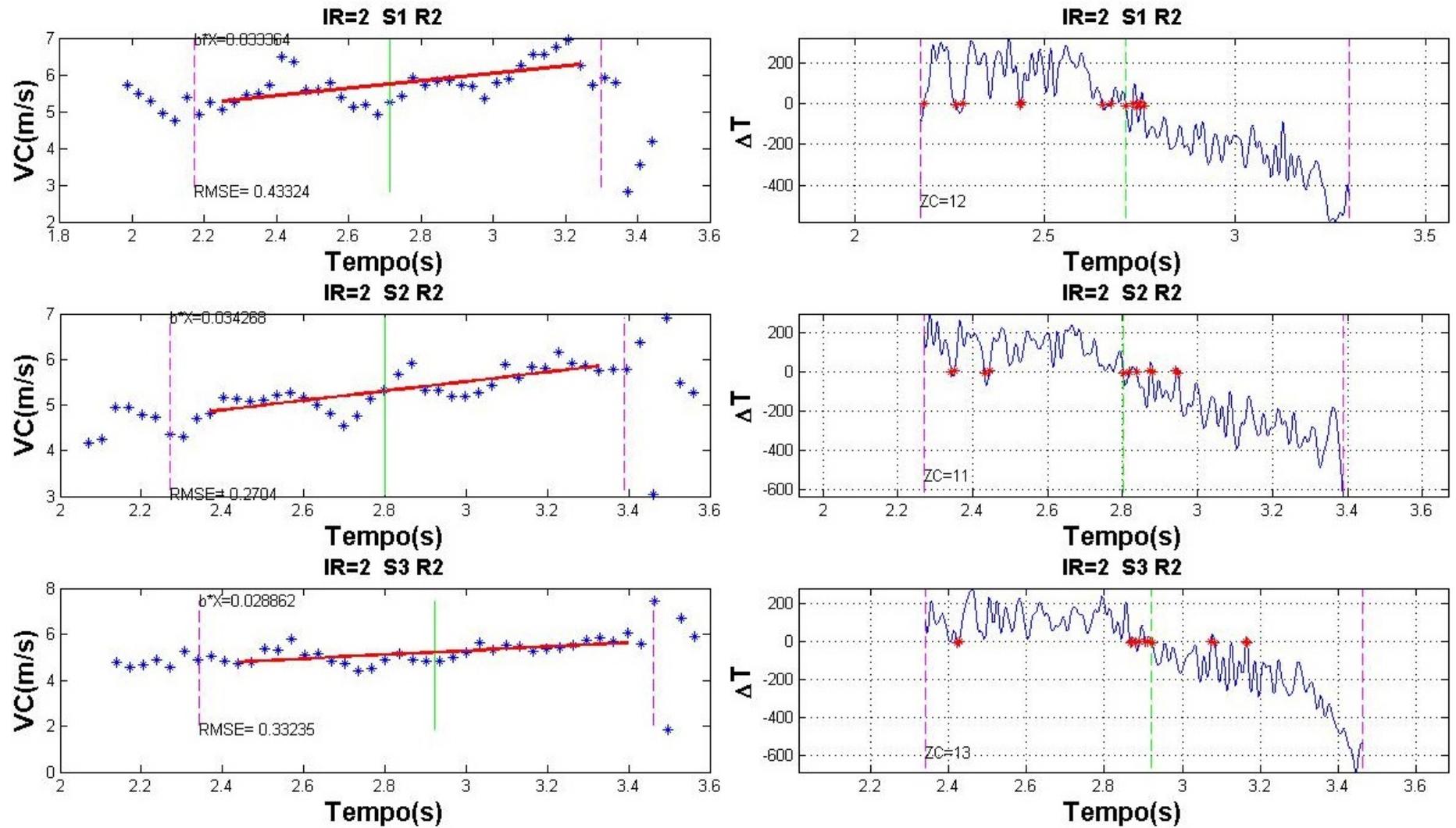


Figura I.11: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (Derivado do Torque).

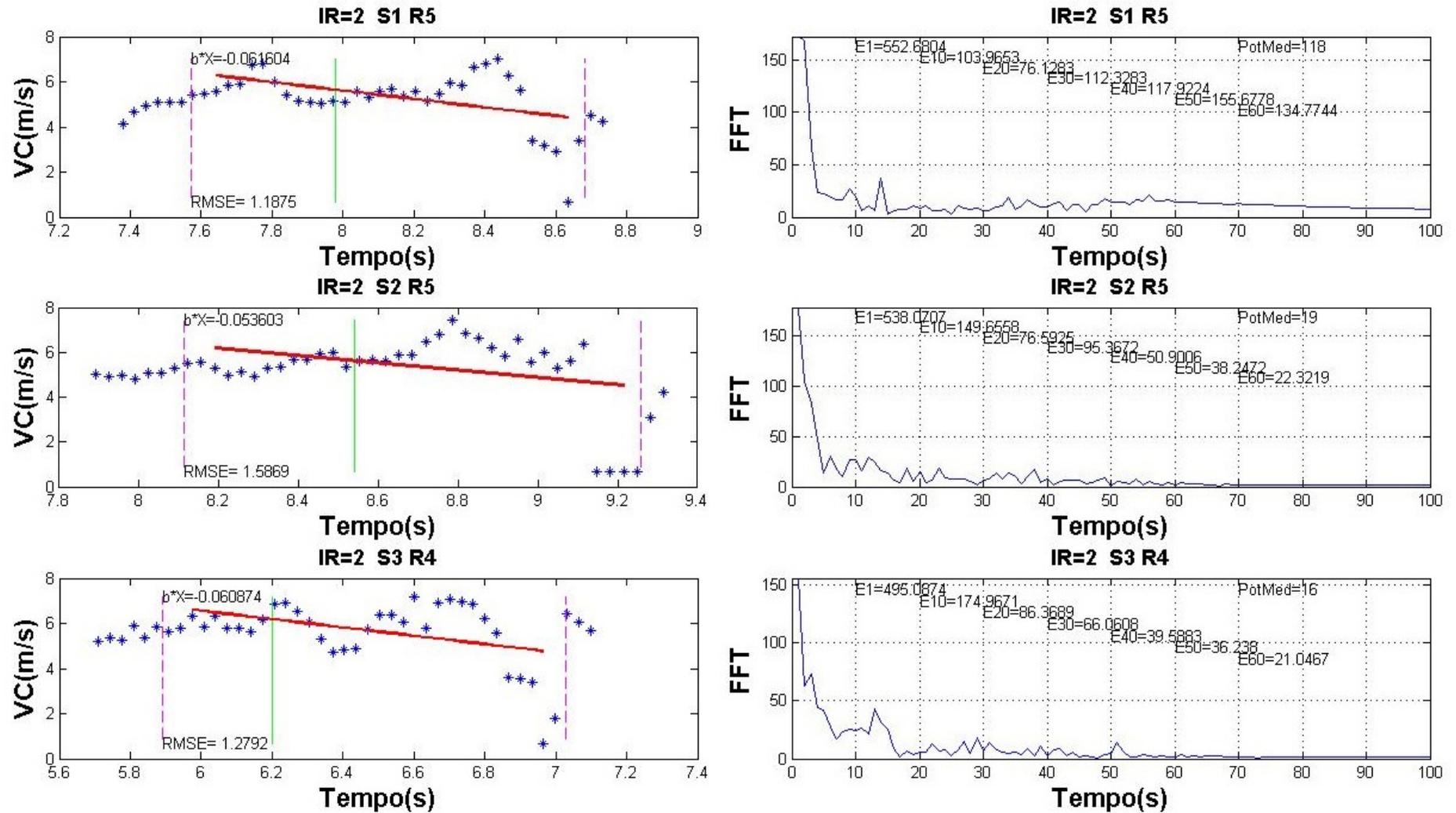


Figura I.12: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito Ouro (FFT da Derivado do Torque).

I.3 Sujeito não Ouro

I.3.1 IR de 1 minuto

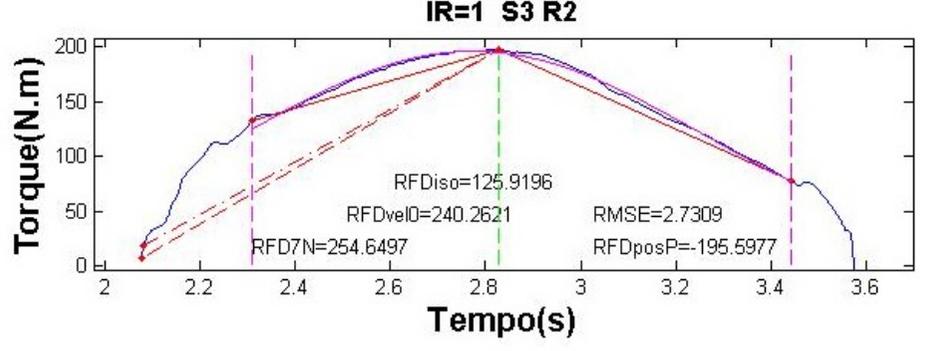
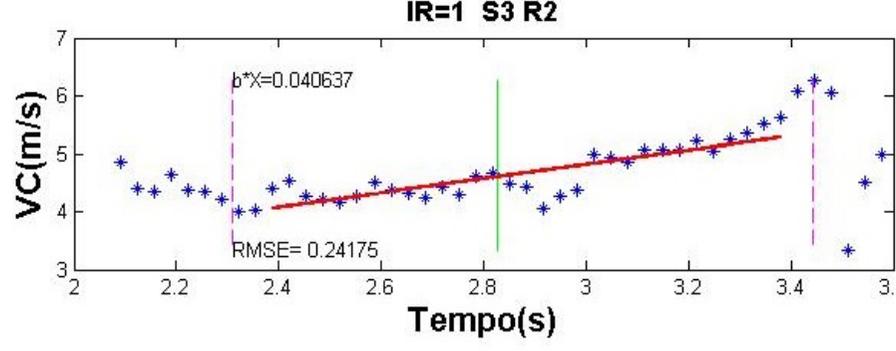
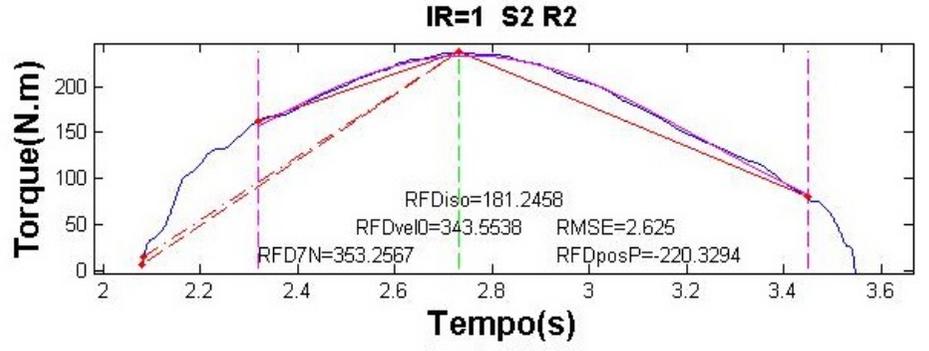
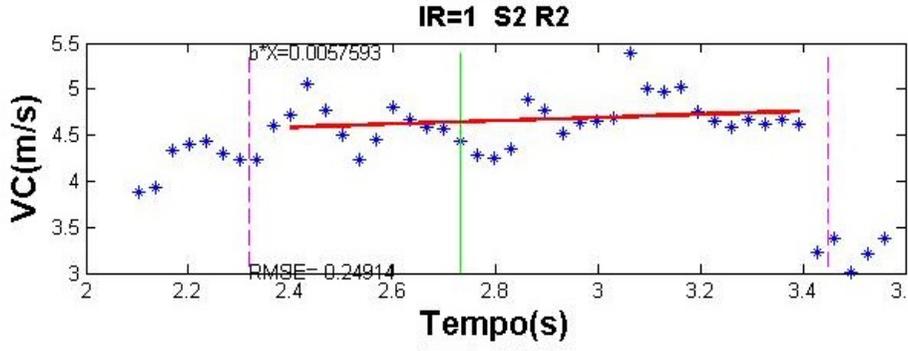
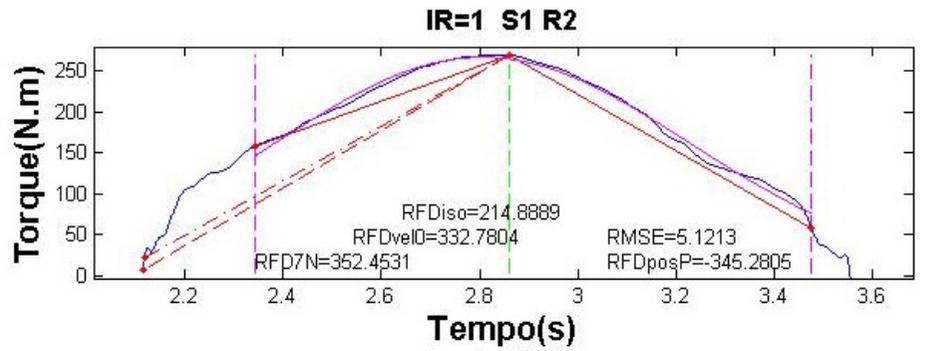
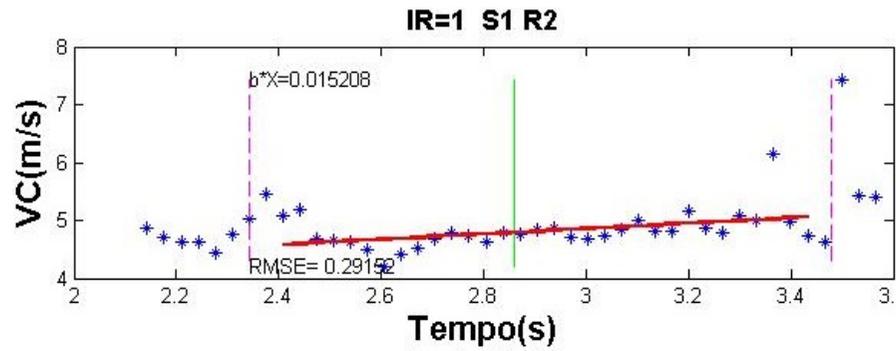


Figura I.13: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro.

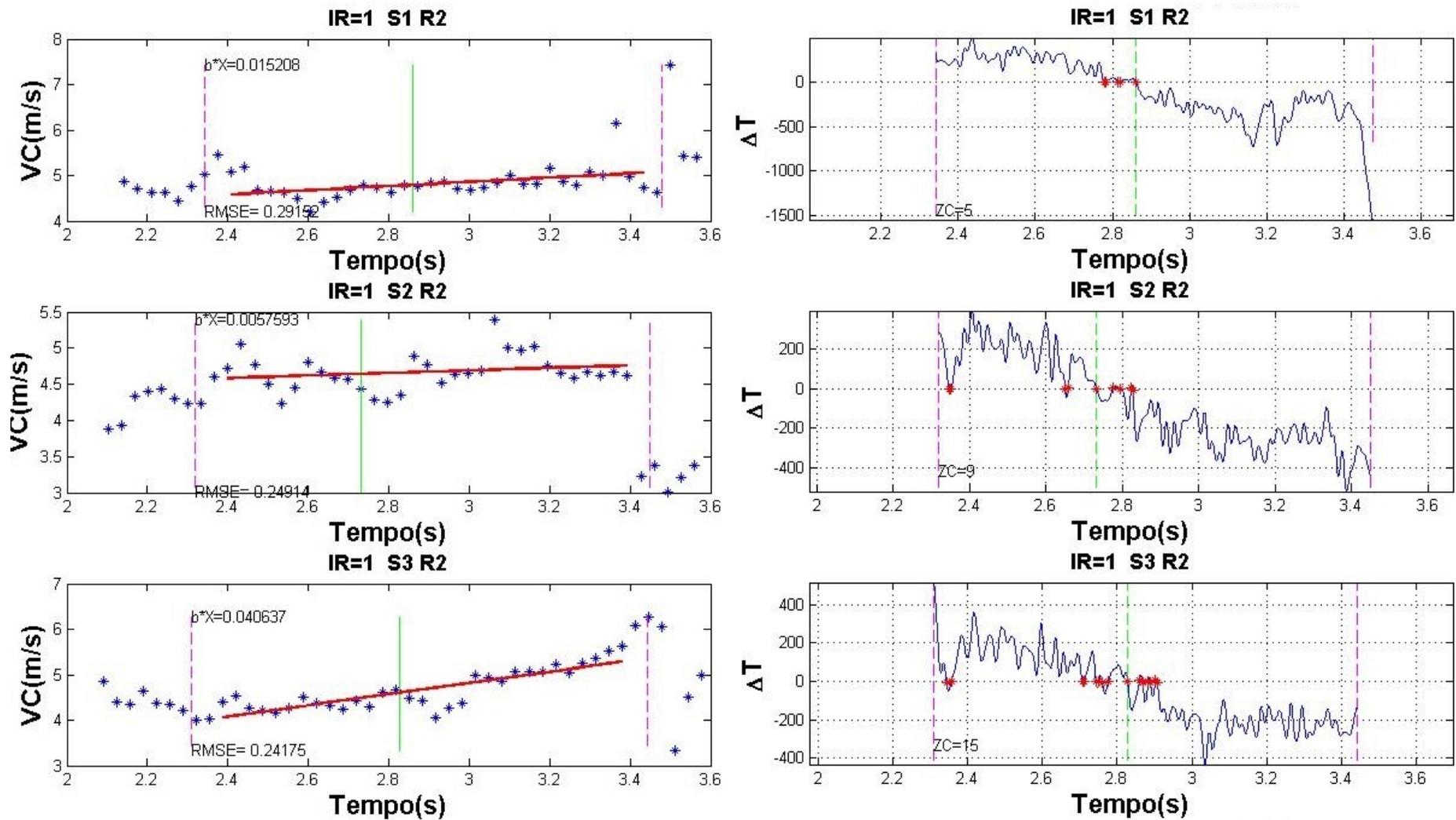


Figura I.14: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (Derivado do Torque).

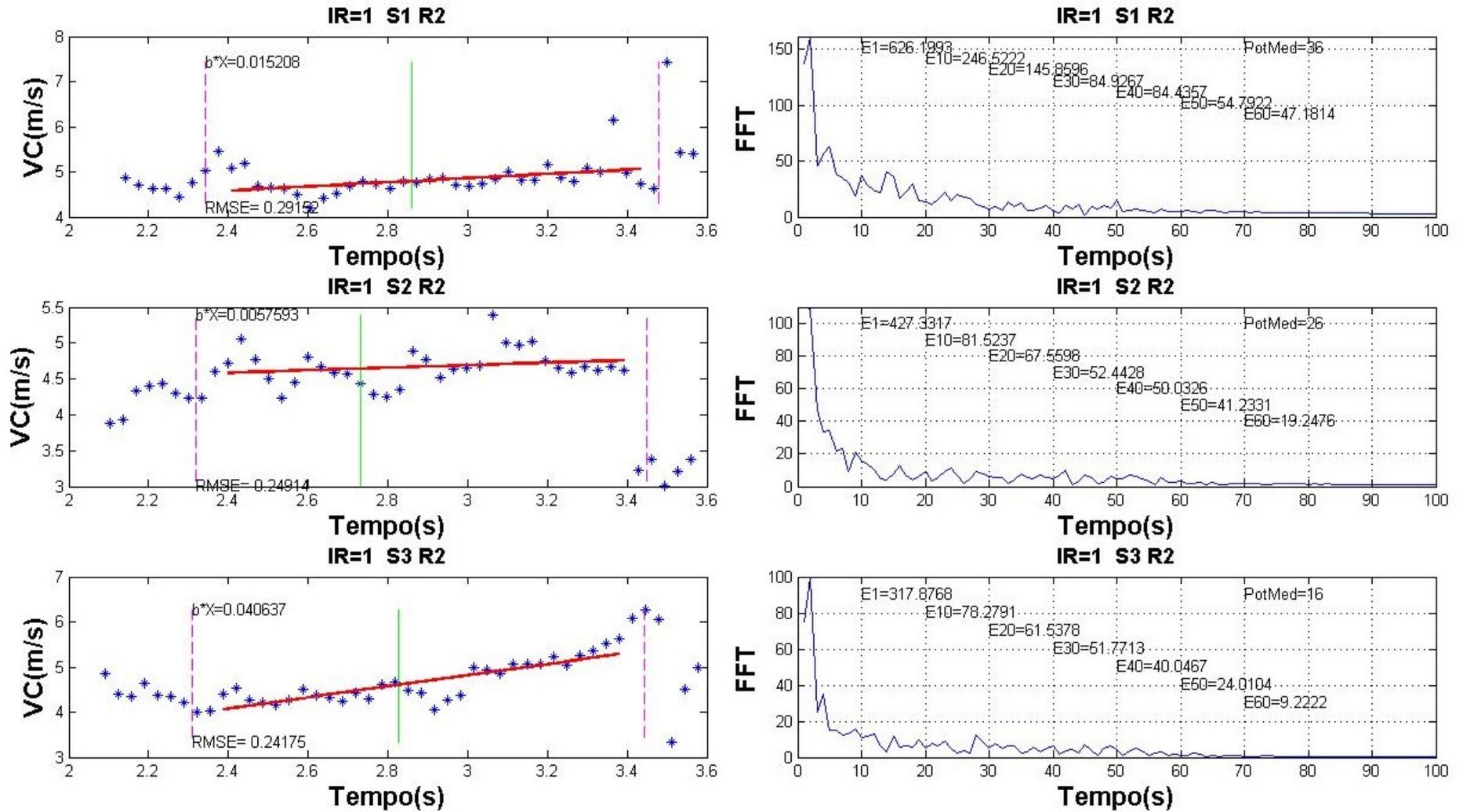


Figura I.15: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (FFT da Derivado do Torque).

I.3.2 IR de 2 minutos

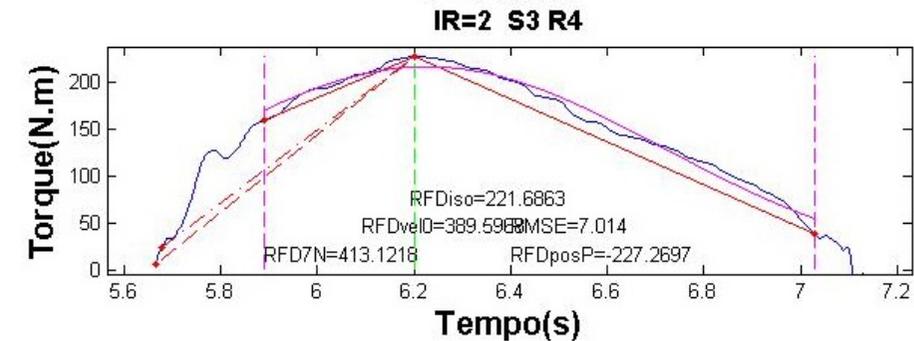
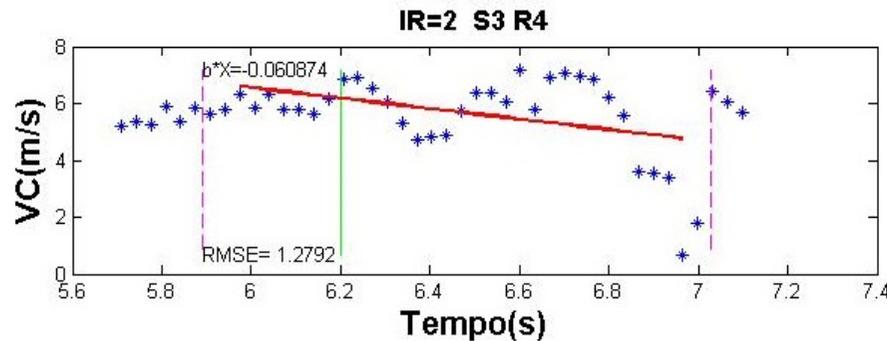
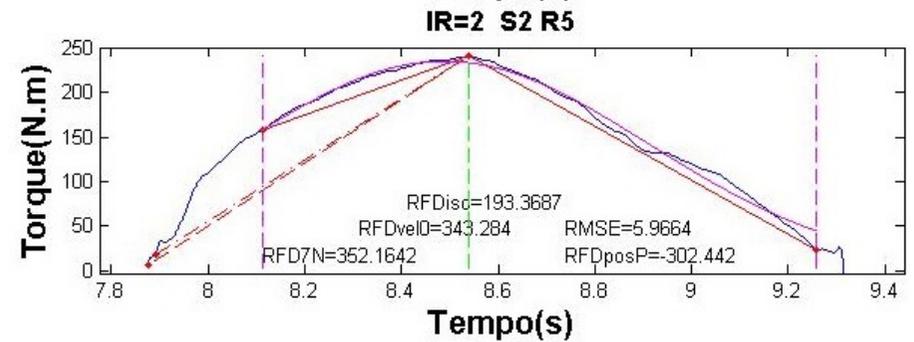
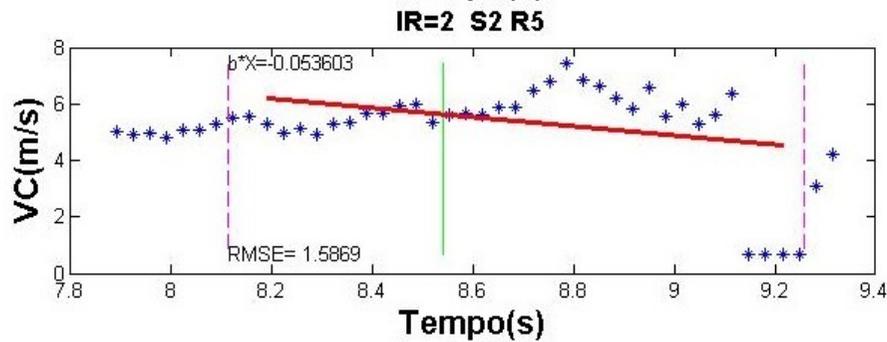
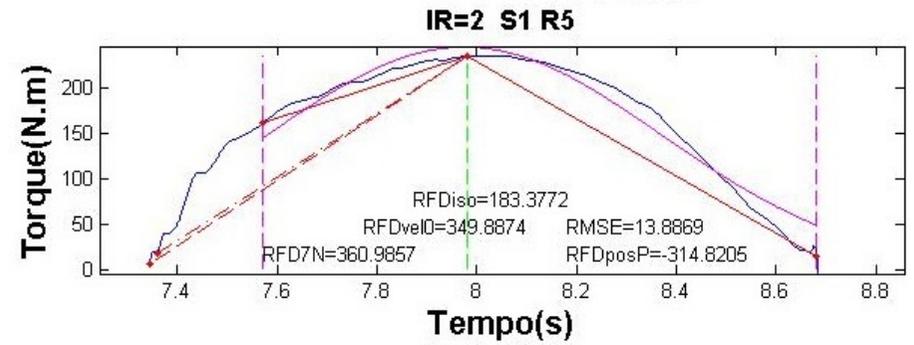
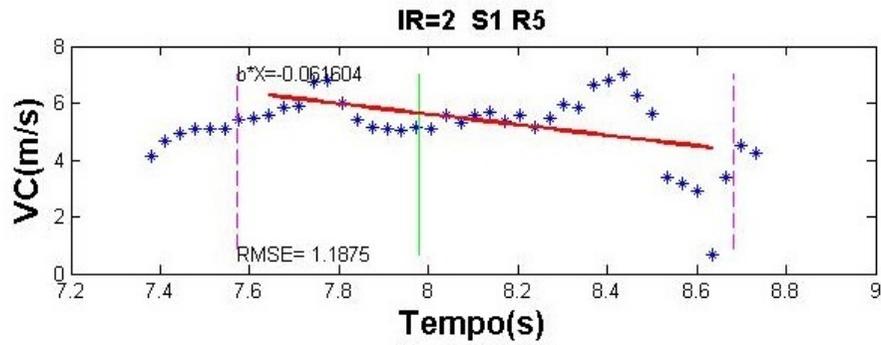


Figura I.16: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro.

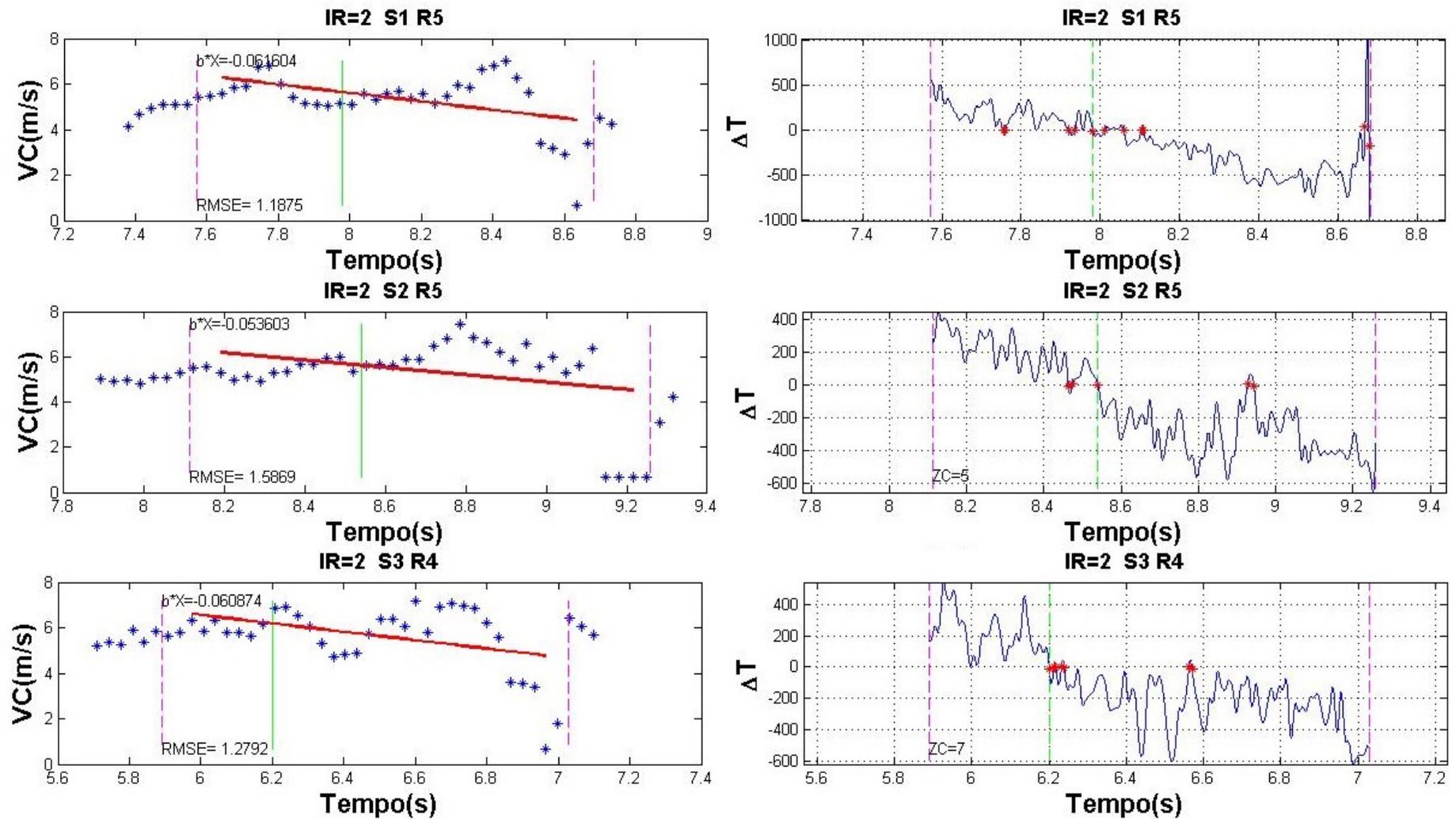


Figura I.17: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (Derivado do Torque).

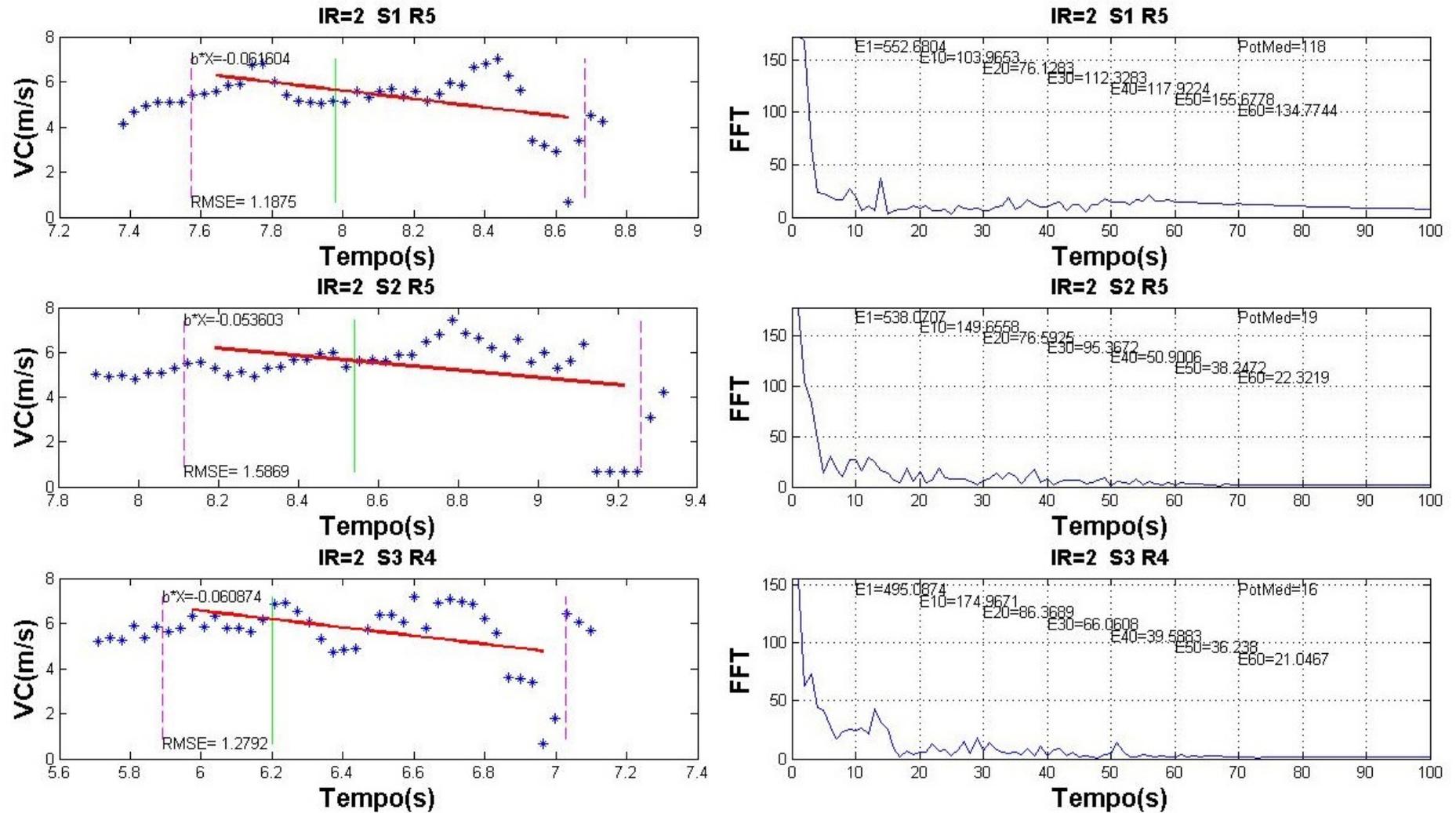


Figura I.18: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (FFT da Derivado do Torque).

I.4 Sujeito não Ouro

I.4.1 IR de 1 minuto

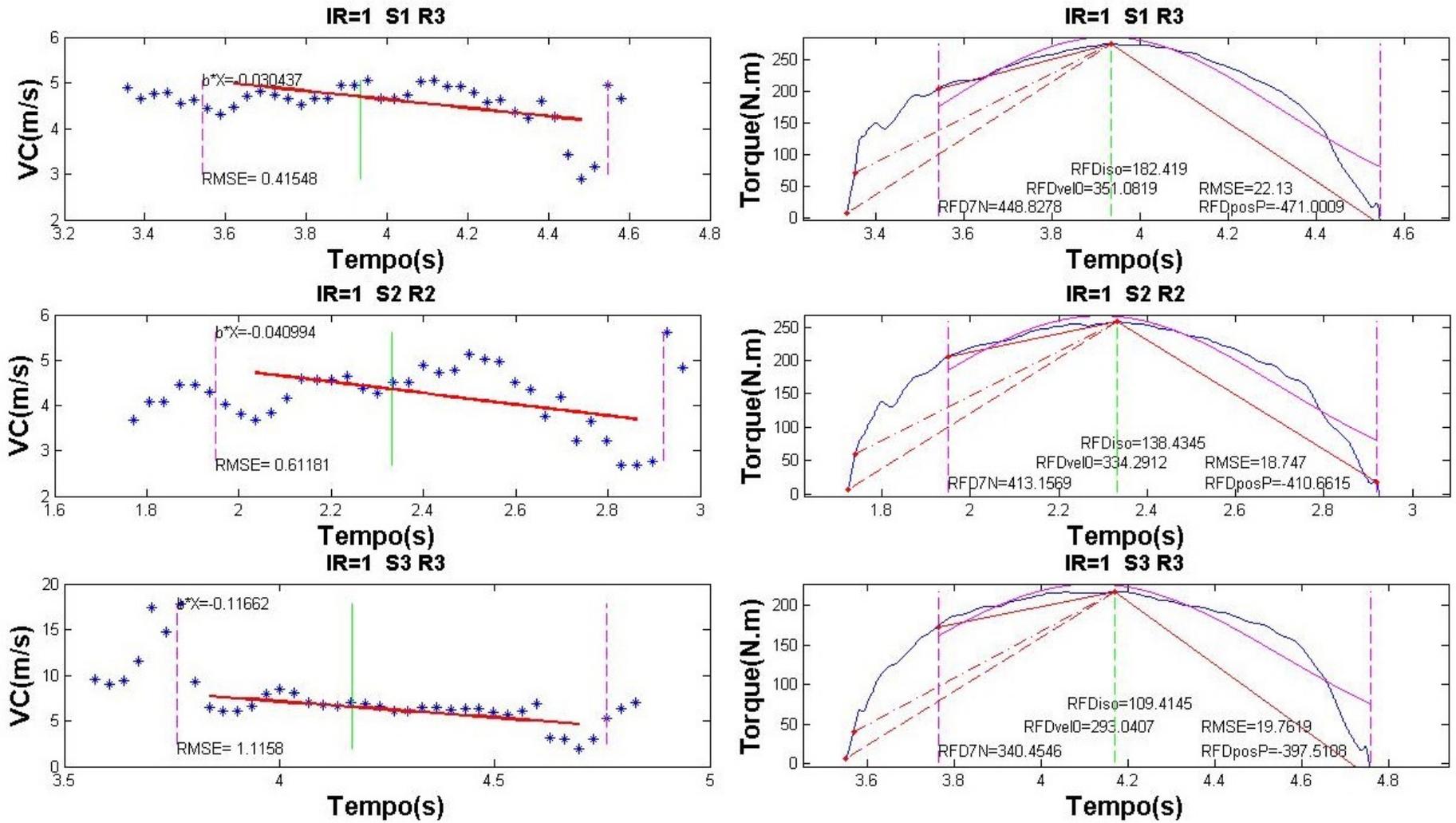


Figura I.19: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro.

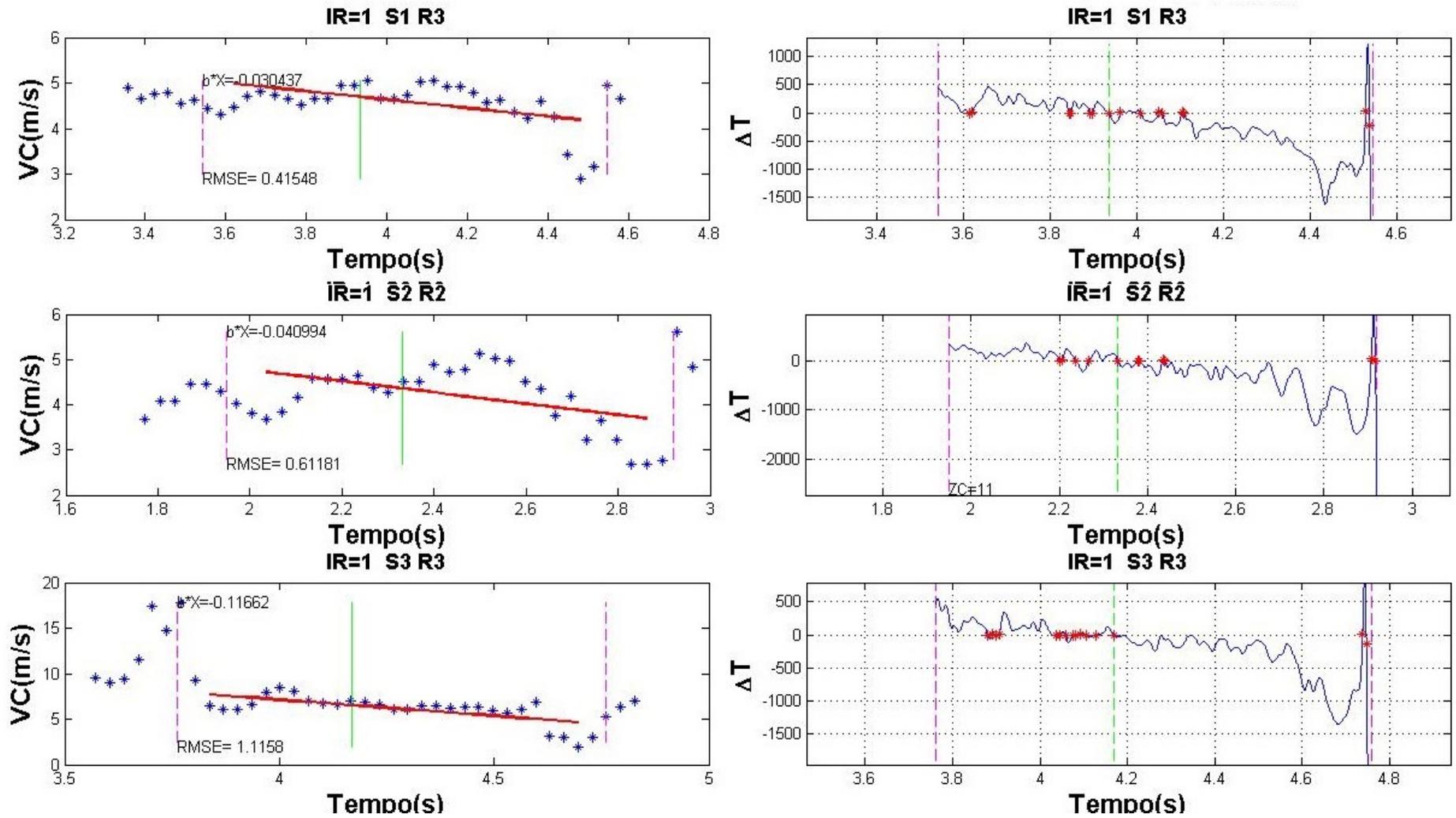


Figura I.20: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (Derivado do Torque).

IR de 2 minutos

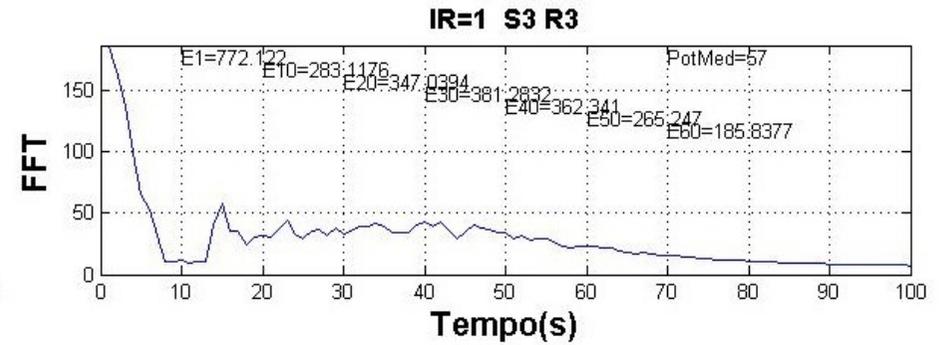
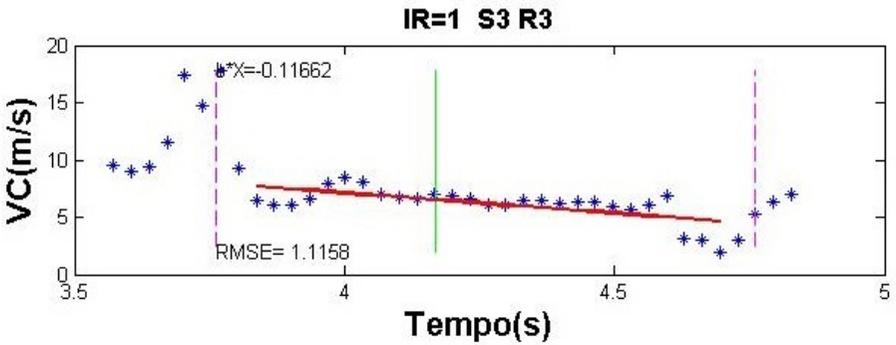
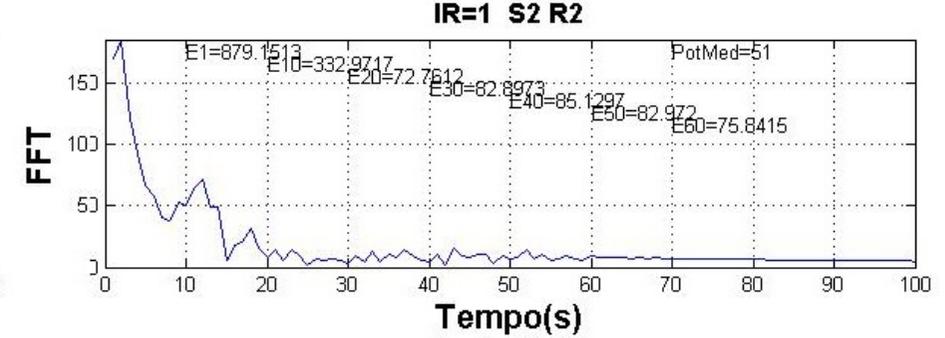
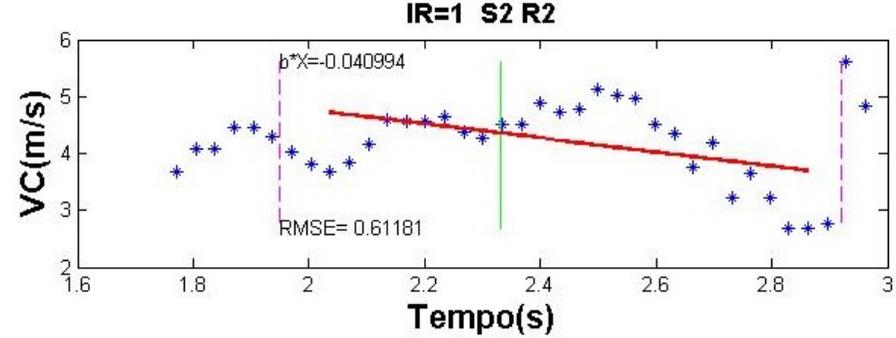
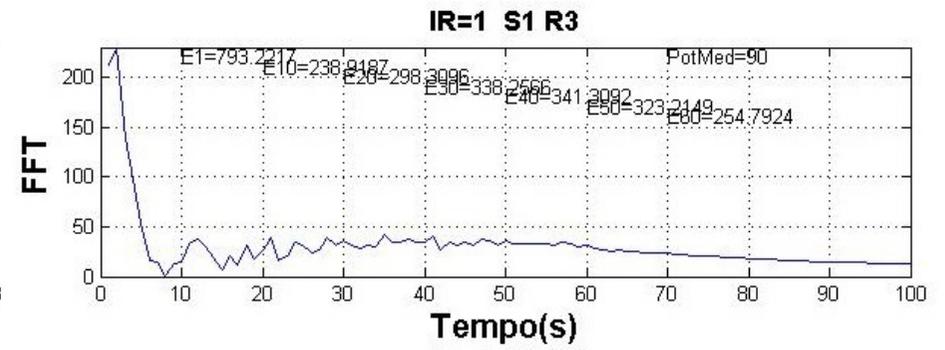
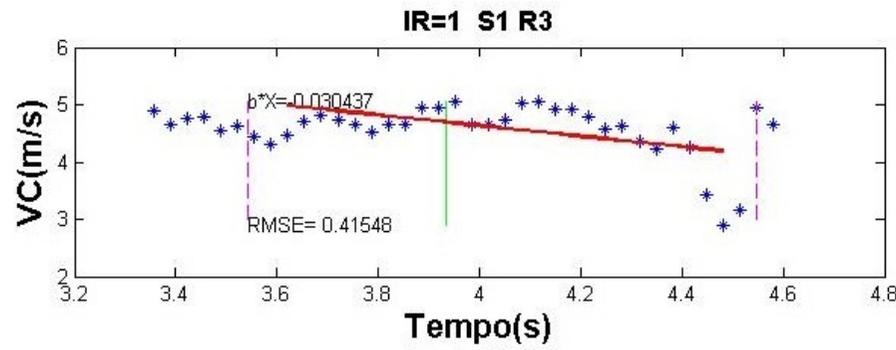


Figura I.21: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (FFT da Derivado do Torque).

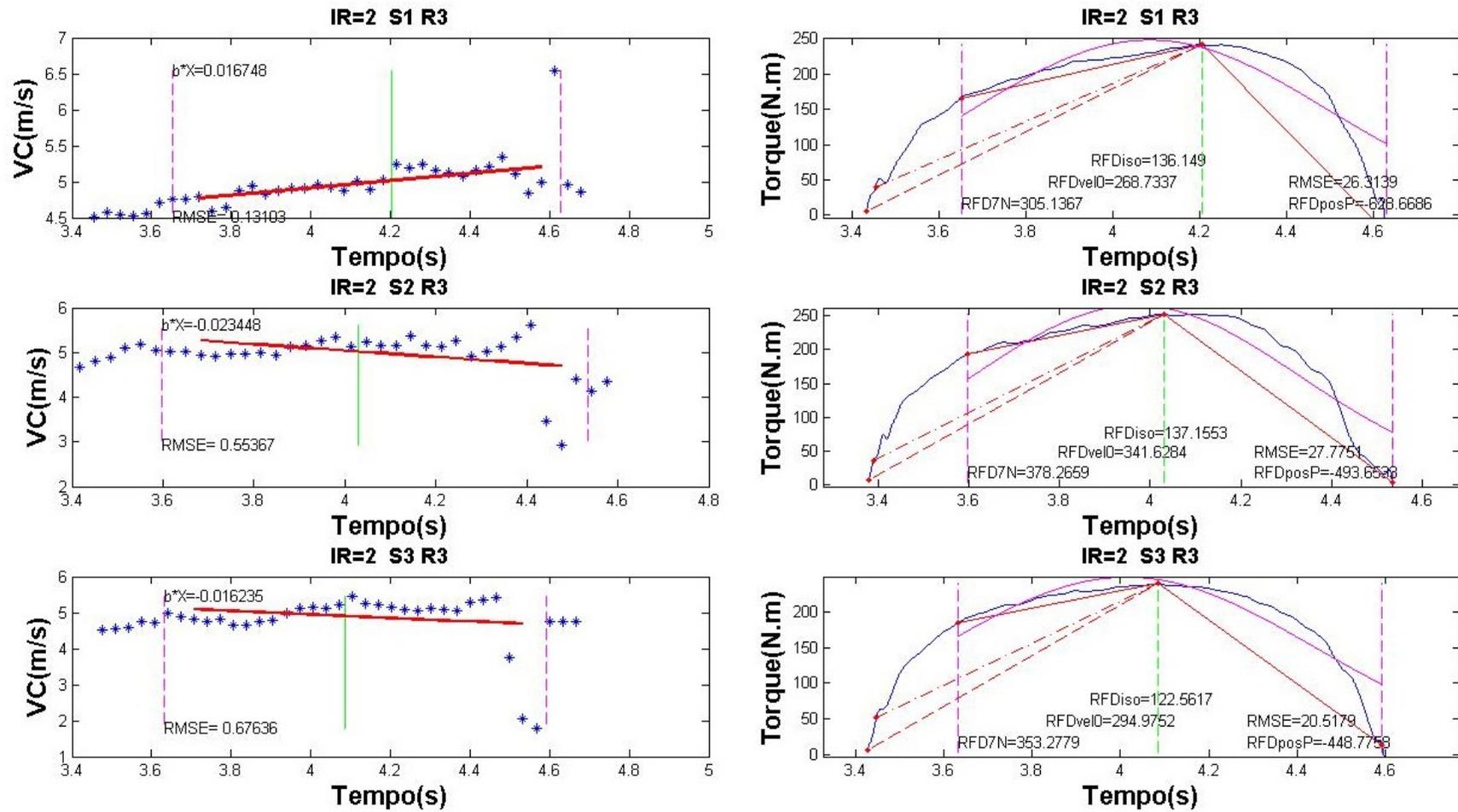


Figura I.22: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro.

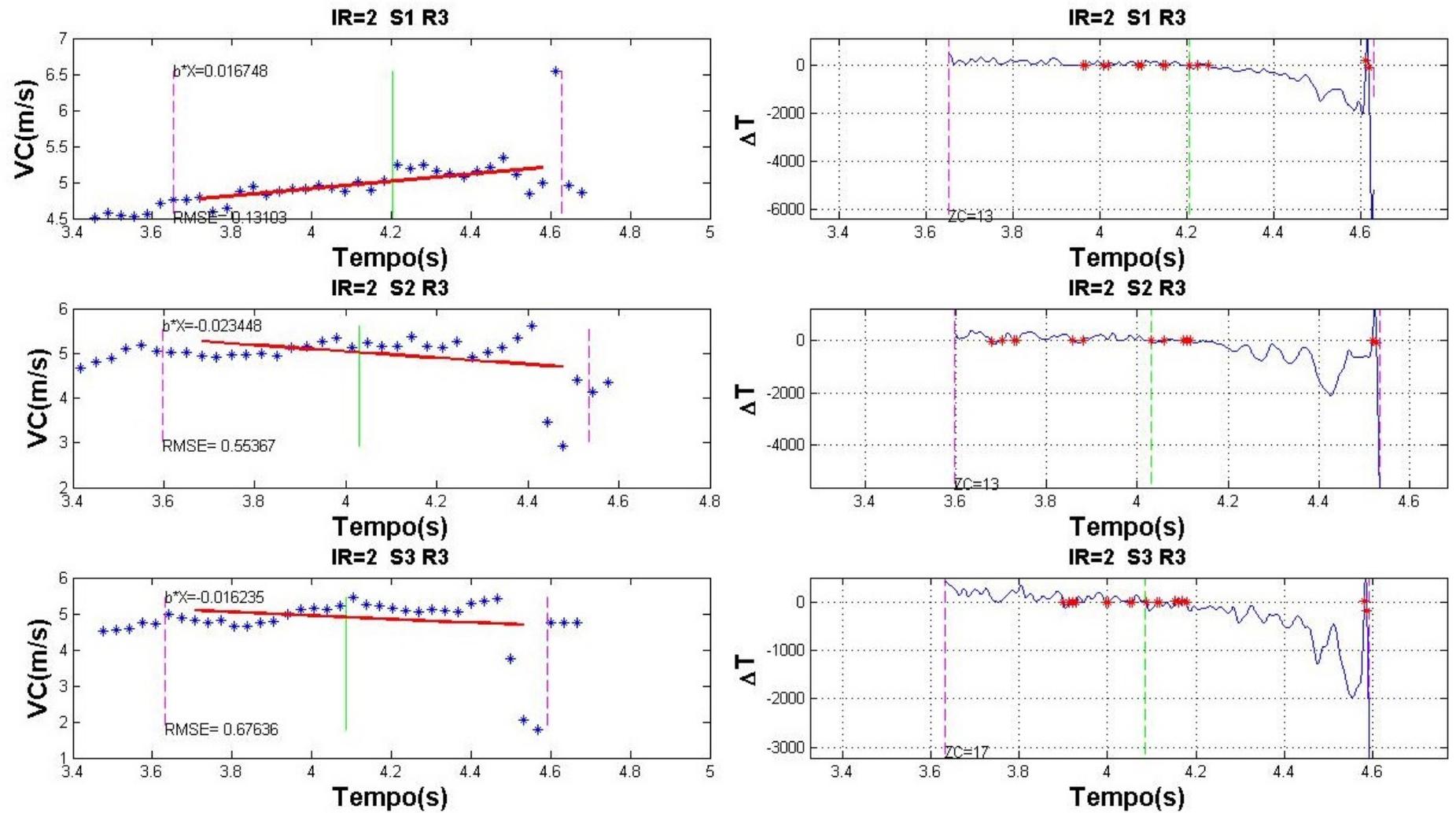


Figura I.23: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (Derivado do Torque).

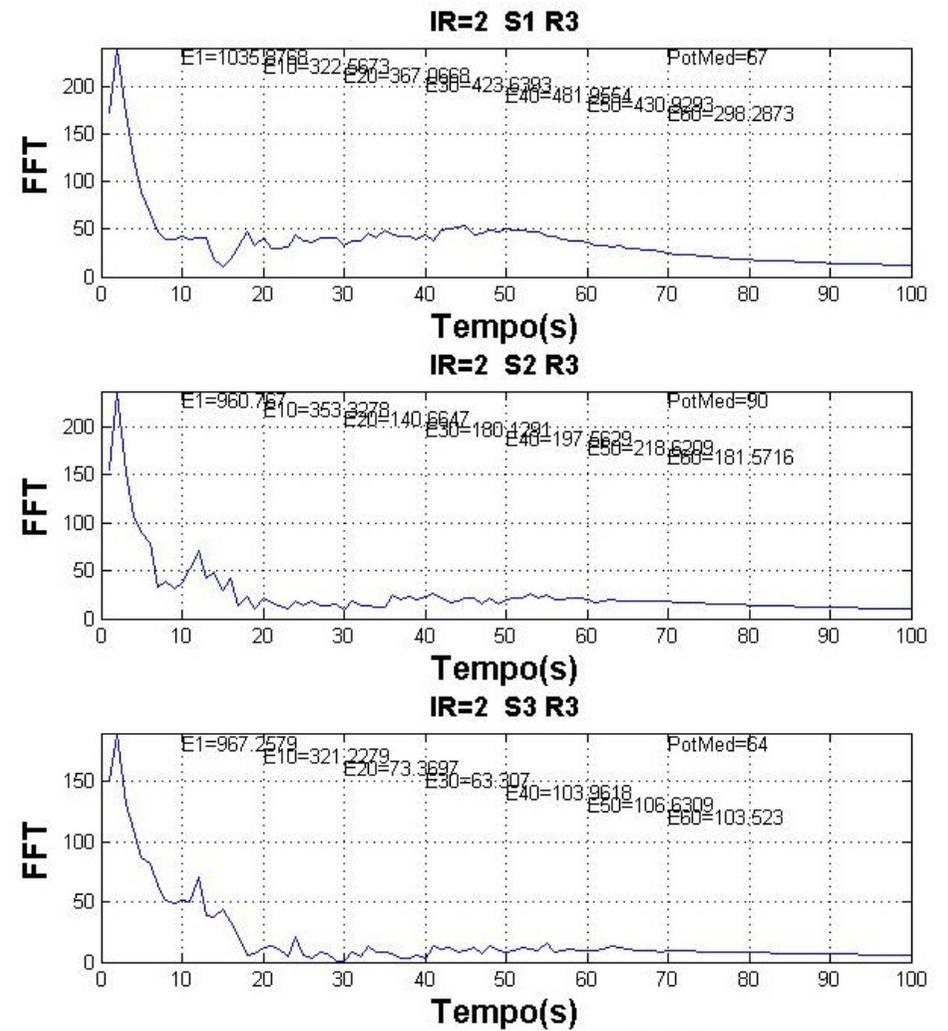
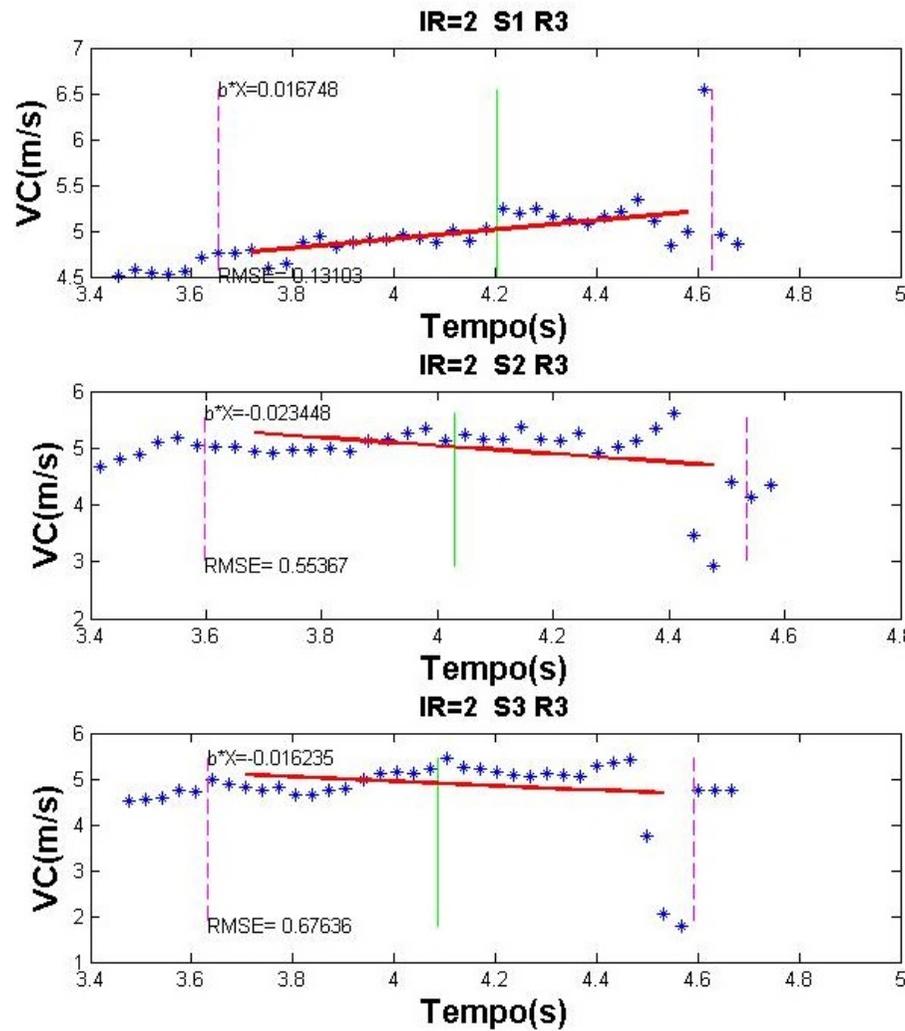


Figura I.24: Tela do programa: Repetição de Pico de Torque das séries, Sujeito não Ouro (FFT da Derivado do Torque).