EMANUELE MORAES MELLO

Estudo da atividade mioelétrica em exercícios isométricos com diferentes contrações

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

Área de concentração: Bioengenharia

ORIENTADOR: Prof. Dr. Neri Alves

São Carlos – SP

2006

Dedico este trabalho as pessoas que mais me incentivaram em toda minha vida acadêmica,
sempre torcendo pelos meus ideais,
e comemorando as mais singelas vitórias.
Pessoas que mesmo querendo que eu ficasse, me enchiam de vontade para ir,
pois sabiam que assim eu chegaria mais perto de concretizar essa importante etapa da minha Vida.

Meu amado marido Fernando,

E, meus queridos pais Severino e Teresa.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Neri Alves, por toda sua dedicação, competência, sabedoria e principalmente pelo privilégio de sua orientação e amizade. Sou muito grata por todos os ensinamentos, empregados de uma forma única e muitas vezes além da sua área, e essencialmente por me proporcionar o “gosto” da pesquisa.

Aos participantes do exame de qualificação: Prof. Dr. José Angelo Barela e Prof. Dr. José Carlos Pereira, por todas as sugestões que contribuíram para este trabalho.

Ao Prof. Dr. Orivaldo Lopes da Silva, por todo apoio e amizade no período em que estive em São Carlos.

Ao Prof. Dr. José Carlos Pereira pelo incentivo em todas as etapas do Programa de Pós Graduação.

Ao Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho, pela amizade, contribuição neste trabalho e disponibilidade do Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano.

Ao Prof. Dr. Almir Olivetti Artero, pela sua incansável vontade de transmitir conhecimento, e por contribuir de uma forma muito satisfatória neste trabalho.

À amiga e colaboradora, Profa. Ms. Luciana Sanae Ota, que se tornou uma grande companheira em todos os momentos dessa etapa de nossas vidas. Fica a saudade dos tempos de laboratório, em Presidente Prudente.

Ao colega, Prof. Ms. Fábio Mícolis de Azevedo, pela colaboração fundamental na análise experimental e outras etapas do trabalho.

Aos professores José Carlos Camargo, Luiz Carlos Vanderlei, Regina Camargo, José Alberto Giacometti, Celso Xavier, Augusto de Carvalho e Antônio Riul, por contribuírem, mesmo que de forma indireta, na formação do caminho que me levou a desenvolver esse projeto.

Aos demais colegas do Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano, pela agradável convivência.

Ao amigo do Departamento de Bioengenharia, Nelson Ferreira da Silva Júnior

À amiga Ana Paula Goissis, por sua generosidade e humildade, me acolhendo de uma forma tão calorosa, e gratificante durante um grande período em São Carlos.

Aos colegas de disciplina, em especial a Lourdes, Dayana, Fábia, Kaká, Thaís, Aveliny, Rafael, Ivani, Vitória ... , pelos momentos de discussões e grandes conversas.

Aos colegas da Universidade Federal de São Carlos, em especial Camila, Luana, Liliam, Peterson, Natali, Vanessa e Marcela, pelo prazeroso convívio nos finais de semana.

A calorosa acolhida em São Carlos, feita pelo S. Cláudio e D. Maura, obrigada pelos grandes almoços de sábado. Saudades!

Aos voluntários, sem os quais não seria possível a realização desta pesquisa.

Ás maravilhosas secretárias: Cleide e Carmen de Presidente Prudente; e Janete de São Carlos, pela atenção, paciência e disposição em ajudar.

À FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo), pelo apoio financeiro concedido (processo n.04/06868-3) para a realização deste trabalho.

Em essencial e acima de Tudo, Deus, que me abençoou com mais esta oportunidade.

RESUMO

MELLO, E.M. (2006). *Estudo da atividade mioelétrica em exercícios isométricos com diferentes contrações.* Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia (EESC/FMRP/IQSC), Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

Para atividade isométrica há relativamente pouca fundamentação na literatura que aborde o contexto de sua variação em função da contração muscular. Assim, este trabalho buscou estudar exercícios isométricos realizados de formas distintas, com o objetivo de verificar variações na atividade mioelétrica. No exercício denominado dissipativo, a contração voluntária é realizada contra um fio inextensível, e no conservativo, a mesma carga é sustentada segurando um peso. Este estudo demonstrou experimentalmente que os sinais de eletromiografia de superfície são diferentes em função do tipo de força isométrica contra a qual o músculo contrai. Os resultados mostram que as diferenças entre os exercícios dissipativo e conservativo dependem do nível de força utilizado, sendo maior em níveis elevados. Os resultados levam a supor que a diferença está associada ao padrão de ativação muscular e ao tipo de fibra muscular recrutada de forma predominante, durante a execução de uma ou outra atividade. De maneira geral, as análises permitem inferir que os exercícios dissipativos apresentam maior ativação muscular e maior ativação de fibras de contração lenta. Já o conservativo, apresenta menor ativação muscular e maior ativação de fibras de contração rápida. As diferenças obtidas foram confirmadas pelas técnicas de visualização denominadas coordenadas paralelas e *Viz3D*. Estas apresentaram grande potencialidade para o estudo destes sinais, por possibilitar incluir os parâmetros de diferentes sujeitos e músculos como atributos dos exercícios, resultando numa avaliação globalizada. Isso permitiu afirmar que os exercícios apresentam características diferentes.

Palavras-chave: Exercícios isométricos, eletromiografia, níveis de força.

ABSTRACT

MELLO, E.M. (2006). *Estudo da atividade mioelétrica em exercícios isométricos com diferentes contrações.* Dissertation – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia (EESC/FMRP/IQSC), Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

There are few studies about isometric activity at the literature that approaches the context of his variation in function of the muscle contraction. The aim of the present study is an evaluation of isometric exercises in different ways, analyzing variations at mioelectric activity. In the exercise named dissipative, the voluntary contraction pulls an inextensible wire, whereas in the exercise named conservative the same load is pulled by lifting weights. This study showed experimentally that the electromyography signals are different in function of the two kind of isometric exercises. The results show that the differences among the dissipative and conservative exercises depend on the level of force used, being larger in high levels. These results may be related to the different pattern of muscular activation and the muscular fiber type. The dissipative exercises show a larger muscular activation and larger activation of fibers of slow contraction, whereas the conservative have smaller muscular activation and larger activation of fast contraction fibers. The obtained differences were confirmed by the visualization techniques denominated parallel coordinates and Viz3D. These kind of analyses presented great potentiality for the study of these signals, making possible to include the parameters of subjects and muscles differences as exercises attributes, possibly a global evaluation. The conclusion of this work is that these two isometric exercises present different characteristics.

Key-words: isometric exercises, electromyography, levels of force.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Constituição da fibra muscular (Modificado de: http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/49x26.jpg)..... 22
Figura 2 - Estrutura da unidade motora (http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/c49x38 motor-unit.jpg)..... 25
Figura 3 - Valores da força muscular normalizada, em função do ângulo articular do joelho. Curva média de 10 voluntários (adaptado de OTA, 2006)..... 32
Figura 4 - Curva força-velocidade para um músculo isolado (NORDIN; FRANKEL, 2001)..... 33
Figura 5 - Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora, que é captado pela EMG (Adaptado de De Luca, 1979)..... 36
Figura 6 - Representação esquemática da geração do sinal mioelétrico a partir da somatória dos trens de PAUM das *n* UM. (A) aspecto anatômico; (B) modelo fisiológico e instrumentação (adaptado de De Luca, 1979)..... 37
Figura 7 - (A) Eletrodo ativo de superfície; (B) célula de carga; (C) eletrogoniômetro..... 43
Figura 8 - Posicionamento dos eletrodos de superfície, conforme as recomendações do SENIAM (FRERIKS; HERMENS, 1999): (A) bíceps braquial; (B) tríceps longo; (C) tríceps lateral..... 44
Figura 9 - (A) Esquema ilustrativo do exercício isométrico com contração muscular dissipativa, puxando um cabo de aço; e, (B) com contração muscular conservativa, segurando um peso..... 45
Figura 10 - Exemplo demonstrativo da seleção da janela do sinal EMG de duração de um segundo, representativo de um sujeito. (A) Dissipativo: região selecionada é aquela na qual o sinal de força é mais estável. (B) Conservativo: região selecionada é aquela na qual a posição angular é mais estável..... 48
Figura 11 - Exemplo de curva de PSD, relativa à contração muscular dissipativa e conservativa - IF1, IF2 e IF3 são as faixas de freqüências nas quais avaliam o valor médio da PSD. (Sujeito F, sessão 4, 4°repetição)..... 50
Figura 12- Exemplo de curva de SDF, relativa a contração muscular dissipativa e conservativa, mostrando os dois pontos analisados: FMed e F90. (Sujeito F, sessão 4, 4°repetição)..... 51
Figura 13- Projeção no Viz3D. (Adaptado de ARTERO, 2005)..... 54
Figura 14- Projeção no Viz3D, para um agrupamento de 20 registros e 6 atributos, demonstrando a eficiência da interação do usuário com os dados: (A) Projeção sem ajustes por meio do usuário; (B) Projeção com ajustes de rotação, translação e ampliações com o modelo tridimensional, posicionando na posição em que há maior separação dos clusters. (Sujeito F, sessão 4, 4°repetição)..... 54
Figura 15- Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 60
Figura 16 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF1, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 64
Figura 17 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF2, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 65
Figura 18 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF3, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 65
Figura 19 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed, em 100% da

CVM, para o BB, TLO e TLA..... 68
Figura 20 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na F90, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 68
Figura 21 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 70
Figura 22 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF1, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 72
Figura 23 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF2, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA. 73
Figura 24 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF3, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA. 73
Figura 25 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 75
Figura 26 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na F90, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 75
Figura 27 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA.. 77
Figura 28 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF1, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 79
Figura 29 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF2, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA. 79
Figura 30 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF3, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 80
Figura 31 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 81
Figura 32 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na F90, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA..... 82
Figura 33 - Fluxograma demonstrando as etapas das análises estatísticas..... 83
Figura 34 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o BB, em 10%, 50% e 100% da CVM..... 84
Figura 35 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o TLO, em 10%, 50% e 100% da CVM..... 85
Figura 36 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o TLA, em 10%, 50% e 100% da CVM..... 85
Figura 37 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o PSD, na faixa entre 40 e 60 HZ, da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o BB, em 10%, 50% e 100% da CVM. 86
Figura 38 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o PSD, na faixa entre 40 e 60 HZ, da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o

TLO, em 10%, 50% e 100% da CVM..... 87
Figura 39 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o PSD, na faixa entre 40 e 60 HZ, da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o TLA, em 10%, 50% e 100% da CVM..... 87
Figura 40 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed (A) e F90 (B), para o BB, em 10%, 50% e 100% da CVM..... 88
Figura 41 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed (A) e F90 (B), para o TLO, em 10%, 50% e 100% da CVM..... 89
Figura 42 - Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed (A) e F90 (B), para o TLA, em 10%, 50% e 100% da CVM..... 89
Figura 43 - Curvas médias da diferença na SDF para o BB, TLO e TLA em 100% da CVM..... 91
Figura 44 - Curvas médias da diferença na SDF para o BB, TLO e TLA em 50% da CVM..... 91
Figura 45 - Curvas médias da diferença na SDF para o BB, TLO e TLA em 10% da CVM..... 92
Figura 46 - Curvas médias da diferença na PSD para o BB, TLO e TLA em 100% da CVM..... 93
Figura 47 - Curvas médias da diferença na PSD para o BB, TLO e TLA em 50% da CVM..... 93
Figura 48 - Curvas médias da diferença na PSD para o BB, TLO e TLA em 10% da CVM..... 94
Figura 49 - Visualização por coordenadas paralelas para um conjunto de dados com 20 registros e 6 atributos (Sujeito F, sessão 4, BB), em que cada eixo é rotulado com o nome de cada atributo. Observar que o último atributo (F90) é o que apresenta uma melhor separação entre os marcadores das duas classes, representadas em cores distintas. 95
Figura 50 - Visualização por coordenadas paralelas para um conjunto de dados com 20 registros e 24 atributos (Sujeito F, BB). Cada eixo é rotulado com o nome, o menor e o maior valor de cada atributo. 98
Figura 51 - Visualização por coordenadas paralelas para um conjunto de dados com 20 registros e 72 atributos (Sujeito F). 98
Figura 52 - Projeção no Viz3D, para um conjunto de dados de uma sessão experimental, com 20 registros e 6 atributos, para o BB, TLO e TLA..... 101
Figura 53 - Projeção no Viz3D, para um conjunto de dados de uma sessão experimental, com 20 registros e 18 atributos. Avaliação no sujeito. 102
Figura 54 - Projeção no Viz3D, para o conjunto de dados composto de todos os sujeitos, para o BB, TLO e TLA. Em 10% e 50%, 20 registros e 60 atributos, em 100%, 20 registros e 168 atributos. 102
Figura 55 - Projeção no Viz3D, para o conjunto de dados composto de todos os sujeitos e músculos. Avaliação na porcentagem de CVM. Em 10% e 50%, 20 registros e 180 atributos e em 100%, 20 registros e 504 atributos..... 103

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação e características das UM em músculos esqueléticos (ENOKA, 1995)..... 24
Tabela 2 - Porcentagens de tipos de fibras musculares em diferentes músculos humanos (ENOKA, 1995)..... 24
Tabela 3 - Características antropométricas dos sujeitos..... 42
Tabela 4 - Forma de distribuição dos dados, para obter n=100 diferenças..... 52
Tabela 5 - Composição do conjunto de dados, com 20 registros e 6 atributos..... 56
Tabela 6 - Valores de *p* para as diferenças entre o RMS dissipativo e conservativo com 100% da CVM..... 58
Tabela 7 - Repetibilidade dos resultados de RMS, em diferentes sessões do mesmo sujeito..... 59
Tabela 8 - Valores de *p* para as diferenças entre a PSD dissipativo e conservativo, nas três faixas de freqüência, com 100% da CVM..... 61
Tabela 9 - Repetibilidade dos resultados de PSD, nas três faixas de freqüências, em diferentes sessões do mesmo sujeito..... 63
Tabela 10 - Valores de *p* para as diferenças entre a FMed e F90, dissipativo e conservativo, com 100% da CVM..... 66
Tabela 11 - Repetibilidade dos resultados para a FMed e F90, em diferentes sessões do mesmo sujeito..... 67
Tabela 12 - Valores de *p* para as diferenças entre o RMS dissipativo e conservativo, com 50% da CVM..... 70
Tabela 13 - Valores de *p* para as diferenças entre a PSD, dissipativo e conservativo, em três faixas de freqüência, com 50% da CVM..... 71
Tabela 14 - Valores de *p* para as diferenças entre a FMed e F90, dissipativo e conservativo, com 50% da CVM..... 74
Tabela 15 - Valores de *p* para as diferenças entre o RMS dissipativo e conservativo, com 10% da CVM. 76
Tabela 16 - Valores de *p* para as diferenças entre a PSD, dissipativo e conservativo, em três faixas de freqüência, com 10% da CVM..... 78
Tabela 17 - Valores de *p* para as diferenças entre a FMed e F90, dissipativo e conservativo, com 10% da CVM..... 81

LISTA DE ABREVIAÇÕES

BB	Bíceps braquial
CMRR	Razão de Rejeição ao modo comum
CVM	Contração voluntária máxima
EMG	Eletromiografia
FF	*Fast Fatigable*
FMed	Frequência mediana
FR	*Fast Resistent*
IF1	Faixa de freqüência entre 20-40 Hz na PSD
IF2	Faixa de freqüência entre 40-60 Hz na PSD
IF3	Faixa de freqüência entre 60-80 Hz na PSD
MDV	Visualização Multidimensional
PIM	Protocolo isométrico máximo
PIS	Protocolo isométrico submáximo
PSD	Densidade espectral de potência
RMS	Valor eficaz
S	*Slow*
SDF	Função de distribuição espectral
TLA	Tríceps braquial lateral
TLO	Tríceps braquial longo
UM	Unidades motoras

SUMÁRIO

RESUMO
ABSTRACT
LISTA DE FIGURAS
LISTA DE TABELAS
LISTA DE ABREVIAÇÕES
1. INTRODUÇÃO **15**
2. OBJETIVOS **20**
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA **21**
3.1. Bases Fisiológicas do Exercício Físico..... 21
3.2. Exercício e Treinamento..... 26
3.2.1. Fator nervoso..... 29
3.2.2. Fator muscular..... 31
3.2.3. Fator biomecânico..... 33
3.3. Considerações sobre eletromiografia..... 34
4. MATERIAL E MÉTODOS **41**
4.1. Sujeitos..... 41
4.2. Instrumentação..... 42
4.3. Procedimentos..... 43
4.3.1. Protocolo isométrico submáximo (PIS)..... 46
4.3.2. Protocolo isométrico máximo (PIM)..... 47
4.4. Processamento dos sinais..... 48
4.5. Análise estatística..... 52
5. RESULTADOS **57**
5.1. Análise estatística dos parâmetros de EMG..... 57
5.1.1. Avaliação do PIM..... 57
5.1.1.1. Análise da intensidade do sinal – RMS..... 58
5.1.1.2. Densidade espectral de potência – PSD..... 60
5.1.1.3. Função de distribuição espectral – SDF..... 66
5.1.1.4. Considerações sobre PIM..... 69
5.1.2. Avaliação do PIS - 50% da CVM..... 69
5.1.2.1. Análise da intensidade do sinal – RMS..... 69
5.1.2.2. Densidade espectral de potência – PSD..... 71
5.1.2.3. Função de distribuição espectral – SDF..... 74

5.1.3. Avaliação do PIS - 10% da CVM..... 76
5.1.3.1. Análise da intensidade do sinal – RMS..... 76
5.1.3.2. Densidade espectral de potência – PSD..... 77
5.1.3.3. Função de distribuição espectral – SDF..... 80
5.1.4. Comportamento das atividades com ação dissipativa e conservativa em função do nível de contração muscular..... 82
5.2. Diferença entre as curvas de PSD e SDF das ações dissipativas e conservativas..... 90
5.3. Análise dos dados por Técnicas de Visualização..... 94
5.3.1. Coordenadas Paralelas..... 94
5.3.2. *Viz3D* – Visualização multidimensional no espaço 3D..... 99
6. DISCUSSÃO **105**
7. CONCLUSÃO **110**
REFERÊNCIAS
APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido para participação no trabalho de pesquisa
APÊNDICE B – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP – Presidente Prudente
APÊNDICE C – Resultados da técnica de visualização de dados multivariados para o PIM
APÊNDICE D – Resultados da técnica de visualização de dados multivariados para o PIS

1. INTRODUÇÃO

No contexto da reabilitação, treinamento e atividades laborais, os exercícios físicos são aplicados em diferentes modalidades, dependendo das limitações de cada caso e dos objetivos propostos. Os exercícios visam desenvolver, melhorar, restaurar ou manter as várias habilidades motoras de um indivíduo, como força, velocidade, potência, resistência, coordenação, flexibilidade e capacidade cardiorespiratória. A aplicação de um programa de exercícios físicos induz a uma série de mudanças fisiológicas adaptativas (morfológicas, metabólicas e funcionais) e, quando bem planejado, melhora a coordenação das atividades corporais em relação às regulações nervosas, hormonais e celulares. Tais mudanças dependem do tipo de exercício, intensidade de sobrecarga, duração, número de repetições, intervalo de repouso e outros (ENOKA; FUGLEVAND, 2001; SALE, 1987).

As ações musculares podem ser expressas através do mecanismo estático ou dinâmico. Nos exercícios estáticos ou isométricos, ocorre contração muscular mantendo um ângulo fixo na articulação, ou seja, a força desenvolvida pelo músculo é igual à resistência a ele imposta. Nos exercícios dinâmicos há um movimento do membro num arco descrito pelos segmentos em torno da articulação, chamado arco de movimento, com variação angular positiva (atividade concêntrica) ou negativa (atividade excêntrica) (LINNAMO, 2002). Assim, durante o exercício dinâmico o comprimento muscular se modifica, ao contrário do estático que permanece constante.

É bem consolidado o conhecimento de que a ação muscular desenvolvida em contrações concêntricas é diferente da excêntrica, conforme pode ser constatado através de vários estudos (BERNARDI; SOLOMONOW; BARATTA, 1997; KOSSEV; CHRISTOVA, 1998; LINNAMO; BOTTAS; KOMI, 2000; LINNAMO, 2002; LINNAMO et al., 2003; RAYNOLD et al., 1999; SBRICCOLI et al., 2003). Em contrações concêntricas a ativação muscular é geralmente maior que em ações excêntricas, entretanto, recrutam preferencialmente unidades motoras (UM) de contração lenta, que apresentam menor freqüência de estimulação que UM rápidas. Durante contrações excêntricas, ocorre o inverso, ou seja, menos UM recrutadas com maior freqüência de estimulação (ENOKA; FUGLEVAND, 2001; KOSSEV; CHRISTOVA, 1998; LINNAMO et al., 2003; RAYNOLD et al., 1999) que nas ações concêntricas. No entanto, essas respostas dependem do músculo analisado, do ângulo articular e do protocolo de exercício utilizado (LINNAMO; BOTTAS; KOMI, 2000).

Para as ações isométricas, os critérios utilizados para distinguir diferenças quanto à natureza da ação muscular desenvolvida, são pouco estudados. Assim, habitualmente, os exercícios isométricos têm sido especificados, ou controlados, por três parâmetros: a seleção dos ângulos específicos de contração, o tempo da ação e o tempo de relaxamento. Em uma contração isométrica, a resistência pode ser proporcionada por algo imóvel, p.ex. empurrar uma parede, puxar um cabo fixo; entre outros. Este tipo de ação muscular, que neste trabalho foi denominada de dissipativa, é realizada no sentido da contração muscular concêntrica. A resistência também pode ser somente o peso do membro, ou este adicionado de uma resistência fixa ou variável, com utilização de cordas elásticas. Este tipo de ação muscular, que foi denominado de conservativo neste trabalho, é realizado no sentido da contração muscular excêntrica.

Os exercícios dinâmicos parecem ser preferíveis aos isométricos, já que nas ações isométricas o ganho de força é relativamente específico, ocorrendo somente no ângulo

articular em que o treinamento foi realizado. Entretanto, na reabilitação clínica, os exercícios isométricos apresentam grande importância durante as fases iniciais da reabilitação, quando o movimento está limitado ou são observados arcos de dor. Eles possibilitam contrações em ângulos específicos, com produções variadas de torque. Por sua vez, na reabilitação os exercícios isotônicos podem apresentar desvantagens, quando, eventualmente, receber carga elevada em um ponto debilitado da amplitude de movimento (PRENTICE; VOIGHT, 2003).

Considerando um sistema biomecânico formado pelo membro superior e pela resistência externa, pode-se dizer que no exercício dissipativo a energia do sistema biomecânico está limitada ao próprio músculo, e nele se dissipa. Já no conservativo, há energia armazenada também na resistência externa (peso ou corda elástica), de forma que, em função da posição há a tendência de movimento excêntrico do membro se o músculo deixar de contrair. Em síntese, são atividades isométricas realizadas contra forças de mesma magnitude, mas de naturezas diferentes. Assim, a questão fundamental é: será que a resposta muscular é a mesma?

Para analisar os aspectos fisiológicos da ação muscular durante os dois tipos de contração apresentados, recorre-se principalmente a avaliação de parâmetros eletromiográficos. A eletromiografia (EMG) pode ser definida como uma técnica de registro e monitoração dos potenciais de ação das membranas de fibras musculares em contração e, permite o estudo da função muscular através da análise dos sinais elétricos (DE LUCA,1997; FARINA; MERLETTI, 2000). Conforme estudos sob diferentes condições de contração muscular, os sinais de EMG fornecem importantes informações sobre o padrão de recrutamento e a variação da freqüência dos potenciais de ação das unidades motoras (UM) (DE LUCA et al., 1982; LINNAMO et al., 2003). Apesar das controvérsias geradas pela utilização de EMG de superfície (FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002), em nosso estudo se optou por sua utilização pois o fundamental é a análise comparativa da resposta muscular obtida em cada situação de contração muscular isométrica,

realizada por um mesmo indivíduo. Assim, as informações gerais sobre o músculo em investigação, obtidas com a EMG de superfície, não foi um problema metodológico.

O sinal de EMG pode ser submetido, basicamente, a dois tipos de análises: no domínio do tempo e da freqüência. A análise no domínio do tempo fornece parâmetros da amplitude do sinal EMG, que permite a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração (DE LUCA, 1997). A análise no domínio da freqüência é aplicada principalmente ao estudo das alterações fisiológicas relacionadas à fadiga muscular (DE LUCA, 1997; LINNAMO; BOTTAS; KOMI, 2000). Entretanto, alguns autores têm relacionado essa análise com as modificações no recrutamento de UM durante variações no nível da força muscular, em condição isométrica (BERNARDI; SOLOMONOW; BARATTA 1997).

Alguns estudos, relativamente recentes, abordam esta questão dos diferentes exercícios isométricos. Tem sido investigado, principalmente, o desenvolvimento da fadiga muscular nos diferentes exercícios em baixos níveis de força, entre 15 a 20% da contração voluntária máxima (HUNTER et al., 2002; HUNTER, ENOKA, 2003; HUNTER et al., 2003; MALUF, ENOKA, 2005; MOTRAM et al., 2004; MOTRAM et al., 2005; MOTRAM et al., 2006). No contexto geral, esses autores observaram diferenças entre os dois tipos de exercícios quando a fadiga muscular localizada se instala. Poucos destes estudos referem-se a situações não fadigantes. Por exemplo, Stein et al. (1995) observaram o comportamento do reflexo de estiramento do músculo bíceps braquial, e relatou que sua resposta é mais evidente para o caso de contração muscular isométrica com peso livre do que para uma contração isométrica contra um obstáculo rígido. Relacionou esses achados à malha de realimentação via medula espinhal associada a esse músculo, nestas condições.

Neste contexto, esta dissertação dedica-se ao estudo de contrações isométricas não fadigantes, buscando identificar diferenças no padrão de ativação e recrutamento muscular

entre os exercícios por meio de análises do sinal de EMG. Concentra-se na avaliação dos sinais em diferentes níveis de forças, em situações não fadigantes, buscando identificar em quais parâmetros do sinal de EMG, essa diferença possa ser mais evidente. A confirmação de que diferentes exercícios isométricos possuam características distintas e a compreensão das razões para este comportamento, podem contribuir para o entendimento dos exercícios isométricos, e consequentemente, para a correta aplicação destes pelos profissionais da área.

2. OBJETIVOS

Objetivo Geral:

- Estudar o exercício isométrico realizado em duas situações distintas, denominadas de dissipativo e conservativo, através da análise de parâmetros do sinal eletromiográfico de superfície.

Objetivos Específicos:

- Avaliar contrações isométricas dissipativa e conservativa em diferentes níveis de força de contração voluntária máxima;
- Identificar parâmetros do sinal eletromiográfico, adequados para relacionar diferenças associadas aos tipos de exercícios;
- Aplicar técnicas de visualização de dados aos parâmetros do sinal de eletromiografia de superfície.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. Bases Fisiológicas do Exercício Físico

Os exercícios físicos compreendem a repetição de algumas etapas fisiológicas e funcionais, inerentes ao processo de contração muscular. Este processo está relacionado ao potencial de ação conduzido pelo neurônio motor, ao potencial de ação das unidades motoras (UM) e aos potenciais de ação musculares (ENOKA; FUGLEVAND, 2001; SALE, 1987).

Os potenciais de ação neural constituem variações eletroquímicas responsáveis pela condução dos sinais nervosos nos neurônios. O potencial de ação pode ser descrito como variações muito rápidas dos potenciais externos e internos na membrana da célula nervosa. Tais potenciais se deslocam ao longo da fibra nervosa muito rapidamente, até atingir o terminal do axônio (junções neuromusculares), onde liberam substâncias neurotransmissoras, responsáveis pela excitação da membrana muscular (GYTON; HALL, 1997). Sendo a UM composta pelo neurônio motor e as fibras musculares que inerva, o potencial de ação recebido, estimula todas as fibras musculares presentes na UM. O padrão de estimulação não ocorre simultaneamente. Há pequenos atrasos entre as contrações devido a diferentes tempos de propagação das várias ramificações dos axônios no neurônio motor e a natureza aleatória das descargas de neurotransmissores nas junções neuromusculares. O resultado da soma algébrica dos potenciais de ação das fibras musculares de uma UM, é chamado de potencial de ação da unidade motora (ENOKA, 1995). Quando o potencial de ação do nervo se espalha ao longo da membrana

muscular, é denominado potencial de ação muscular. Este potencial de ação se propaga nas duas direções da fibra muscular, desencadeando todo o processo de deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina, principais proteínas contráteis dos músculos (figura 1). A repetição desses acontecimentos resulta na contração muscular (SALE, 1987).

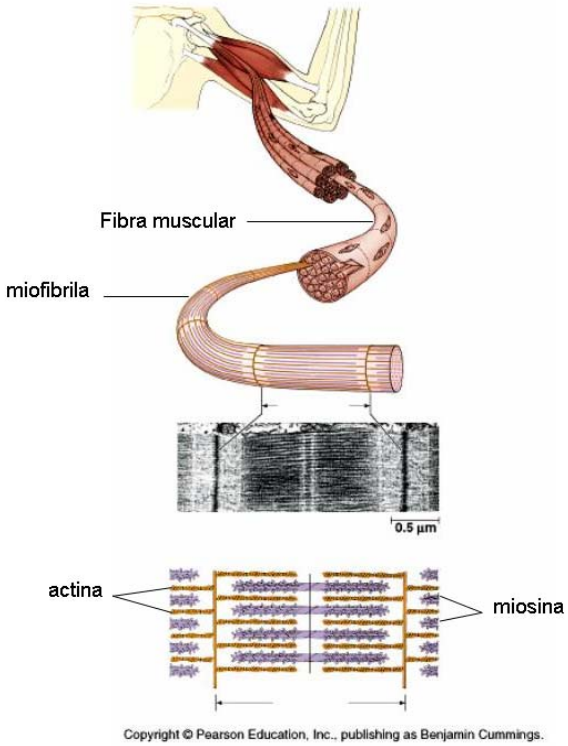


Figura 1. Constituição da fibra muscular (Modificado de: http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/49x26.jpg).

Existem variações na contração muscular executada entre músculos e grupos musculares diferentes. Essas diferenças ocorrem, pois as UM não são constituídas por fibras musculares iguais, sendo classificadas fisiologicamente em S (Slow), FF (Fast Fatigable) e FR (Fast Resistent). As unidades S apresentam fibras com tempo de contração muito longo e altamente resistente à fadiga, são mais numerosas, requerem um maior suporte metabólico e estão

localizadas mais profundamente no músculo (ENOKA, 1995; ENOKA; FUGLEVAND, 2001). Suas fibras musculares são chamadas de fibras do tipo I e são aeróbicas, vermelhas e tônicas; devido ao seu maior suprimento de sangue (AMADIO, 2002; ENOKA, 1995; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1995). As unidades FF têm fibras que se contraem e relaxam rapidamente, mas fadigam quando estimuladas repetidamente. Essas unidades geram a maior força durante as contrações, sendo cerca de 90 a 99% superior às unidades S (ENOKA, 1995; ENOKA; FUGLEVAND, 2001). Elas são constituída por fibras do tipo II-B que são anaeróbicas e brancas; por utilizar a glicólise para sua demanda de energia (AMADIO, 2002; ENOKA, 1995). Por este motivo as unidades FF estão localizadas sempre mais próximas da superfície dos músculos, onde a vascularização é menor (DE LUCA, 1997). As unidades FR têm os dois tipos de fibras musculares, tendo assim propriedades intermediárias, sendo constituídas por fibras do tipo II-A (AMADIO, 2002; ENOKA, 1995). Na tabela 1 estão apresentadas as características funcionais das UM (ENOKA, 1995), e na figura 2 a estrutura da unidade motora. Os músculos possuem diferenças na porcentagem de cada tipo de fibra muscular, havendo um tipo predominante. A tabela 2 apresenta três exemplos da proporção dos tipos de fibras em músculos humanos (ENOKA, 1995).

Tabela 1. Classificação e características das UM em músculos esqueléticos (ENOKA, 1995).

Tipo de UM / Características	FF	FR	S
	Tipos de Fibras Musculares		
	IIB	IIA	I
Velocidade de Contração	rápida	rápida	lenta
Tempo de Contração	pequeno	pequeno	grande
Resistência à Fadiga	baixa	alta	muito alta
Tensão Tetânica	alta	intermediário	baixa
Taxa de Inervação	grande	intermediário	pequena
Frequência de Utilização	baixa	intermediário	alta
Ordem Recrutamento (movimentos lentos)	última	intermediário	primeira
Tamanho do corpo celular da UM	grande	intermediário	pequeno

Tabela 2. Porcentagens de tipos de fibras musculares em diferentes músculos humanos (ENOKA, 1995).

Músculos	Tipos de Fibras (%)		
	IIB	IIA	I
Sóleo	0	29,7	70,4
Primeiro interósseo dorsal	5,0	44,7	50,3
Tríceps Braquial	17,6	49,6	32,9

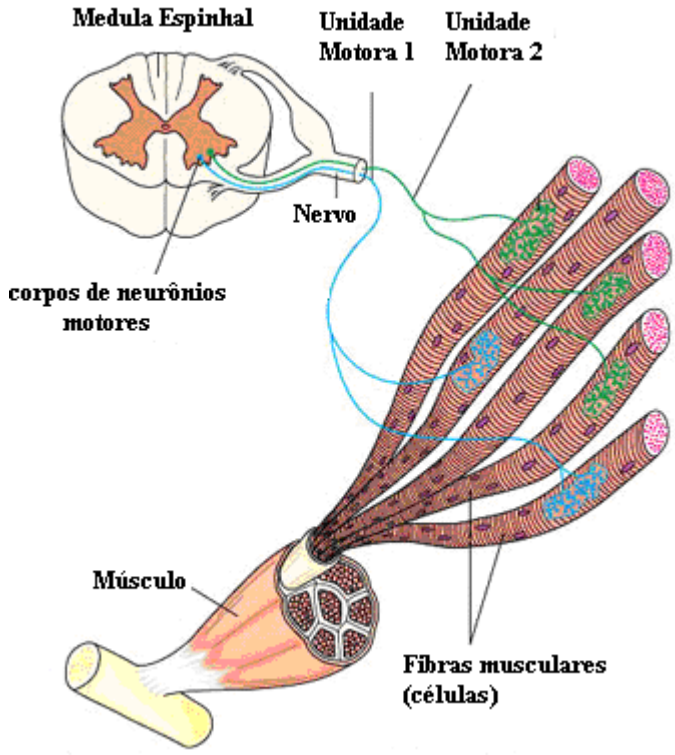


Figura 2: Estrutura da unidade motora (http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/ 150/neuro/c49x38 motor-unit.jpg).

Existe grande variação inter-indivíduos nas proporções entre fibras brancas e vermelhas. Algumas pessoas possuem predomínio de um tipo sobre o outro, o que as torna mais aptas para atividades que dependem do tipo de fibra predominante (ENOKA; FUGLEVAND, 2001).

A fibra muscular não é capaz de graduar sua contração. Então, as variações de força de contração do músculo são devido ao número de fibras musculares mobilizadas por UM recrutada em uma dada contração (ENOKA, 1995; ENOKA; FUGLEVAND, 2001; KANDA; HASHIZUME, 1992). Fibras musculares do tipo I são preferencialmente recrutadas para a maior parte das atividades, enquanto as fibras do tipo II são recrutadas somente para os exercícios de intensidade mais alta e para os esforços de potência máxima (AMADIO, 2002; NORDIN;

FRANKEL, 2001). Além do número de UM recrutadas, a força que um músculo executa também é regulada pela freqüência de estimulação de uma UM. O estudo do processo em que diferentes UM são ativadas a fim de gerar um dado nível e tipo de contração muscular é muito importante na fisiologia humana, na eletromiografia clínica, esportes e reabilitação (BERNARDI; SOLOMONOW; BARATTA, 1997). O termo ativação de UM se refere à combinação entre recrutamento e freqüência de estimulação das UM nos músculos. Portanto, o controle da força muscular é realizado através da somatória temporal e espacial dos potenciais de ação das UM. A somatória temporal está relacionada com a frequência de estimulação das UM e a espacial com o número de UM recrutadas (KANDA; HASHIZUME, 1992).

3.2. Exercício e Treinamento

O exercício físico pode ser entendido como sendo a repetição sistemática de evoluções de movimentos orientados com a finalidade de intensificar o desempenho (SALE, 1987). Aplica-se a diferentes propósitos: na reabilitação, em todas as áreas de atuação da fisioterapia; em treinamento de atletas, no esporte de alto nível; na melhora da qualidade de vida de indivíduos não atletas; na estética, pela busca do "corpo perfeito"; nas atividades laborais; entre outros. Ressalta-se que muitas vezes é realizado sem preocupação com os critérios adequados, podendo provocar diversas patologias.

Ao elaborar um programa de treinamento, independente da sua aplicação nos diferentes grupos existentes, deve-se respeitar princípios básicos da prescrição do exercício. Esses princípios são resumidos em cinco postulados: a) princípio da individualidade biológica: deve ser considerado que o indivíduo representa uma combinação de genótipo e fenótipo, e assim, os efeitos do treinamento dependerão do sexo, idade, capacidade aeróbia, tipo físico e

experiência prévia; b) princípio da especificidade: o tipo de exercício executado, o segmento corporal exercitado e as coordenações psicomotoras utilizadas dependem das adaptações que se espera induzir; c) princípio da reversibilidade: da mesma forma com que ocorrem mudanças morfológicas e funcionais pela prática dos exercícios físicos, poderá ocorrer um retorno às condições iniciais após uma possível paralisação de sua prática; d) princípio da continuidade: as adaptações estimuladas pela prática de exercícios físicos devem ser perpetuadas ao longo do tempo, respeitando o período de repouso entre as aplicações de sobrecarga; e) princípio da sobrecarga: o exercício somente induzirá mudanças no organismo se for realizado com intensidades, freqüências e duração, nas quais o indivíduo não está habituado (AMADIO, 2002; SALE, 1987).

O trabalho muscular pode ser estático (isométrico) ou dinâmico, e nesse caso, positivo (concêntrico) ou negativo (excêntrico). Em uma contração concêntrica, a força age na mesma direção do movimento (encurtamento muscular) e a tensão desenvolvida pelo músculo é superior à resistência externa. No isométrico, a força exercida pelo músculo é a mesma da resistência externa, não ocorre movimento. Já no trabalho excêntrico, a força opera na direção oposta ao movimento (alongamento muscular), a tensão desenvolvida pelo músculo é inferior a resistência externa (LINNAMO, 2002; SALE, 1987). As ações dinâmicas são mais abordadas em relação às estáticas, no entanto, todas as contrações dinâmicas envolvem uma fase estática inicial (isométrica), visto que o músculo desenvolve primeiramente tensão igual à carga que é esperado que ele supere (NORDIN; FRANKEL, 2001).

Para as ações dinâmicas existem muitos pesquisadores que avaliam a relação entre os dois tipos de ações musculares, concêntricas e excêntricas. Sendo suas principais contribuições, a evidência das diferenças inerentes aos dois tipos de ações musculares (BERNARDI; SOLOMONOW; BARATTA, 1997; KOSSEV; CHRISTOVA, 1998; LINNAMO;

BOTTAS; KOMI, 2000; LINNAMO, 2002; LINNAMO et al., 2003; RAYNOLD et al., 1999; SBRICCOLI et al., 2003).

Em contrações isométricas com torque mantido, as principais contribuições apresentam-se no domínio da fadiga muscular localizada. Sobre este tema, alguns trabalhos têm apresentado abordagens interessantes, onde relacionaram duas situações: i) a força muscular foi realizada contra um aparato rígido, onde fora denominada de tarefa de força; ii) a mesma carga inercial era sustentada, sendo esta denominada de tarefa de posição. Essas duas situações foram avaliadas em níveis baixos de força voluntária máxima, variando entre 10 e 20%. Nestas situações, diferentes métodos foram utilizados, mas no contexto geral, os autores não observaram diferenças entre as atividades, no início do procedimento experimental, sendo que essas foram detectadas com a instalação da fadiga muscular localizada (HUNTER et al., 2002; HUNTER, ENOKA, 2003; HUNTER et al., 2003; MALUF, ENOKA, 2005; MOTRAM et al., 2004; MOTRAM et al., 2005; MOTRAM et al., 2006).

Em relação às considerações citadas, é interessante uma definição do termo força muscular, e suas diferentes formas de expressão. O termo força muscular expressa a capacidade do músculo gerar tensão. Sua expressão pode se apresentar de variadas formas, como potência muscular, que se refere à natureza explosiva de produzir força; e a resistência, que é a capacidade de exercer força ou potência durante um período de tempo prolongado (SALE, 1987). O treinamento de força muscular, muito aplicado na educação física e atletismo, é também muito importante para a reabilitação clínica, pois é essencial para a recuperação e o retorno do indivíduo a um nível funcional após qualquer lesão músculoesquelética. As modalidades de exercícios que envolvem o ganho de força muscular visam hipertrofia muscular, resistência à fadiga, potência muscular e melhora do desempenho motor (AMADIO, 2002; NORDIN; FRANKEL, 2001).

A expressão da força muscular depende de vários fatores, como: os tipos de fibras musculares envolvidas, a velocidade de contração muscular, a velocidade de deslocamento angular do membro; a posição angular, porcentagem de força exercida, entre outros. Essas variáveis estão relacionadas aos aspectos da fisiologia muscular, envolvendo fatores nervosos, musculares e biomecânicos (NORDIN; FRANKEL, 2001; OTA, 2006; SALE, 1987). Esses fatores são abordados a seguir.

3.2.1. Fator nervoso

As fibras musculares constituem a unidade estrutural contrátil do músculo, ou seja, a unidade geradora de força. A contração das fibras musculares ocorre quando são gerados os potenciais de ação no neurônio motor responsável pela sua estimulação. O número de fibras inervadas por um nervo motor (taxa de inervação) varia com os tipos de UM e os músculos. Uma única UM inerva de 5 (reto lateral – músculo do olho) até 2.000 fibras musculares (gastrocnêmio - músculo da perna), que está relacionado ao grau de controle requerido pelo músculo, ou seja, uma alta relação fibra/nervo está associada com movimentos grosseiros que exigem uma força consideravelmente alta; já uma baixa relação fibra/nervo existe quando se exige dos músculos uma força muito precisa e baixa, ou movimentos delicados (ENOKA, 1995; ENOKA; FUGLEVAND, 2001).

Diversos pesquisadores demonstraram que as UM são recrutadas de acordo com o princípio do tamanho proposto por Henneman, Somjen e Carpenter (1965); segundo o qual, em condição isométrica são recrutadas inicialmente UM pequenas e lentas, que conduzem informações para as fibras musculares tipo I; e, posteriormente UM grandes e rápidas, que estimulam fibras musculares tipo II, (BERNARDI; SOLOMONOW; BARATTA, 1997; DE

LUCA et al, 1982; RAYNOLD et al 1999; SANCHES et al 1993). O mesmo princípio parece ser válido em ações concêntricas (GARLAND et al, 1996; KOSSEV; CHRISTOVA, 1998), mas existem registros controversos na ordem de recrutamento em condições excêntricas, sugerindo a ativação inicial de UM rápidas (NARDONE; SCHIEPPATI, 1988). Apesar de contrações concêntricas recrutarem preferencialmente UM de contração lenta, a ativação muscular é geralmente maior que em ações excêntricas e isométricas (IVANOVA; GARLAND; MILLER, 1997; SOGAARD et al, 1996), devido às ações excêntricas não recrutarem todas as UM durante o início de uma contração máxima. Tem se sugerido que um número menor de UM recrutadas é importante para maior produção e sustentação de força, pois possibilita que novas UM sejam recrutadas durante o exercício (KAY, 2000).

O total recrutamento das UM é obtido com diferentes porcentagens de contração voluntária máxima (CVM), dependendo de fatores como tamanho do músculo, composição dos tipos de fibras, taxa de inervação (SALE, 1987) e diferentes ações no mesmo músculo (BERNARDI et al, 1997) e, força adicional é obtida pelo aumento na freqüência de estimulação de UM ativas. É pouco conhecido o nível de força em que diferentes tipos de UM são recrutadas durante contrações gradativas. No entanto, alguns pesquisadores sugerem que o músculo bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide apresentam suas UM totalmente recrutadas com níveis de força superior a 80% da CVM (KUKULKA; CLAMANN, 1981; SANCHES et al, 1993), enquanto o primeiro interósseo dorsal utiliza todas as fibras em somente 40% da CVM (DE LUCA et al, 1982).

3.2.2. Fator muscular

O músculo é constituído por unidades contráteis e elásticas. As unidades contráteis estão relacionadas às proteínas existentes nas unidades morfofuncionais do músculo – sarcômeros, destacando os filamentos finos de actina e os grossos de miosina. O componente elástico está presente nas bainhas de tecido conjuntivo que envolve o músculo (epimísio), cada fibra muscular (perimísio) e cada miofibrila (endomísio), que se unem nas extremidades para formar os tendões (maior concentração do componente elástico). Durante a contração muscular concêntrica ocorre um deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina, sendo que o comprimento muscular diminui, mas o comprimento dos filamentos permanece constante. Já em uma contração isométrica, ocorre o deslizamento dos elementos contráteis e estiramento dos elásticos, ou seja, ocorre trabalho muscular, sem movimento angular (NORDIN; FRANKEL, 2001).

A manifestação da força de contração muscular voluntária máxima difere entre exercícios excêntricos, concêntricos e isométricos (LINNAMO, 2003). Contrações isométricas produzem maior tensão do que contrações concêntricas (NORDIN; FRANKEL, 2001). A tensão desenvolvida em uma contração excêntrica pode até mesmo exceder a desenvolvida durante uma contração isométrica (LINNAMO; BOTTAS; KOMI, 2000).

O comprimento ao qual é mantido um músculo quando estimulado também altera a força ou tensão produzidas (NORDIN; FRANKEL, 2001). Tensão máxima é produzida quando a fibra muscular está aproximadamente no seu comprimento de repouso, porque os elementos contráteis e elásticos do músculo apresentam-se em perfeita distribuição (NORDIN; FRANKEL, 2001) e, na maioria dos músculos, o braço de momento muscular é máximo nesta posição (CHARLTON; JOHNSON, 2001; VAN EIJDEN et al, 1986). O comprimento no qual a

força produzida é mais intensa varia entre diferentes músculos de um mesmo indivíduo, mas, em geral, não se modifica no mesmo músculo em indivíduos diferentes (CHARLTON; JOHNSON, 2001). Para o bíceps braquial, a angulação que ocorre a melhor vantagem é entre 90° e 100° (CHARLTON; JOHNSON, 2001; LINNAMO et al, 2003), já para o quadríceps ocorre entre 60° e 70° (OTA, 2006; VAN EIJDEN et al, 1986) (figura 3). Dessa forma, atividades realizadas nestas posições apresentam vantagens mecânicas em relação às demais.

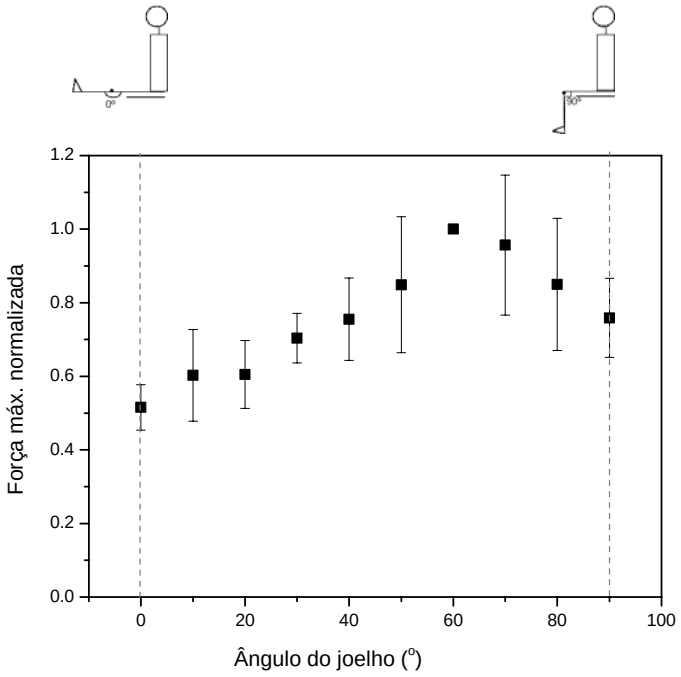


Figura 3. Valores da força muscular normalizada, em função do ângulo articular do joelho. Curva média de 10 voluntários (adaptado de OTA, 2006).

Assim como o tipo de exercício e a posição do membro exercitado, a velocidade de contração também afeta a força voluntária, como pode ser observada na curva força-velocidade da figura 4. Durante atividades concêntricas, a velocidade de contração é inversamente relacionada à carga externa aplicada. A velocidade de contração é maior quando a carga externa é zero, mas à medida que ela aumenta, o encurtamento se torna cada vez mais lento

até a carga externa se igualar a força máxima que o músculo pode exercer (contração isométrica). Se essa carga continuar aumentando ainda mais, o músculo se contrai excentricamente (NORDIN; FRANKEL, 2001). Dessa forma, a relação carga-velocidade é inversa à da contração muscular concêntrica, porém proporcional à da contração muscular excêntrica (COLLIANDER; TESCH, 1989; NORDIN; FRANKEL, 2001).

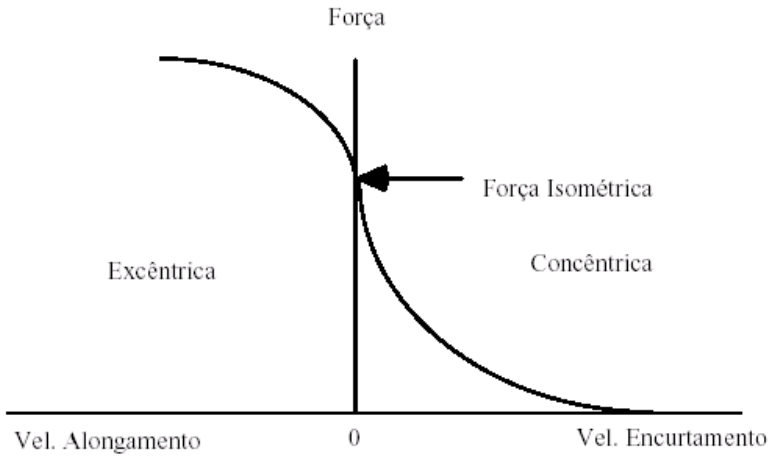


Figura 4. Curva força-velocidade para um músculo isolado (NORDIN; FRANKEL, 2001).

3.2.3. Fator biomecânico

Os aspectos biomecânicos que mais afetam a capacidade do músculo de produzir força são as influências que as variações angulares exercem na alavanca muscular (braço de momento) e na alavanca externa (braço de resistência), e a influência dos diferentes tipos de resistências (AMADIO, 1996).

A alavanca muscular é a distância perpendicular entre o eixo da articulação e a linha de ação do tendão. A variação do ângulo articular altera o braço de alavanca muscular, que

por sua vez determina maior ou menor vantagem mecânica para o membro exercer determinada força. A alavanca externa é a distancia entre o eixo articular e o ponto de aplicação da resistência. Esta distância também é alterada quando o ângulo articular é modificado (VAN EIJDEN et al, 1986).

Uma dificuldade inerente ao estudo das forças musculares em biomecânica é que elas ocorrem nos próprios músculos e entre superfícies articulares, por isso, não podem normalmente ser medidas *in vivo,* mas sim calculadas indiretamente (AMADIO, 1996; OTA, 2006).

3.3. Considerações sobre eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é uma das principais técnicas utilizadas pela biomecânica. De forma geral, a biomecânica pode ser definida como a interdisciplinaridade que descreve, analisa e avalia o movimento humano. O estudo do comportamento muscular pode ser realizado pelos princípios da biomecânica, através da antropometria, cinemetria, dinamometria e EMG. A cinemetria para obter o posicionamento angular do segmento, a dinamometria para quantificar a intensidade das forças que atuam durante uma atividade muscular e a EMG para avaliar a atividade elétrica do músculo exercitado (AMADIO, 1996).

A EMG teve início com finalidade estritamente clínica, e se desenvolveu fortemente como ferramenta diagnóstica durante a Segunda Guerra Mundial. Atualmente a EMG pode ser utilizada para outros fins, como na engenharia da reabilitação; no diagnóstico de doenças neuromusculares; na reeducação da ação muscular (*biofeefdback* eletromiográfico); na anatomia como forma de revelar a ação muscular em determinados movimentos, e, em biomecânica como ferramenta indicadora de alguns fenômenos biológicos (AMADIO, 1996)

como, por exemplo, a fadiga muscular (DE LUCA, 1997; MERLETTI; KNAFLITZ; DE LUCA, 1990) e o recrutamento de unidades motoras (UM) (BERNARDI et al, 1997; BERNARDI et al, 1999; RAYNOLD et al, 1999; SANCHES et al, 1993).

Pode-se definir EMG como uma técnica de registro e monitoração dos potenciais de ação das membranas de fibras musculares em contração e que permite o estudo da função muscular através da análise dos sinais elétricos (DE LUCA, 2002; FARINA; MERLETTI, 2000). A primeira dedução lógica que o músculo gera correntes elétricas foi documentada pelo italiano Francesco Redi, em 1666. Ele suspeitou que o choque da enguia elétrica fosse de origem muscular.

Os potenciais de ação constituem variações eletroquímicas responsáveis pela condução dos sinais nervosos nos neurônios. Um potencial de ação que se propaga por um motoneurônio, ativa todos os seus ramos, que por sua vez, ativam todas as fibras musculares de uma UM. Este potencial de ação se propaga nas duas direções da fibra muscular, desencadeando o processo de contração muscular (SALE, 1987). A despolarização produz atividade elétrica, que se manifesta como o potencial de ação da unidade motora (PAUM), que é graficamente registrado como eletromiograma. Este representa a somatória dos potenciais de ação das UM, ocorridas durante a contração muscular, a qual foi captada numa dada localização de eletrodo (LEHMAN, 1999; ENOKA, 1995). Na figura 5, *n* representa o número total de fibras musculares de uma UM encontrada na área de captação do eletrodo, para assim os potenciais de ação serem registrados por ele. Os potenciais de ação associados com cada fibra muscular são apresentados do lado direito.

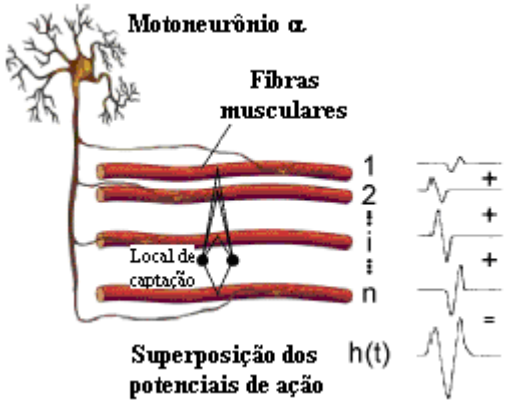


Figura 5. Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora, que é captado pela EMG (Adaptado de De Luca, 1979).

Por razões técnicas, e na maioria dos casos analisados, o eletrodo captador é tipicamente bipolar e o sinal é amplificado diferencialmente. A forma do potencial de ação dependerá da orientação dos contatos do eletrodo, com relação às fibras musculares. Normalmente, os contatos dos eletrodos estão alinhados em paralelo com as fibras musculares (ver figura 5). Com este arranjo, os potenciais de ação das fibras musculares terão uma forma bifásica e o sinal das fases dependerá da direção da qual a despolarização de membrana muscular chega ao local da captação (GEDES, 1972; DE LUCA, 2002).

Porém, a área de captação de um eletrodo quase sempre incluirá mais que uma UM, pois as fibras musculares de diferentes UM encontram-se entrelaçadas ao longo de todo o músculo. Qualquer porção do músculo pode conter fibras pertencentes a 20 ou 50 UM. Um eletrodo localizado neste campo irá detectar a soma algébrica de vários PAUM dentro de sua área de captação, ou seja, de diversos PAUM de cada UM, que apresentam características diferentes entre si. Para manter o músculo contraído, o sistema nervoso envia uma seqüência de estímulos, para que as UM sejam repetidamente ativadas, resultando em um trem de PAUM. O sinal de

EMG será a resultante da superposição espaço-temporal desses trens, considerando as várias UM envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular (figura 6) (DE LUCA, 1979).

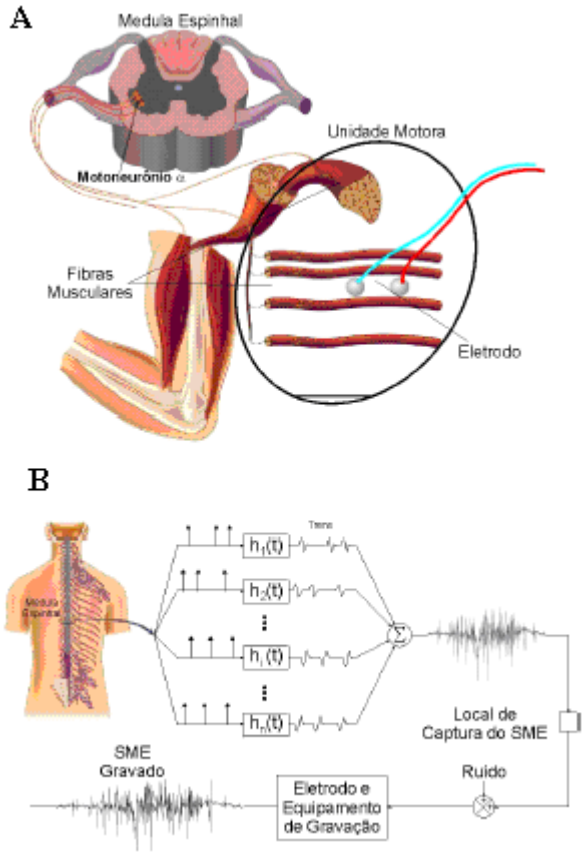


Figura 6. Representação esquemática da geração do sinal mioelétrico a partir da somatória dos trens de PAUM das *n* UM. (A) aspecto anatômico; (B) modelo fisiológico e instrumentação (adaptado de De Luca, 1979).

Eletrodos invasivos (fio ou agulha), captam maiores amplitudes e apresentam espectro de potência mais amplo, com freqüências de até 10 KHz, sendo capazes de detectar o potencial de ação de uma única UM e explorar atividade isolada de músculos profundos. Eletrodos de fio normalmente são utilizados por longos períodos de aquisição do sinal e para músculos profundos, enquanto eletrodos de agulha são indicados para análise das características dos potenciais de ação das UM. Esses tipos de eletrodos apresentam vários inconvenientes como

a necessidade de excelente esterilização, perigo de quebra dos fios/agulhas dentro do músculo, e, sobretudo o desconforto do paciente (DE LUCA, 2002). Em vista destes inconvenientes, na biomecânica experimental são preferidos eletrodos não invasivos (superfície). Este tipo de aquisição de sinais, produz informações gerais sobre o músculo em investigação, pois capta a atividade de todo um músculo ou grupo muscular. No entanto, De Luca et al. (2006), analisaram um tipo especial de eletrodos de superfície, que permite uma melhor focalização da região de captação, proporcionando evidenciar os PAUM individualmente. Eletrodos de superfície são capazes de captar sinais até 500 Hz com amplitudes variando entre 50μV e 5mV dependendo do músculo analisado, do nível de contração e da configuração do eletrodo utilizada (DE LUCA, 2002).

Diversos fatores influenciam o sinal EMG, sendo na maioria das vezes, não relatados ou pouco explorados, dificultando uma perfeita análise e comparação entre trabalhos semelhantes (HERMENS, 2000). De fato, diferenças na configuração física e química dos eletrodos, bem como no seu posicionamento sobre o músculo, alteram o comportamento do sinal EMG registrado. O projeto SENIAM (Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles), com base em um levantamento de 114 artigos publicados entre 1991 e 1996, apresentou que há uma grande divergência entre esses estudos com relação à configuração e posicionamento dos eletrodos (HERMENS, 2000). E, detalhou esses procedimentos em 27 músculos superficiais (HERMENS, 2000; FRERIKS; HERMENS, 1999), sendo que muitos pesquisadores procuram utilizá-la de forma a obter padronização e dados mais fidedignos dos sinais analisados (DE LUCA, 2002).

Em relação a configuração física do eletrodo, recomenda-se a utilização de eletrodos ativos, pois eles são confeccionados com um amplificador diferencial muito próximo dos eletrodos de captação, que tem por finalidade minimizar o ruído do sinal que é composto por

baixas amplitudes. Com relação a configuração química, recomenda-se o uso de eletrodos de Ag/AgCl (HERMENS et al, 2000).

Sobre o posicionamento dos eletrodos, recomenda-se que estes não sejam acoplados perto dos pontos motores ou dos tendões musculares, e que as superfícies de captação sejam separadas por no máximo 40 mm, dependendo do tamanho do músculo. Assim, sugere-se posicionar os eletrodos em regiões intermediárias a essas estruturas, evitando também a proximidade a outros músculos ativos, ou seja, crosstalk (HERMENS et al, 2000).

Após a captação do sinal, este precisa ser tratado a fim de interpretar as variações fisiológicas em decorrência das ações musculares desenvolvidas. O sinal EMG pode ser submetido, basicamente, a dois tipos de análises: no domínio do tempo e da freqüência.

A análise no domínio do tempo permite a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração, podendo ser utilizada como referência para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e níveis de força; relação entre a atividade EMG e força muscular; determinação do tempo de início da ativação muscular (on-set); e, relação entre fadiga muscular e padrão de recrutamento motor. Neste tipo de análise podem-se utilizar basicamente o valor eficaz do sinal, ou valor RMS, do inglês *root mean square,* a integral e a média do valor absoluto do EMG, que pode também ser denominada de média do valor retificado do EMG. Esses parâmetros fornecem medidas úteis da amplitude do sinal (DE LUCA, 1997).

A análise no domínio da freqüência é aplicada principalmente ao estudo das alterações fisiológicas relacionadas à fadiga muscular (DE LUCA, 1997; KRIVICKAS et al, 1996; LINNAMO; BOTTAS; KOMI, 2000). Entretanto, muitos autores têm relacionado essa análise com as modificações no recrutamento de UM durante variações no nível da força muscular, em condição isométrica (BERNARDI; SOLOMONOW; BARATTA, 1997; BERNARDI et al, 1996). Neste domínio, é frequentemente utilizado a densidade espectral de

potência (PSD). A PSD demonstra a quantidade de energia por freqüência do sinal EMG (YAAR; NILES, 1989). Também é utilizada a função de distribuição espectral (SDF), que pode ser definida como a integral normalizada do espectro de potência e representa uma ferramenta de análise complementar, pois permite uma visualização da distribuição acumulada do sinal em função da freqüência (BROMAN; BILOTTO; DELUCA, 1985). A partir desses dois espectros, pode-se obter a freqüência mediana (FMed) e média (FM). A FMed representa o centro geométrico da PSD, ou seja, a freqüência na qual a densidade do espectro encontra-se dividida em duas regiões de áreas iguais (FARINA; MERLETTI,2000). A FM é simplesmente o ponto médio da PSD. A FMed é mais sensível as variações de freqüências (altas e baixas). A FMed tem correlação com a velocidade de condução da fibra muscular (RAYNOLD, 1999) e com recrutamento das UM (BERNARDI et al, 1999; SANCHES et al, 1993).

No contexto desses processamentos, é importante dizer que a EMG é um método indireto, que reflete os acontecimentos fisiológicos dos músculos, que são extremamente individualizados. Portanto, músculo dependente. Assim, é de grande importância considerar todos os requisitos abordados na literatura, com relação à captação e análise fidedigna do sinal EMG.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Todo procedimento experimental foi realizado no Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano da Faculdade de Ciências e Tecnologia – FCT/UNESP de Presidente Prudente.

4.1. Sujeitos

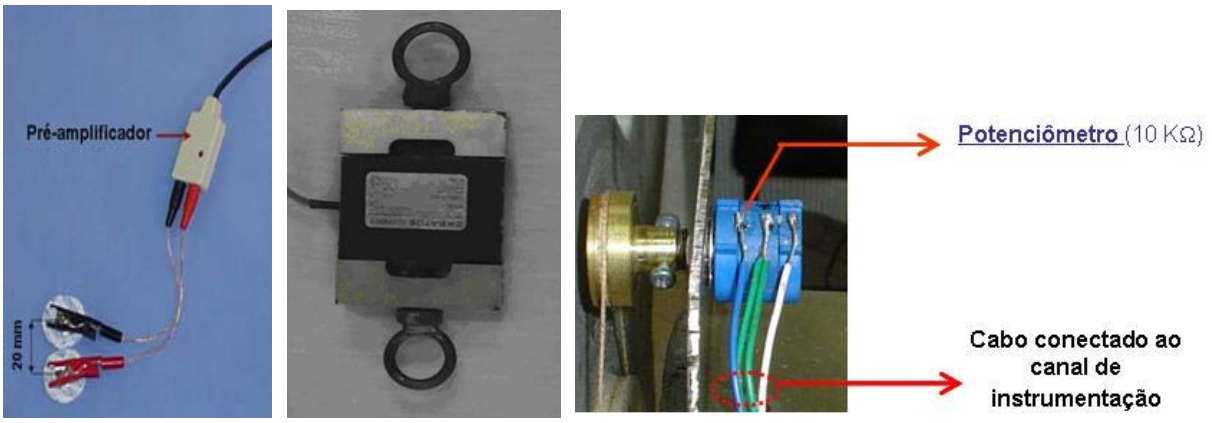
Participaram deste estudo 17 sujeitos jovens do sexo masculino, fisicamente ativos, saudáveis e sem comprometimento osteoarticular do membro analisado. Na Tabela 3 pode-se observar seus dados antropométricos, destacando a homogeneidade da amostra. Todos leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido e receberam informações sobre sua participação na pesquisa, conforme a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (Apêndice A) e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP – Presidente Prudente (processo No. 009/2005) (Apêndice B), antes da realização do protocolo de exercícios. O procedimento experimental foi dividido em dois protocolos: i) protocolo isométrico máximo (PIM), composto por sete sujeitos; ii) protocolo isométrico submáximo (PIS), composto por dez sujeitos. Esses protocolos serão abordados na seqüência do desenvolvimento deste trabalho.

Tabela 3: Características antropométricas dos sujeitos.

Experimentos	Sujeitos	Idade (anos)	Altura (cm)	Massa Corporal (kg)
PIM	A	20	171	73
	B	19	192	80
	C	21	178	85
	D	21	176	71
	E	21	181	81
	F	18	178	75
	G	20	180	90
PIS	A	19	178	84
	B	21	181	76
	C	19	183	67
	D	20	192	97
	E	20	180	89
	F	24	169	68
	G	21	176	71
	H	19	184	97
	I	28	174	69
	J	21	169	67
Média ± sd		20,70 ± 2,31	178,95 ± 6,61	78,82 ± 10,10

4.2. Instrumentação

Sinais de EMG de superfície foram captados por eletrodos descartáveis de AgCl (Meditrace – 3M), circular com 10 mm de diâmetro. Cada par de sensores foi posicionado paralelamente entre si, separados por 20 mm de centro a centro, longitudinalmente às fibras do músculo. No cabo do eletrodo há um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes e CMRR (Razão de Rejeição ao Modo Comum) maior que 80 dB (figura 7A). Para a realização da dinamometria foi utilizada uma célula de carga tipo *strain-gauge* (Kratos - MM 500kgf), acoplada ao sistema de exercício com o objetivo de medir a intensidade da força aplicada (figura 7B). Um eletrogoniômetro de precisão multivoltas de 10 KΩ foi utilizado para registrar a posição angular (figura 7C).



A **B** **C**

Figura 7. (A) Eletrodo ativo de superfície; (B) célula de carga; (C) eletrogoniômetro.

Todos os sinais foram captados em um módulo condicionador de sinais biológicos (Lynx - EMG 1000). Nesse módulo, foram configurados três canais para receber os sinais de EMG, com um filtro digital passa-banda tipo *Butterworth* de terceira ordem, com freqüência de corte de 10 - 500 Hz e ganho final de 1000 vezes. Outros dois canais foram configurados para receber sinais da célula de carga e do eletrogoniômetro. Em todos os canais a freqüência de amostragem foi de 2000 Hz. A aquisição dos sinais e seu armazenamento em arquivos de dados foram feitos através do software Bioinspector 1.8 (Lynx).

4.3. Procedimentos

Antes dos procedimentos experimentais, os sujeitos foram ao laboratório de coleta dos dados para se familiarizar com o ambiente e realizar treinamentos prévios ao protocolo experimental, bem como realizar treinos de força de contração voluntária máxima (CVM). Os treinos de força máxima foram realizados com feedback contínuo na tela do computador, para que a CVM seja realmente a máxima executada durante o protocolo de exercícios.

No início da sessão experimental, o membro superior direito (dominante) foi submetido à tricotomia, abrasão e limpeza dos locais de acoplamento dos eletrodos. A EMG de superfície foi registrada no músculo bíceps braquial (BB) (figura 8A), tríceps longo (TLO) (figura 8B) e tríceps lateral (TLA) (figura 8C), seguindo à revisão Européia de posicionamento de sensores para músculos superficiais, SENIAM (*surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*) (FRERIKS, HERMENS, 1999; HERMENS, 2000). O eletrodo de referência foi fixado no processo estilóide. Após a colocação dos eletrodos, os sujeitos foram posicionados adequadamente ao sistema de exercício, composto de uma cadeira com regulagem de inclinação do encosto, altura e tamanho do assento. Há um sistema de alavanca e polias onde o membro é acoplado para realizar o exercício. Esta cadeira foi regulada para cada sujeito analisado, de forma a manter 90º de flexão de quadril e a articulação do cotovelo alinhada ao eixo de rotação do sistema. Para fixar o tronco à cadeira foi utilizada uma faixa. Para assegurar que os ruídos externos não interferissem nos experimentos, o sinal de EMG foi registrado no repouso e analisado antes da continuidade dos experimentos.

A B C

Figura 8. Posicionamento dos eletrodos de superfície, conforme as recomendações do SENIAM (FRERIKS; HERMENS, 1999): (A) bíceps braquial; (B) tríceps longo; (C) tríceps lateral.

Para a realização do exercício isométrico com contração muscular dissipativa, a resistência foi obtida pela tração de um cabo de aço fixado ao sistema, sendo mantido de tal forma a proporcionar 90º de flexão do cotovelo (extensão completa = 0º). Para a realização do exercício isométrico com contração muscular conservativa, a resistência é aplicada por meio de pesos, cujo valor é igual à carga realizada anteriormente, obtida pela leitura da força medida na célula de carga[1]. Essa resistência é colocada de tal forma a manter-se perpendicular ao eixo axial do antebraço (figura 9). Nas duas situações o antebraço foi mantido em supinação.

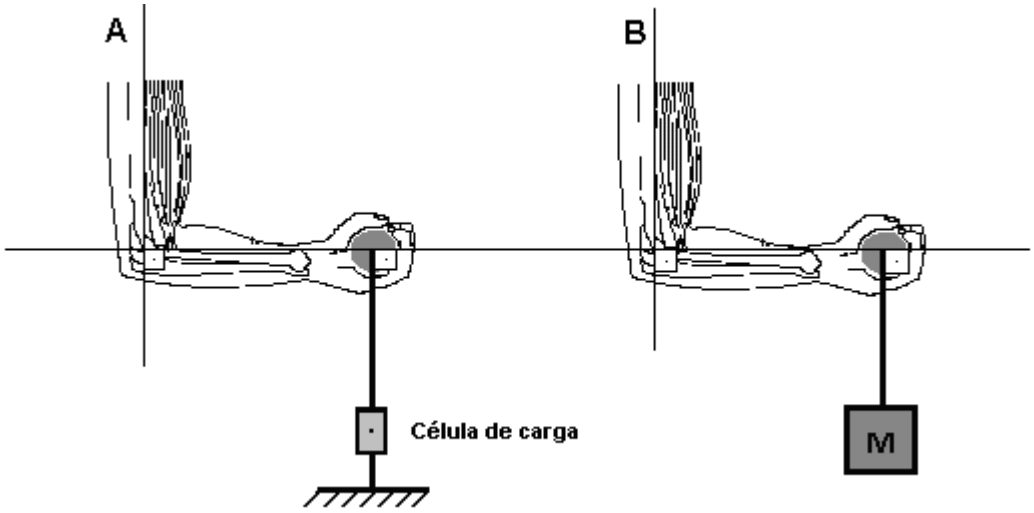


Figura 9. (A) Esquema ilustrativo do exercício isométrico com contração muscular dissipativa, puxando um cabo de aço; e, (B) com contração muscular conservativa, segurando um peso.

A CVM foi avaliada em cada sessão experimental, e consistiu da média de três procedimentos isométricos com contração muscular dissipativa máxima, realizadas com encorajamento verbal e *feedback* visual contínuo na tela do computador.

[1] A terminologia utilizada neste trabalho, dissipativo e conservativo, foi proposta no projeto inicial, pois fazia referência a exercícios isotônicos, como puxar uma corda elástica ou arrastar um bloco. No entanto, resolvemos mantê-la nas condições de isometria, realizadas neste trabalho, no intuito de designar uma relação subseqüente da Lei de Conservação de Energia.

4.3.1. Protocolo isométrico submáximo (PIS)

Foram realizadas 10 repetições em cada contração muscular isométrica (dissipativa e conservativa), com 10% e 50% da CVM, totalizando 40 contrações. A ordem para execução dos tipos de contração e a porcentagem de força foi aleatória. Na contração dissipativa, o sujeito manteve a porcentagem de força correspondente por feedback visual da linha de força mostrada no gráfico na tela do computador. Por se tratar de uma situação que necessita controle, foram realizados treinamentos prévios. O sujeito fazia uma contração com no máximo cinco segundos de duração, para se obter um período com um segundo estável. Esta condição foi estabelecida para não provocar distorções no sinal em função do tempo de contração, conforme relatado por Sbriccoli et al. (2003), bem como não debilitar o sujeito analisado. Após cada repetição, foi instituído um intervalo de 2 minutos de repouso. Para a porcentagem de força estimada, foi estabelecida uma variação da ordem de ±5% (FARINA et al., 1999). Para a contração conservativa, a resistência foi proporcionada por pesos, nas porcentagens de 10% e 50% da CVM, mantido por três segundos com intervalo de dois minutos de repouso. O ângulo articular foi controlado por feedback visual da linha representativa do eletrogoniômetro, sendo aceito uma variação de ±3 graus da angulação pretendida. Em algumas repetições os sujeitos não foram aptos a manter esses requisitos, sendo os registros descartados e as contrações repetidas.

Ao término da sessão, foi solicitado ao sujeito que realizasse uma CVM, a fim de analisar se foi equivalente à realizada no início dos exercícios, para se certificar da ausência da fadiga muscular (RAYNOLD et al., 1999).

4.3.2. Protocolo isométrico máximo (PIM)

O PIM foi repetido por quatro sessões, realizadas no mesmo período de dias alternados. A posição dos eletrodos, ao término de uma sessão, foi cuidadosamente marcada na pele, com caneta específica (*Demography*), para reposicionamento no mesmo local, nas próximas sessões experimentais.

Foram realizadas 10 repetições em cada contração muscular isométrica (dissipativa e conservativa), com 100% da CVM. A ordem para execução dos tipos de contração foi aleatória. Na contração dissipativa, solicitava-se realizar sempre força máxima, sendo estabelecido uma tolerância de variação da ordem de ±5% para a CVM alcançada, em relação à máxima inicial (FARINA et al., 1999). Para a contração conservativa, a resistência foi proporcionada por pesos, equivalente à força máxima medida, sendo o ângulo articular controlado através de *feedback* visual e aceito uma variação de ±3 graus da angulação pretendida. Todas as atividades foram realizadas por três segundos com intervalo de cinco minutos de repouso. Os registros que apresentaram valores fora desta faixa de tolerância não foram aproveitados, e a contração repetida na seqüência.

Para a avaliação da ausência de fadiga muscular, foi utilizado o mesmo princípio anterior (RAYNOLD et al., 1999), assumindo que se houvesse fadiga o sujeito não manteria força máxima em todas as repetições durante os experimentos, com variação menor que ±5%. E, dessa forma, invalidado o experimento.

4.4. Processamento dos sinais

Foi selecionado, visualmente, uma janela única do sinal EMG de superfície com duração de um segundo. No exercício dissipativo, selecionou-se a região em que a linha de força é mais estável; e no conservativo, selecionou-se a região em que a linha representativa da posição angular é mais estável (BILODEAU et al., 1996) (figura 10).

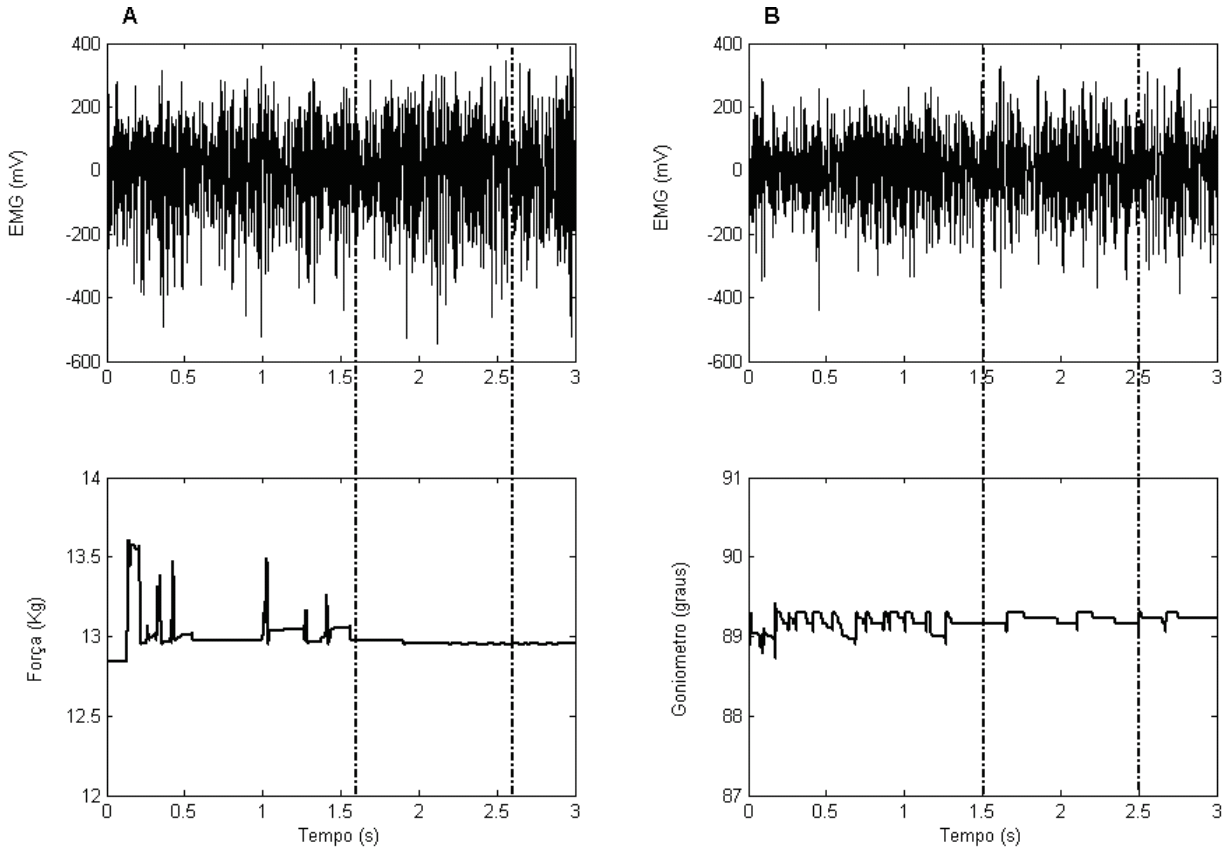


Figura 10. Exemplo demonstrativo da seleção da janela do sinal EMG de duração de um segundo, representativo de um sujeito. (A) Dissipativo: região selecionada é aquela na qual o sinal de força é mais estável. (B) Conservativo: região selecionada é aquela na qual a posição angular é mais estável.

Os sinais de EMG de superfície foram processados por meio de algoritmo específico, usando o software Matlab (versão 6.1 The MathWorks, Inc). Após a seleção da janela

correspondente a cada contração do conjunto de dados obtidos, foi aplicado um filtro digital passa-banda tipo *Butterworth* de quarta ordem com freqüência de corte de 10 - 500 Hz.

Para a análise no domínio do tempo, foi realizada a retificação em onda completa e calculado o RMS para medir a intensidade da amplitude do sinal, recomendado para avaliar o nível de atividade muscular (AMADIO, 1996). Esse valor é definido por:

$$RMS[x] = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x^2(i)} \qquad (1)$$

onde o EMG é dado pelas N amostras x(i).

Uma análise mais refinada do sinal de EMG, denominada análise espectral, verifica como o sinal poderia ser sintetizado pela soma de sinais senoidais de diferentes freqüências (BENDAT e PIERSOL, 1986). Assim, a partir do sinal EMG original, se obteve o espectro de potência pela Transformada Discreta de Fourier (*Discrete Fourier transform*), utilizando-se o periodograma de *Welch*, de forma a calcular a Densidade Espectral de Potência (PSD) e, a partir deste, foi obtida a função de distribuição espectral (SDF).

A PSD demonstra quantidade de energia do sinal, correspondente a cada freqüência (YAAR; NILES, 1989). É um método de análise mais específico que o RMS, pois permite avaliar o nível de atividade muscular em freqüências específicas. Ao observar as curvas de PSD do exercício dissipativo e conservativo, se percebeu que a maior parte do sinal se concentra abaixo de 100 Hz. Portanto, as análises se concentraram nesta faixa de freqüência. Para comparar os dois exercícios, inicialmente, analisou intensidade do sinal em determinadas freqüências. Por exemplo, buscou-se identificar em qual freqüência a atividade é máxima. Entretanto, esta abordagem não se mostrou adequada pela variabilidade do sinal. Dessa forma, se optou pela análise da intensidade média em faixas de freqüências de 20 Hz. Assim, foram

escolhidas três faixas de freqüência, onde ocorre a maior concentração do sinal EMG: IF1: 20-40Hz, IF2: 40-60Hz e IF3: 60-80Hz, como ilustrado na figura 11, para uma medida ilustrativa da curva de PSD obtida com o exercício dissipativo e com o conservativo. Lembra-se que foram realizadas 10 repetições, e então, se obtém 10 valores médios para o dissipativo e 10 para o conservativo em cada faixa de freqüência.

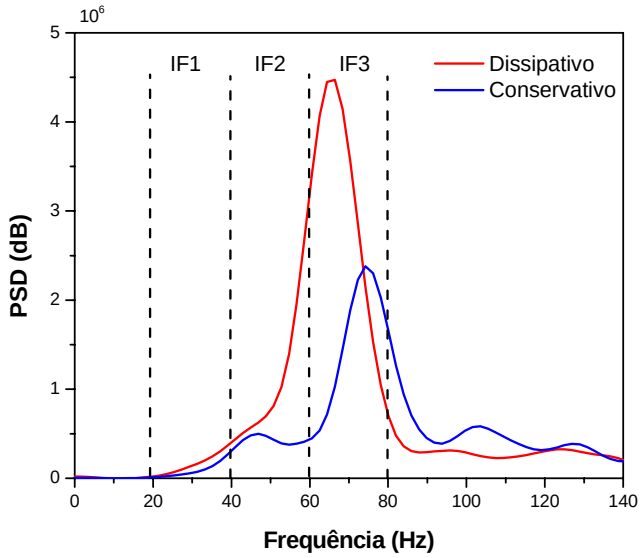


Figura 11. Exemplo de curva de PSD, relativa à contração muscular dissipativa e conservativa - IF1, IF2 e IF3 são as faixas de freqüências nas quais avaliam o valor médio da PSD. (Sujeito F, sessão 4, 4°repetição).

A SDF pode ser definida como a integral normalizada do espectro de potência e representa uma ferramenta de análise complementar, pois permite uma visualização da distribuição acumulada do sinal em função da freqüência (BROMAN; BILOTTO; DELUCA, 1985). A variação dessa distribuição em potência está relacionada ao nível de estimulação de fibras musculares ativas. A curva da SDF foi analisada em dois pontos do valor acumulado do espectro de potência: freqüência em 50% (freqüência mediana – FMed) e a freqüência em 90%

(F90). Essa distribuição pode ser observada na figura 12, que apresenta uma medida ilustrativa da curva de SDF obtida com o exercício dissipativo e com o conservativo. A FMed representa o centro geométrico do espectro de potência, ou seja, a freqüência na qual a densidade do espectro encontra-se dividida em duas regiões de áreas iguais (FARINA; MERLETTI, 2000). A F90 foi escolhida por corresponder ao valor de SDF onde as diferenças distribuídas ao longo do espectro se acumulam quase totalmente. Em cada sessão experimental foram obtidos 10 valores de FMed e 10 de F90, para os sinais provenientes dos exercícios dissipativo e conservativo.

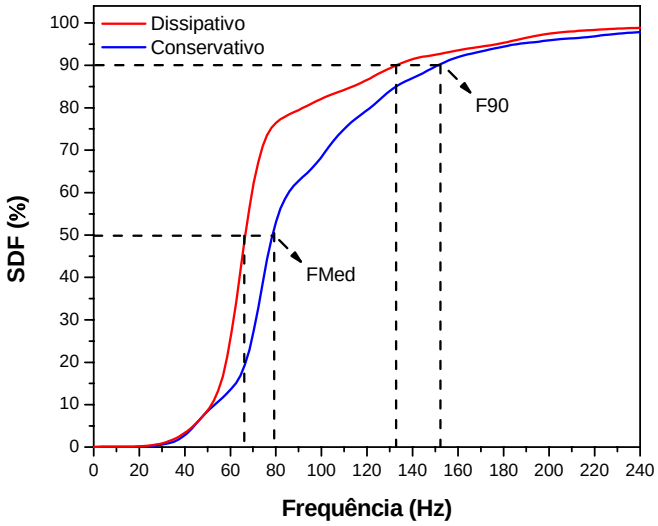


Figura 12. Exemplo de curva de SDF, relativa a contração muscular dissipativa e conservativa, mostrando os dois pontos analisados: FMed e F90. (Sujeito F, sessão 4, 4°repetição).

4.5. Análise Estatística

Cada um dos parâmetros de EMG analisados (RMS, IF1, IF2, IF3, FMed e F90), provenientes de contrações musculares dissipativas e conservativas, não apresentam correlação entre si, e assim, foram tratados como valores independentes e não pareados. Dessa forma, para a avaliação, foram consideradas todas as diferenças possíveis entre cada parâmetro obtido com o exercício dissipativo e com o conservativo. Obteve-se então 100 diferenças em um mesmo sujeito, para cada músculo, nos dois procedimentos experimentais e em cada porcentagem de força. A tabela 4 exemplifica essa forma de análise, onde "D" significa dissipativo e "C" conservativo.

Tabela 4. Forma de distribuição dos dados, para obter n=100 diferenças.

Dissipativo	Subtração	Conservativo	Diferenças
D1	-	C1	Δ **1**
D1	-	C2	Δ **2**
D1	-	C3	Δ **3**
.		.	.
.		.	.
.		.	.
D1	-	C10	Δ **10**
D2	-	C1	Δ **11**
D2	-	C2	Δ **12**
.		.	.
.		.	.
.		.	.
D10	-	C10	Δ **100**

Para a análise da significância destas diferenças, foi aplicado o teste t de *Student one sample*, em um nível de significância $\alpha=0.05$ a fim de determinar se a média das diferenças foi igual, maior ou menor que zero. Média igual a zero significa que não foram obtidas diferenças estatísticas; maior representa que foram obtidas diferenças estatísticas, com média

maior para os dados provenientes de contrações dissipativas; e, menor representa que foram obtidas diferenças estatísticas, com média maior para os dados provenientes de contrações conservativas. Essas avaliações foram realizadas em todos os sujeitos e sessões isoladamente (para o caso do PIM). Após, foi analisado o percentual das sessões em que um ou outro tipo de exercício foi significativamente maior, nas três porcentagens de força analisadas.

Para avaliar se há diferenças entre as contrações realizadas, além das análises estatísticas citadas, também foram utilizadas Técnicas de Visualização no conjunto de dados obtidos dos parâmetros de EMG. As Técnicas de Visualização utilizadas foram as de Projeção Geométrica, que mapeiam os dados *n*-dimensionais em uma representação bidimensional ou tridimensional usando algum tipo de projeção. Neste trabalho foram utilizadas as técnicas Coordenadas Paralelas (2D) (INSELBERG e DIMSDALE, 1990) e Visualização Multidimensional no Espaço 3D (Viz3D) (ARTERO e OLIVEIRA, 2004). Na técnica Coordenadas Paralelas, um espaço de dimensão *n* é mapeado para um espaço bidimensional usando *n* eixos eqüidistantes e paralelos a um dos eixos principais. Cada eixo representa um atributo e, normalmente, o intervalo de valores de cada atributo é mapeado linearmente sobre o eixo correspondente. Cada item de dado é exibido como uma linha poligonal que intercepta cada eixo no ponto correspondente ao valor do atributo associado. Na técnica Viz3D, dados *n*-dimensionais são projetados na superfície e no interior de um cilindro 3D, cuja base consiste em um sistema de eixos radiais, o que permite acomodar um grande número de marcadores gráficos (figura 13), além de apoiar a resolução das sobreposições, por meio de interações do usuário através de operações de rotação, translação e ampliações com o modelo tridimensional (figura 14). O mapeamento usado no Viz3D é apresentado na Equação (2).

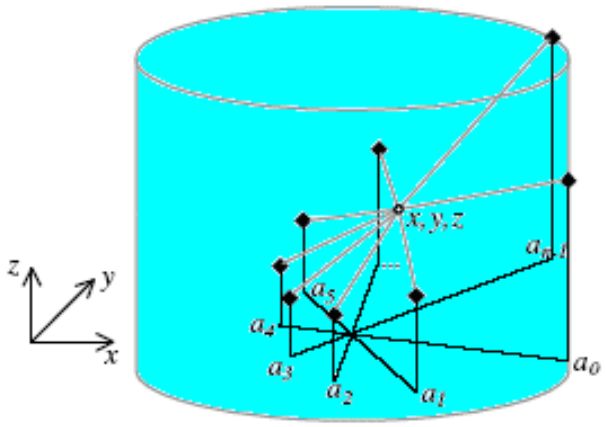


Figura 13. Projeção no Viz3D. (Adaptado de ARTERO, 2005).

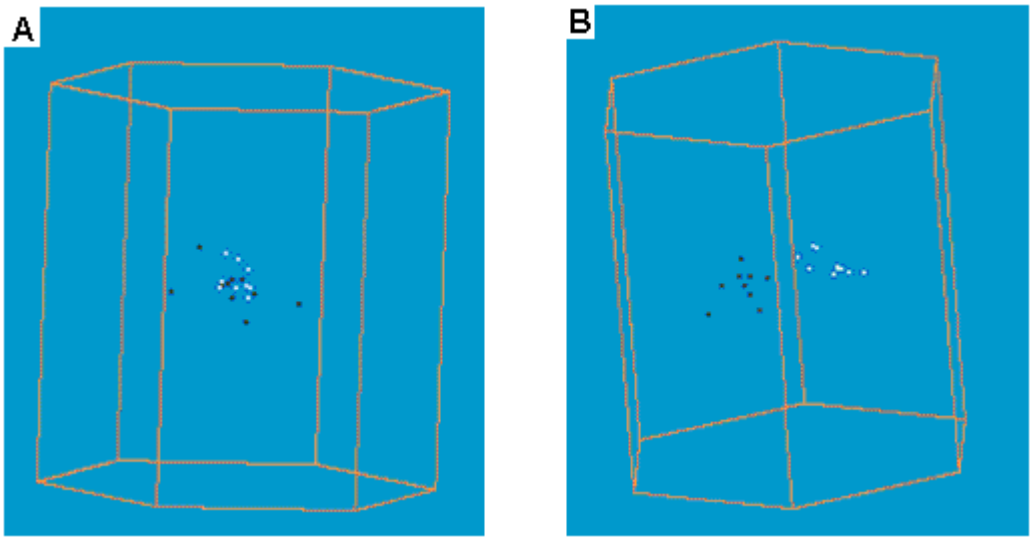


Figura 14. Projeção no Viz3D, para um agrupamento de 20 registros e 6 atributos, demonstrando a eficiência da interação do usuário com os dados: (A) Projeção sem ajustes por meio do usuário; (B) Projeção com ajustes de rotação, translação e ampliações com o modelo tridimensional, adequando na posição em que há maior separação dos clusters. (Sujeito F, sessão 4, 4°repetição).

$$Viz3D_i(d_{i,0}, d_{i,1}, \ldots, d_{i,n-1}) = \begin{cases} x_i = x_c + \frac{1}{n}\sum_{j=0}^{n-1} \frac{d_{i,j} - min_j}{max_j - min_j} \cos\left(\frac{2\pi j}{n}\right) \\ y_i = y_c + \frac{1}{n}\sum_{j=0}^{n-1} \frac{d_{i,j} - min_j}{max_j - min_j} \text{sen}\left(\frac{2\pi j}{n}\right) \\ z_i = z_c + \frac{1}{n}\sum_{j=0}^{n-1} \frac{d_{i,j} - min_j}{max_j - min_j} \end{cases} \quad (2)$$

$i = 0,\ldots,m\text{-}1$ e $j = 0,\ldots,n\text{-}1$

onde: x_c, y_c e z_c são as coordenadas do centro de um sistema de eixos radiais; $max_j = Máximo(d_{k,j})$ e $min_j = Mínimo(d_{k,j})$ para $k = 0,\ldots,m\text{-}1$;

Estas duas técnicas de visualização estão implementadas no software *Multidimensional Visualization* (MDV), utilizado para fazer as análises neste trabalho. Este programa necessita que o conjunto de dados esteja sob a forma de uma matriz, na qual as linhas representam cada um dos registros (medidas analisadas - 10 dissipativas e 10 conservativas), enquanto que as colunas são os atributos (neste caso: RMS, IF1, IF2, IF3, FMed e F90). Essa distribuição pode ser observada na tabela 5. Estes parâmetros são tratados como atributos dos sinais, a partir dos quais se espera identificar diferenças entre eles.

Tabela 5. Composição do conjunto de dados, com 20 registros e 6 atributos.

Atributos / **Registros**	***RMS***	***IF1***	***IF2***	***IF3***	***FMed***	***F90***
Dissipativo 1	RMS D1	IF1 D1	IF2 D1	IF3 D1	FMed D1	F90 D1
Dissipativo 2	RMS D2	IF1 D2	IF2 D2	IF3 D2	FMed D2	F90 D2
Dissipativo 3	RMS D3	IF1 D3	IF2 D3	IF3 D3	FMed D3	F90 D3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
Dissipativo 10	RMS D10	IF1 D10	IF2 D10	IF3 D10	FMed D10	F90 D10
Conservativo 1	RMS C1	IF1 C1	IF2 C1	IF3 C1	FMed C1	F90 C1
Conservativo 2	RMS C2	IF1 C2	IF2 C2	IF3 C2	FMed C2	F90 C2
Conservativo 3	RMS C3	IF1 C3	IF2 C3	IF3 C3	FMed C3	F90 C3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
Conservativo10	RMS C10	IF1 C10	IF2 C10	IF3 C10	FMed C10	F90 C10

5. RESULTADOS

Os resultados estão apresentados na seqüência cronológica da metodologia utilizada na execução deste trabalho. Foram distribuídos em três abordagens principais: análise estatística; diferença entre as curvas de SDF e PSD; e, análise por técnicas de visualização.

5.1. Análise estatística dos parâmetros de EMG

5.1.1. Avaliação do PIM

A realização das ações musculares com contração dissipativa e conservativa no PIM, foi o primeiro procedimento realizado. Foi escolhido este nível de atividade, pois os músculos analisados apresentam suas UM totalmente recrutadas com níveis de força superior a 80% da CVM (KUKULKA; CLAMANN, 1981; SANCHES et al, 1993) e, esperava-se que isso poderia auxiliar na identificação de diferenças produzidas no sinal EMG em função das contrações musculares realizadas. As sessões experimentais foram repetidas quatro vezes na tentativa de se observar repetibilidade dos resultados obtidos em cada análise. Dessa forma, 28 medidas foram analisadas (sete sujeitos x quatro repetições).

5.1.1.1. Análise da intensidade do sinal – RMS

Para analisar os resultados, é interessante observar os valores de *p* obtidos com o teste estatístico. A tabela 6 mostra essa distribuição, para o BB, TLO e TLA. Juntamente a esses valores, há o indicativo de predominância para a ação dissipativa ou conservativa (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais (pelo teste t).

Tabela 6. Valores de *p* para as diferenças entre o RMS dissipativo e conservativo com 100% da CVM.

Sujeitos	Sessões	BB	TLO	TLA
A	**1**	0,0749	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	0,7173	**D** 0,0000	**D** 0,0000
B	**1**	0,7702	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	3	0,8482	0,1446	0,8893
	4	**C** 0,0000	0,1460	**C** 0,0215
C	**1**	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0112
	2	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
D	**1**	**D** 0,0013	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	0,7432	**D** 0,0068	**D** 0,0016
	3	0,1076	**C** 0,0000	**D** 0,0324
	4	**D** 0,0000	0,5374	**D** 0,0000
E	**1**	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
F	**1**	**D** 0,0000	**D** 0,0000	0,1142
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
G	**1**	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0066
	2	**D** 0,0000	0,0845	**C** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000

Como se pode observar na tabela 6, as diferenças não são encontradas sempre a favor de um mesmo tipo de exercício num sujeito, ou seja, há dispersão nos resultados. Na tabela 7 mostra-se os valores dos resultados que se repetem, para um mesmo sujeito, em diferentes sessões, nos três músculos estudados. Entre os músculos analisados, o TLA, apresentou maior repetibilidade, seguido pelo TLO e BB.

A repetibilidade, em diferentes sessões de um mesmo indivíduo, não é maior que aquela encontrada entre indivíduos diferentes. Dessa forma, cada sessão pode ser tratada como um conjunto de dados independente.

Tabela 7. Repetibilidade dos resultados de RMS, em diferentes sessões do mesmo sujeito.

Músculos / Sujeitos	BB	TLO	TLA
A	2	4	4
B	2	2	3
C	3	4	4
D	2	2	4
E	4	4	4
F	4	4	3
G	4	3	3

Na Figura 15, mostra-se graficamente a relação entre o número de sessões em que o RMS da atividade dissipativa foi maior que na conservativa, ou o inverso, comparando com o número em que não foi encontrado diferenças. Na maioria das sessões, nos três músculos analisados, há uma probabilidade, da ordem de 70%, de encontrar uma atividade mioelétrica com maior valor de RMS para a atividade dissipativa, indicando maior ativação de fibras musculares neste tipo de ação muscular.

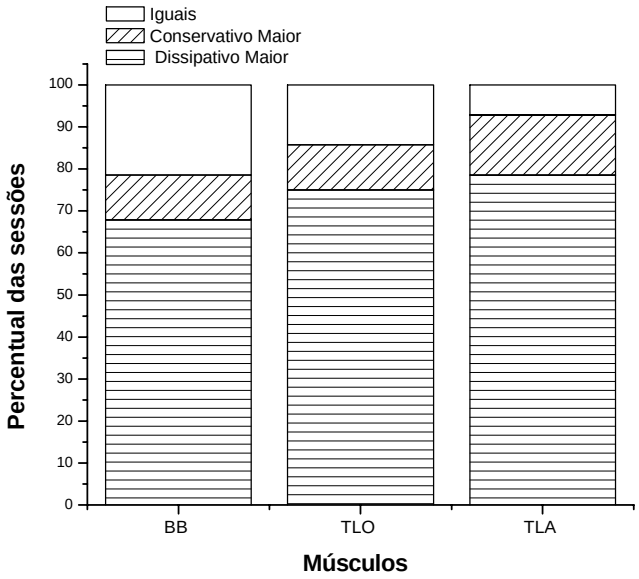


Figura 15. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.1.2. Densidade espectral de potência – PSD

Os valores de *p* obtido pelo teste t, para o BB, TLO e TLA, nas quatro sessões experimentais, juntamente com a indicação de qual exercício foi predominante (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais (pelo teste t), estão apresentados na tabela 8.

Tabela 8. Valores de *p* para as diferenças entre a PSD dissipativo e conservativo, nas três faixas de freqüência, com 100% da CVM.

Sujeitos	Sessões	Faixas de Freqüências		
		IF1 (20-40 Hz)	IF2 (40-60 Hz)	IF3 (60-80 Hz)
			BB	
A	**1**	0,9571	**D** 0,0000	0,2368
	2	**C** 0,0000	**C** 0,0004	**C** 0,0000
	3	**C** 0,0000	**D** 0,0000	0,1592
	4	0,7236	**D** 0,0001	**C** 0,0002
B	**1**	0,3736	**D** 0,0000	0,1643
	2	**C** 0,0009	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
C	**1**	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0140
	2	0,2157	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	3	**D** 0,0490	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**C** 0,0000	**C** 0,0250	**C** 0,0000
D	**1**	0,6820	**D** 0,0002	**D** 0,0001
	2	0,9874	0,3757	0,1701
	3	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	0,4075	**D** 0,0000	**D** 0,0000
E	**1**	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**C** 0,0213	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0036	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
F	**1**	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**C** 0,0141	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**C** 0,0000	**D** 0,0007	**D** 0,0000
	4	**C** 0,0000	0,2092	**D** 0,0000
G	**1**	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0001	**D** 0,0000
	3	0,2084	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
			TLO	
A	**1**	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**C** 0,0003
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
B	**1**	0,1503	0,0991	**C** 0,0000
	2	0,4732	0,9950	**C** 0,0000
	3	0,9798	0,6817	0,7976
	4	**C** 0,0010	**C** 0,0000	**D** 0,0262
C	**1**	0,0945	**D** 0,0000	**D** 0,0007
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	0,1022	**C** 0,0000	**C** 0,0000
D	**1**	0,4526	**D** 0,0000	0,5630
	2	0,6063	0,4836	**D** 0,0000
	3	**C** 0,0006	**C** 0,0178	**C** 0,0000

Continua para a primeira

Sujeitos	Sessões	Faixas de Freqüências		
		IF1 (20-40 Hz)	IF2 (40-60 Hz)	IF3 (60-80 Hz)
	4	0,9818	0,2582	0,1085
E	1	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
F	1	**D** 0,0073	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
G	1	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	0,1383	**D** 0,0070	**D** 0,0000
			TLA	
A	1	**D** 0,0000	**D** 0,0000	0,9617
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
B	1	**C** 0,0008	**D** 0,0001	**D** 0,0000
	2	**C** 0,0000	0,0747	**C** 0,0000
	3	**C** 0,0002	**C** 0,0202	0,6223
	4	**C** 0,0356	**C** 0,0000	0,5729
C	1	0,9789	**D** 0,0000	0,1706
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	0,7670	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	0,2564
D	1	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	0,1941	**D** 0,0495	0,3896
	3	**C** 0,0001	**D** 0,0374	0,7365
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	0,7437
E	1	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
F	1	0,0785	**D** 0,0012	**D** 0,0000
	2	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
G	1	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0099
	2	**D** 0,0013	**C** 0,0000	**C** 0,0360
	3	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0099
	4	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000

A análise da repetibilidade dos resultados de PSD em diferentes sessões de um mesmo sujeito está mostrada na Tabela 9, para as três faixas de freqüências, nos três músculos estudados. Como na avaliação do RMS, não se verifica maior repetibilidade nas diferentes sessões de um mesmo sujeito, do que em diferentes sujeitos. Portanto, não pode ser atribuídas diferenças aos sujeitos, pois elas ocorrem aleatoriamente.

Tabela 9. Repetibilidade dos resultados de PSD, nas três faixas de freqüências, em diferentes sessões do mesmo sujeito.

Sujeitos	**Faixas de Freqüências**		
	IF1 (20-40 Hz)	**IF2 (40-60 Hz)**	**IF3 (60-80 Hz)**
		BB	
A	2	3	2
B	2	3	2
C	2	2	2
D	3	3	3
E	2	4	4
F	4	3	4
G	2	4	4
		TLO	
A	4	4	3
B	3	3	2
C	2	3	3
D	3	2	2
E	4	4	4
F	4	4	4
G	2	4	4
		TLA	
A	4	4	3
B	4	2	2
C	2	4	2
D	2	4	3
E	4	4	4
F	3	4	4
G	3	3	3

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 16 para a IF1, na figura 17 para a IF2 e, na figura 18 para a IF3, nos três músculos analisados. Na faixa IF1 o maior número de diferença em que predomina o dissipativo é encontrado para o TLA. Nas outras faixas este número é mais expressivo e aproximadamente equivalente para os três músculos. Esses resultados apóiam e confirmam o anterior, mostrando que na maioria das sessões, o exercício dissipativo apresenta maior ativação das fibras musculares, comparado ao conservativo. Porém, as análises do PSD acrescentaram uma observação importante, a diferença entre as atividades é ligeiramente mais expressiva nas freqüências entre 40 e 60 Hz (IF2).

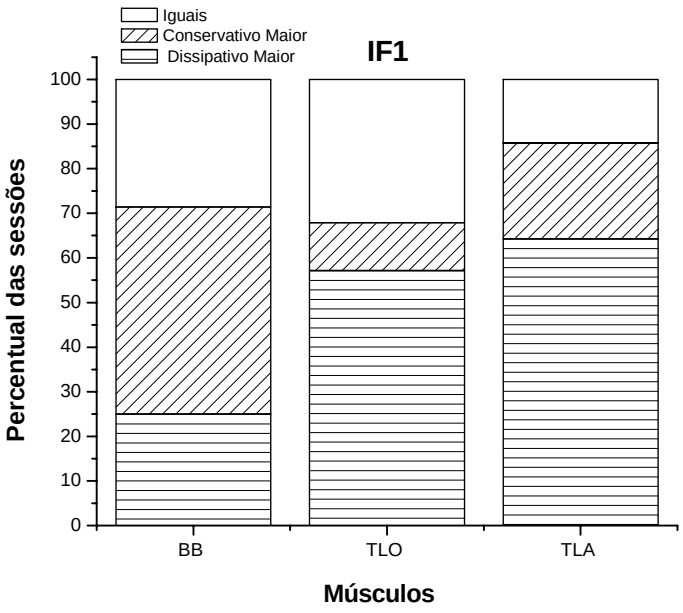


Figura 16. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF1, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

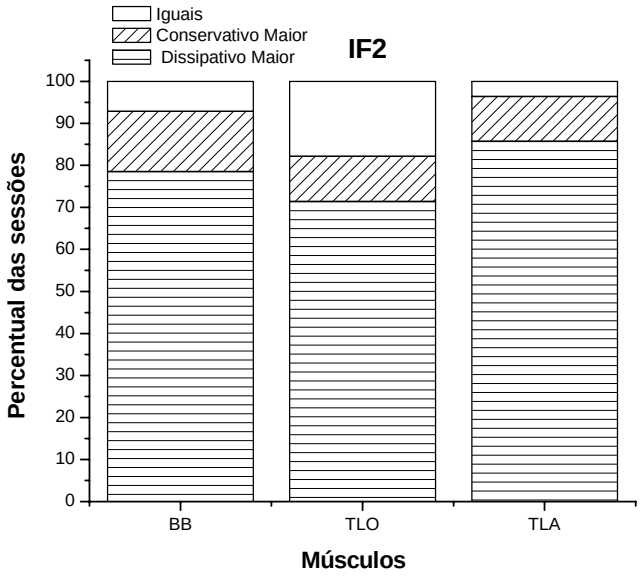


Figura 17. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF2, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

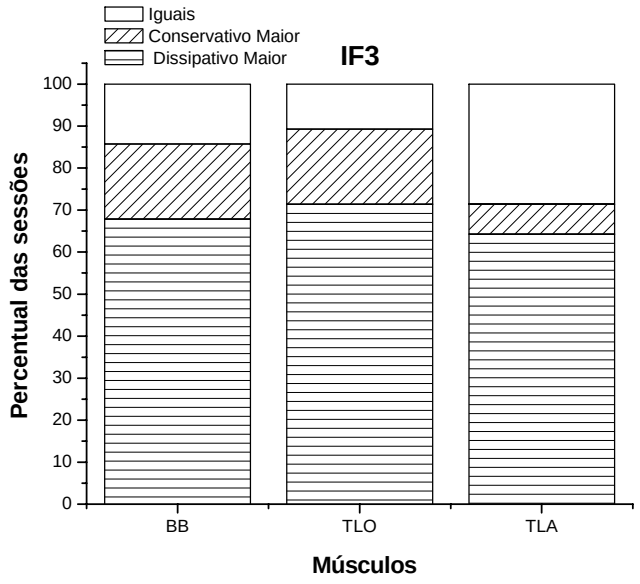


Figura 18. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF3, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.1.3. Função de distribuição espectral – SDF

Os valores de *p* obtido pelo teste t, para o BB, TLO e TLA, nas quatro sessões experimentais, estão apresentados na tabela 10, que inclui também a indicação de qual tipo de exercício foi predominante (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais (pelo teste t).

Tabela 10. Valores de *p* para as diferenças entre a FMed e F90, dissipativo e conservativo, com 100% da CVM.

Sujeitos	Sessões	BB		TLO		TLA	
		FMed	F90	FMed	F90	FMed	F90
A	**1**	**C** 0,0000	0,0561	0,2636	0,5522	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	2	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0055	**C** 0,0437	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	3	0,2873	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0037	**D** 0,0004	**D** 0,0000
	4	**C** 0,0076	**C** 0,0002	0,4954	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
B	**1**	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**D** 0,0008	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	2	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0293	**D** 0,0000	0,1696
	3	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**D** 0,0012	**C** 0,0266	**D** 0,0438	**C** 0,0009
	4	0,3034	**D** 0,0000	**D** 0,0004	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0003
C	**1**	0,4270	**C** 0,0001	**C** 0,0034	**C** 0,0006	**C** 0,0000	0,8781
	2	**C** 0,0024	**D** 0,0006	**C** 0,0003	**C** 0,0000	0,5663	**D** 0,0004
	3	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
D	**1**	**C** 0,0001	**C** 0,0000	**C** 0,0294	0,2580	0,1313	**C** 0,0003
	2	**C** 0,0000	0,2215	**D** 0,0001	**C** 0,0002	**D** 0,0008	**D** 0,0000
	3	0,7912	**D** 0,0243	0,0923	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
	4	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**D** 0,0303	0,7297	**C** 0,0006	**C** 0,0208
E	**1**	**C** 0,0000	0,3716	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	2	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	3	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	4	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
F	**1**	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	2	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	3	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0166	**C** 0,0000
	4	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
G	**1**	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
	2	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**D** 0,0000	0,5405	**C** 0,0000
	3	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	0,2888	**C** 0,0326	**C** 0,0000
	4	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000	0,3598	**C** 0,0000

Os dados relativos a repetibilidade dos resultados obtidos, estão apresentados na tabela 11, para FMed e F90. Novamente a variabilidade inter-sujeitos, como já apresentada para o RMS, IF1, IF2 e IF3, é similar à intra-sujeitos. Assim, não podem ser atribuídas diferenças aos sujeitos, e cada sessão pode ser tratada como um conjunto de dados independente.

Tabela 11. Repetibilidade dos resultados para a FMed e F90, em diferentes sessões do mesmo sujeito.

Músculos / Sujeitos	BB		TLO		TLA	
	FMed	**F90**	**FMed**	**F90**	**FMed**	**F90**
A	3	3	2	2	3	3
B	3	3	4	3	4	2
C	3	3	4	4	2	3
D	3	2	2	2	2	2
E	4	3	4	4	4	4
F	4	4	4	4	4	4
G	4	4	3	2	2	4

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 19 para a FMed e na Figura 20 para a F90, nos três músculos analisados. Pode-se observar que no BB e TLO, ocorre predominância no número de análises em que a atividade conservativa é maior. No músculo BB a diferença entre as atividades é mais significativa, nas duas freqüências analisadas, superior a 80%. Para o TLA, essa predominância é muito discreta.

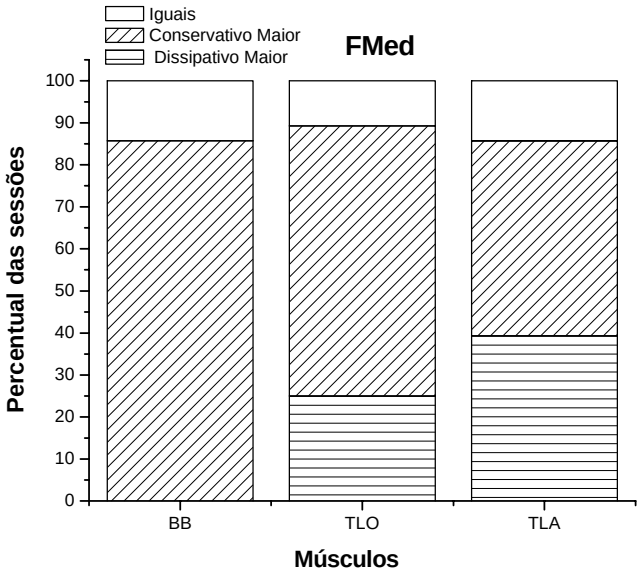


Figura 19. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

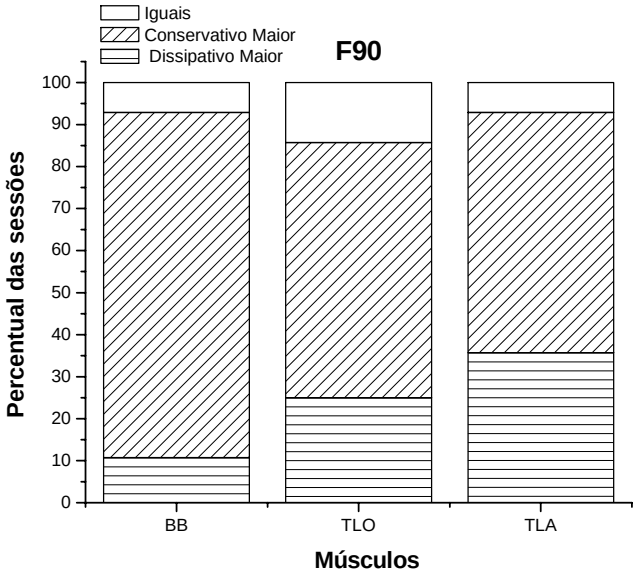


Figura 20. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na F90, em 100% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.1.4. Considerações sobre o PIM

Como relatado anteriormente, este estudo teve início com as análises em 100% da CVM. Nos resultados apresentados foram observadas, na maioria das sessões, diferenças significativas nos parâmetros avaliados do sinal EMG entre exercícios isométricos dissipativo e conservador. Dessa forma, a seguinte proposta a ser avaliada é se as diferenças verificadas dependem do nível de força. Assim, a continuidade adequada a ser desenvolvida neste trabalho é a análise em níveis submáximos de força (10% e 50% da CVM). A avaliação em várias sessões não se mostrou necessária, pois a variabilidade inter-sessões foi equivalente à inter-sujeitos. Além disso, há de se considerar as dificuldades experimentais para realizar várias sessões do mesmo sujeito, como a desistência dos sujeitos por variados motivos, acarretando em perda de dados e atraso nas pesquisas, por exemplo. Dessa forma as avaliações seguintes foram realizadas em uma sessão experimental. Todos os parâmetros analisados do sinal EMG em 100% da CVM foram mantidos para as análises em 10% e 50%.

5.1.2. Avaliação do PIS – 50% da CVM

5.1.2.1. Análise da intensidade do sinal – RMS

Na tabela 12, apresenta-se o valor de *p* obtido pelo teste t, que permite avaliar a significância da diferença entre os valores de RMS obtidos durante os exercícios com ação dissipativa e conservativa. Inclui também a indicação de qual tipo de exercício foi predominante, (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais.

Tabela 12. Valores de *p* para as diferenças entre o RMS dissipativo e conservativo, com 50% da CVM.

Sujeitos \ Músculos	BB	TLO	TLA
A	0,2445	**D** 0,0000	**D** 0,0000
B	0,9997	**C** 0,0000	**C** 0,0000
C	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
D	**D** 0,0000	0,0980	0,8145
E	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
F	0,9192	**C** 0,0000	**C** 0,0000
G	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
H	**C** 0,0451	0,6474	**C** 0,0006
I	**D** 0,0148	**C** 0,0000	0,7522
J	0,1600	**C** 0,0345	0,0624

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 21, nos três músculos analisados. Para este método de análise, apenas o músculo BB apresentou discreta diferença entre o número de análises em que a atividade dissipativa predominou. Para o TLO e TLA, não foi observado predomínio de uma ou da outra atividade.

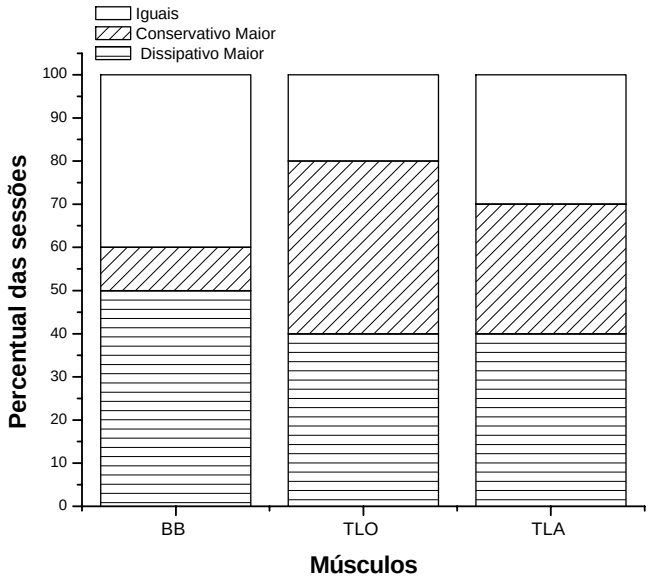


Figura 21. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.2.2. Densidade espectral de potência – PSD

Na tabela 13, apresenta-se o valor de *p* obtido pelo teste t, que permite avaliar a significância da diferença entre os valores de PSD, nas freqüências analisadas, obtidos durante os exercícios com ação dissipativa e conservativa. Inclui também a indicação de qual tipo de exercício foi predominante, (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais.

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 22 para a IF1, na figura 23 para a IF2 e, na figura 24 para a IF3, nos três músculos analisados. Pode-se observar que, exceto para o BB na IF1 e o TLO na IF2, as demais freqüências e músculos analisados, apresentaram discreta predominância no número de sessões em que a atividade dissipativa predominou.

Tabela 13. Valores de *p* para as diferenças entre a PSD, dissipativo e conservativo, em três faixas de freqüência, com 50% da CVM.

Sujeitos	Faixas de Freqüências		
	IF1 (20-40 Hz)	IF2 (40-60 Hz)	IF3 (60-80 Hz)
		BB	
A	0,9013	**D** 0,0045	**D** 0,1116
B	0,2450	**C** 0,0000	**D** 0,0000
C	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
D	0,9815	**D** 0,0000	**D** 0,0000
E	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
F	**C** 0,0237	0,9529	**C** 0,0000
G	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
H	0,3176	**C** 0,0439	0,5327
I	0,3414	**D** 0,0031	0,2708
J	**C** 0,0020	0,2595	0,5715
		TLO	
A	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
B	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
C	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000

Continua para a primeira

Sujeitos	Faixas de Freqüências		
	IF1 (20-40 Hz)	IF2 (40-60 Hz)	IF3 (60-80 Hz)
D	0,6400	0,8180	**D** 0,0761
E	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
F	0,0864	**C** 0,0000	**C** 0,0500
G	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
H	**D** 0,0011	0,8420	**D** 0,0152
I	**C** 0,0005	**C** 0,0004	**C** 0,0000
J	**C** 0,0001	0,9979	0,5392
		TLA	
A	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
B	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0007
C	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
D	0,3717	**D** 0,0003	**D** 0,0000
E	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
F	**C** 0,0451	**C** 0,0042	**C** 0,0064
G	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
H	**D** 0,0378	**C** 0,0000	**C** 0,0002
I	0,1146	0,2983	0,4794
J	0,4330	0,9707	**C** 0,0003

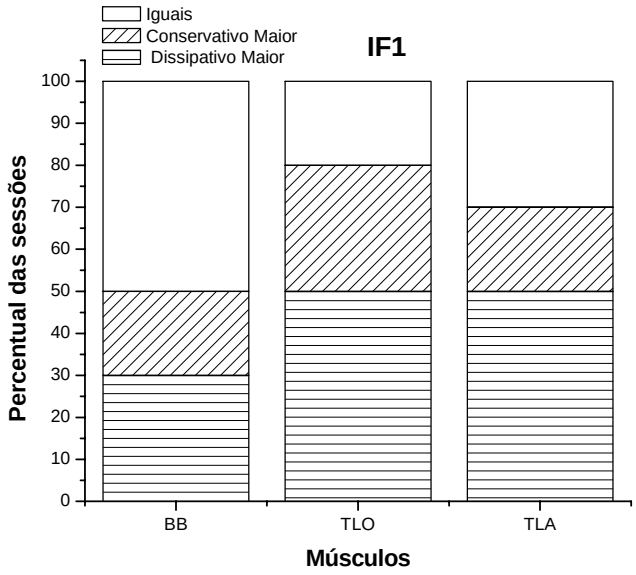


Figura 22. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF1, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

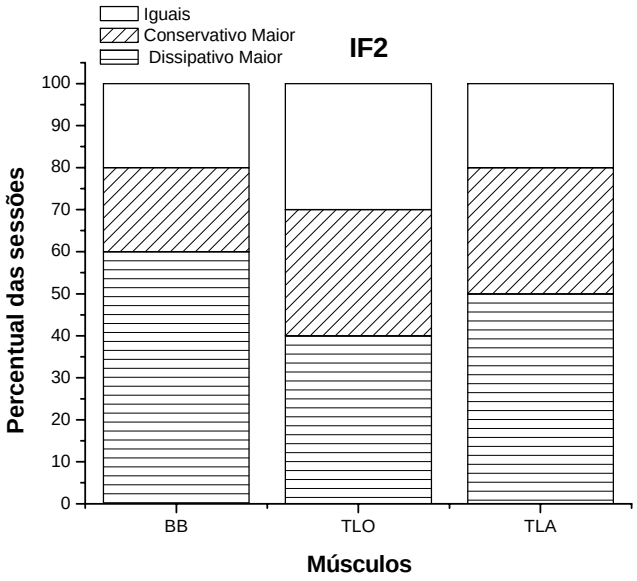


Figura 23. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF2, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

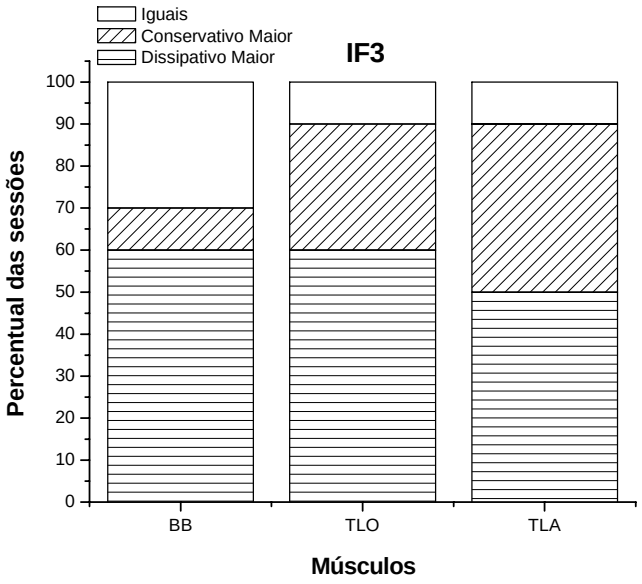


Figura 24. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF3, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.2.3. Função de distribuição espectral – SDF

Na tabela 14, apresenta-se o valor de *p* obtido pelo teste t, que permite avaliar a significância da diferença entre os valores de SDF, na FMed e na F90, obtidos durante os exercícios com ação dissipativa e conservativa. Inclui também a indicação de qual tipo de exercício foi predominante, (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais.

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 25 para a FMed e na figura 26 para a F90, nos três músculos analisados. Pode-se observar que todos os músculos analisados apresentaram diferenças entre o número de análises em que a atividade conservativa predominou, sendo maior na F90, principalmente para o TLA.

Tabela 14: Valores de *p* para as diferenças entre a FMed e F90, dissipativo e conservativo, com 50% da CVM.

Músculos / Sujeitos	BB		TLO		TLA	
	FMed	**F90**	**FMed**	**F90**	**FMed**	**F90**
A	**C** 0,0002	**C** 0,0000	**C** 0,0049	**C** 0,0000	0,1543	**C** 0,0000
B	**D** 0,0000	**D** 0,0226	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
C	0,1338	0,0970	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
D	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0002	**C** 0,0008	**C** 0,0000	**C** 0,0000
E	**C** 0,0001	**C** 0,0000	0,9120	**C** 0,0000	**D** 0,0001	**C** 0,0000
F	**D** 0,0009	**D** 0,0001	0,8630	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
G	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
H	**C** 0,0057	**C** 0,0001	**C** 0,0012	**C** 0,0000	**C** 0,0001	**C** 0,0000
I	0,2073	**C** 0,0000	**D** 0,0350	0,0965	0,3181	**C** 0,0177
J	**D** 0,0019	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0046	**C** 0,0000

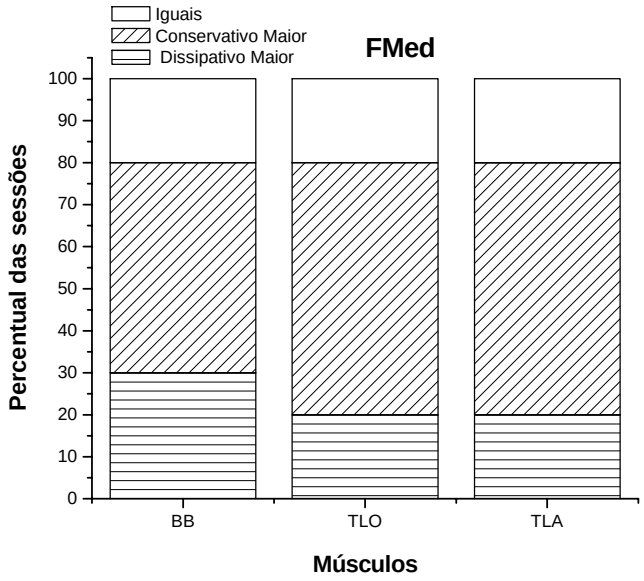


Figura 25. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

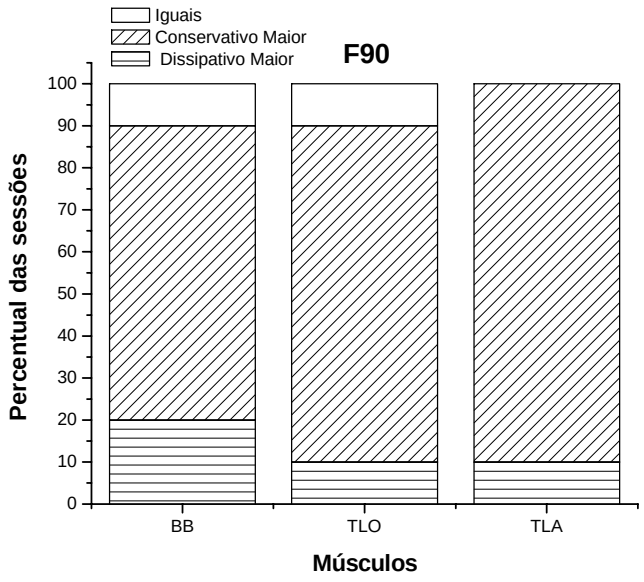


Figura 26. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na F90, em 50% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.3. Avaliação do PIS – 10% da CVM

5.1.3.1. Análise da intensidade do sinal – RMS

Na tabela 15, apresenta-se o valor de *p* obtido pelo teste t, que permite avaliar a significância da diferença entre os valores de RMS obtidos durante os exercícios com ação dissipativa e conservativa. Inclui também a indicação de qual tipo de exercício foi predominante, (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais.

Tabela 15. Valores de *p* para as diferenças entre o RMS dissipativo e conservativo, com 10% da CVM.

Músculos / Sujeitos	BB	TLO	TLA
A	**D** 0,0000	0,6066	**C** 0,0000
B	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
C	**C** 0,0000	0,1256	**C** 0,0111
D	**D** 0,0000	0,2071	**C** 0,0185
E	**C** 0,0000	**C** 0,0000	0,6394
F	0,8725	**C** 0,0000	0,0970
G	**D** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
H	**D** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
I	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**C** 0,0000
J	**D** 0,0024	**C** 0,0103	**D** 0,0000

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 27, nos três músculos analisados. Para este método de análise, o músculo BB apresentou diferença entre o número de análises em que a atividade dissipativa predominou. Para o TLO e TLA, os valores de RMS foram discretamente superiores nas análises obtidas dos exercícios com ação conservativa.

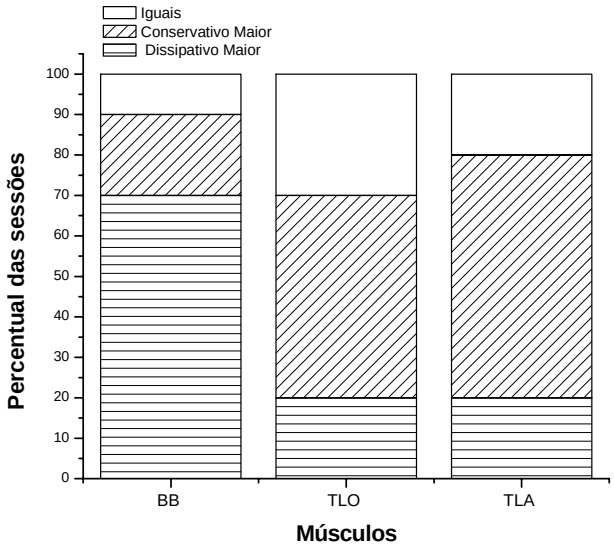


Figura 27. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.3.2. Densidade espectral de potência – PSD

Na tabela 16, apresenta-se o valor de *p* obtido pelo teste t, que permite avaliar a significância da diferença entre os valores de PSD, nas freqüências analisadas, obtidos durante os exercícios com ação dissipativa e conservativa. Inclui também a indicação de qual tipo de exercício foi predominante, (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais.

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 28 para a IF1, na figura 29 para a IF2 e, na figura 30 para a IF3, nos três músculos analisados. Pode-se observar que o músculo BB, nas três faixas analisadas, apresentou diferença entre o número de análises em que a atividade dissipativa predominou, sendo mais representativo na IF2. (70%).

Tabela 16. Valores de *p* para as diferenças entre a PSD, dissipativo e conservativo, em três faixas de freqüência, com 10% da CVM.

Sujeitos	Faixas de Freqüências		
	IF1 (20-40 Hz)	**IF2 (40-60 Hz)**	**IF3 (60-80 Hz)**
		BB	
A	**D** 0,0000	**D** 0,0179	**D** 0,0000
B	0,3051	**D** 0,0000	**D** 0,0000
C	**C** 0,0000	**C** 0,0106	0,4510
D	**D** 0,0019	**D** 0,0000	0,1953
E	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
F	0,5079	0,9240	0,0931
G	**D** 0,0001	**D** 0,0000	**D** 0,0000
H	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
I	**D** 0,0006	**D** 0,0000	**D** 0,0000
J	**D** 0,0500	**D** 0,0003	0,5536
		TLO	
A	**D** 0,0087	0,8347	**D** 0,0000
B	**D** 0,0032	**D** 0,0192	**D** 0,0000
C	0,0567	0,5026	**C** 0,0000
D	0,2185	**D** 0,0000	**C** 0,0376
E	**C** 0,0000	**C** 0,0004	**C** 0,0023
F	0,6286	**C** 0,0000	**C** 0,0000
G	**C** 0,0000	0,4231	0,3194
H	**D** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0403
I	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0000
J	0,8786	**C** 0,0054	0,9402
		TLA	
A	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
B	0,1848	**D** 0,0000	**D** 0,0000
C	0,2066	0,0946	0,9477
D	0,7408	0,5477	**C** 0,0074
E	**C** 0,0000	0,1543	0,5573
F	0,6662	**D** 0,0338	0,0793
G	**C** 0,0358	**C** 0,0119	**C** 0,0331
H	**C** 0,0000	**C** 0,0000	**C** 0,0000
I	**C** 0,0026	**C** 0,0002	**C** 0,0000
J	**D** 0,0000	**D** 0,0000	**D** 0,0002

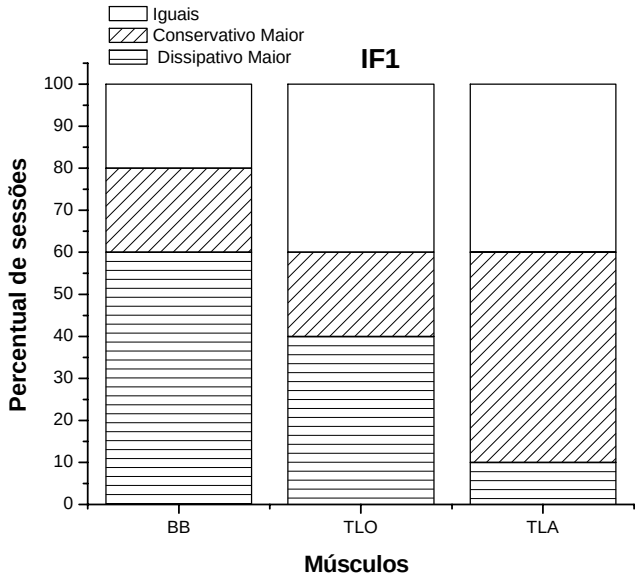


Figura 28. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF1, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

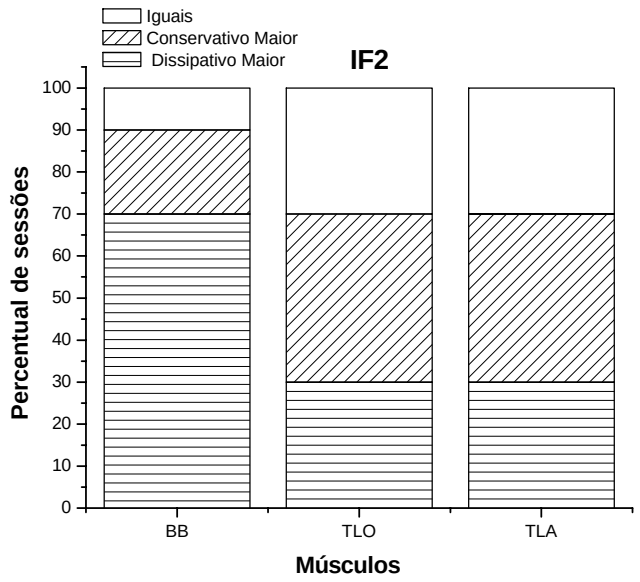


Figura 29. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF2, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

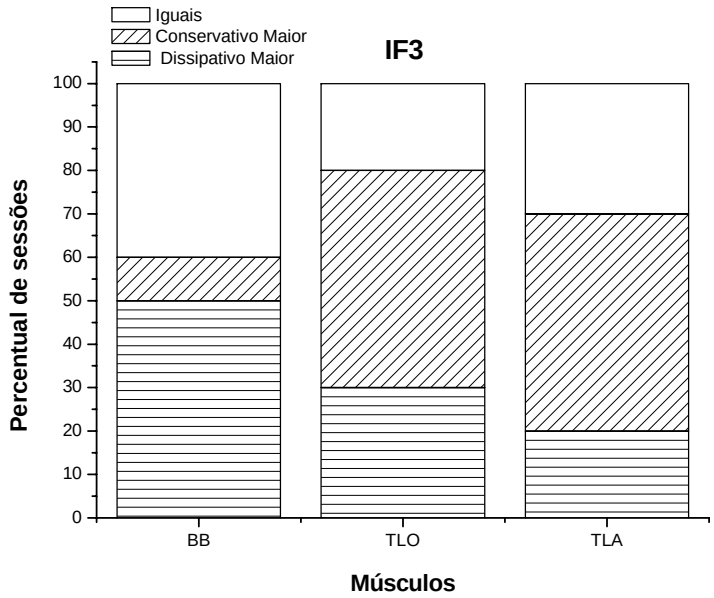


Figura 30. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na IF3, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.3.3. Função de distribuição espectral – SDF

Na tabela 17, apresenta-se o valor de *p* obtido pelo teste t, que permite avaliar a significância da diferença entre os valores de SDF, na FMed e na F90, obtidos durante os exercícios com ação dissipativa e conservativa. Inclui também a indicação de qual tipo de exercício foi predominante, (D – dissipativo maior; C – conservativo maior), ou não há indicativo quando as atividades foram consideradas iguais.

Tabela 17: Valores de *p* para as diferenças entre a FMed e F90, dissipativo e conservativo, com 10% da CVM.

Músculos / Sujeitos	BB		TLO		TLA	
	FMed	**F90**	**FMed**	**F90**	**FMed**	**F90**
A	**D** 0,0115	**D** 0,0000	0,1341	0,9654	**D** 0,0004	**D** 0,0004
B	**D** 0,0473	0,0995	**D** 0,0200	0,0599	0,6183	0,8370
C	**D** 0,0038	0,3815	**C** 0,0000	0,0928	**C** 0,0005	**C** 0,0000
D	**C** 0,0000	**C** 0,0000	0,0773	0,3883	**C** 0,0143	**C** 0,0028
E	0,1675	0,1874	**C** 0,0012	**C** 0,0056	0,9650	0,0934
F	**D** 0,0140	**D** 0,0001	0,5397	0,1001	**C** 0,0148	**C** 0,0000
G	**D** 0,0298	0,9249	0,0869	**C** 0,0000	**C** 0,0025	**C** 0,0000
H	0,5439	0,4099	**D** 0,0000	0,0957	**D** 0,0002	**D** 0,0000
I	**D** 0,0000	**D** 0,0000	0,0573	**C** 0,0065	0,4795	**D** 0,0007
J	0,2517	**D** 0,0035	0,9850	0,5566	0,0766	**D** 0,0000

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 31 para a FMed e na Figura 32 para a F90, nos três músculos analisados. Pode-se observar que somente a FMed do BB apresentou diferenças entre o número de análises em que a atividade dissipativa predominou. Para os demais músculos, não foi observado diferenças significantes a favor da atividade dissipativa ou conservativa.

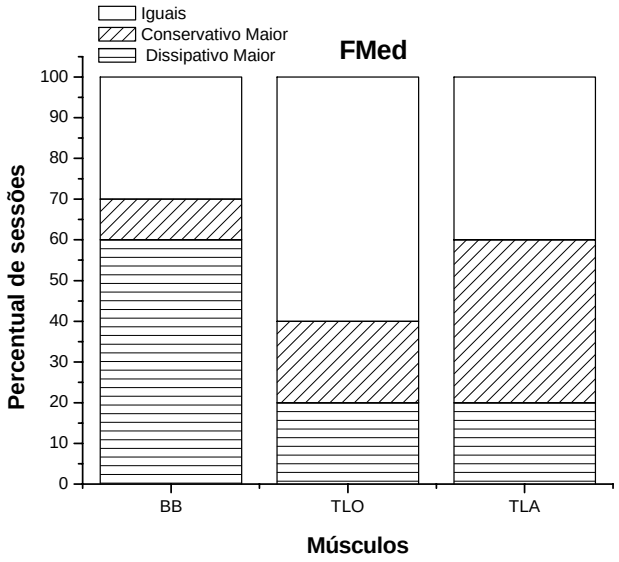


Figura 31. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

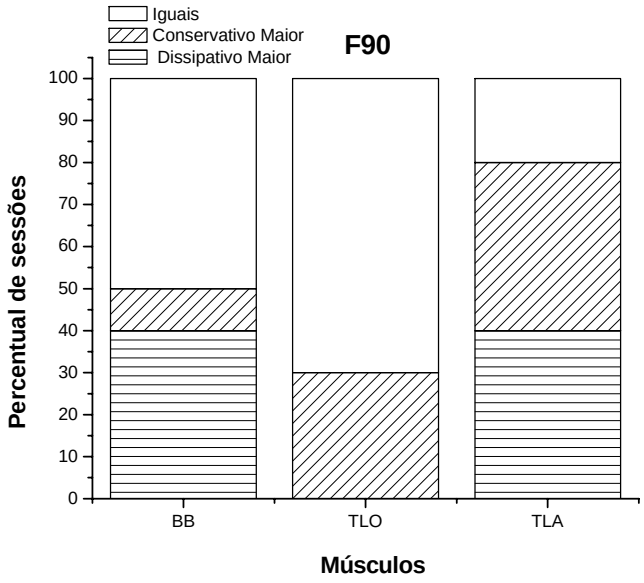


Figura 32. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na F90, em 10% da CVM, para o BB, TLO e TLA.

5.1.4. Comportamento das atividades com ação dissipativa e conservativa em função do nível de contração muscular

Este tópico apresenta uma discussão geral dos resultados apresentados em cada parâmetro de análise do sinal EMG, comparando-os nas porcentagens de força analisadas. Ressalta-se que deve se lembrar que a número de sessões para os níveis de 10% e 50% (n=10) é menor que o de 100% (n=28), por isso as diferenças discretas podem ser enganosas. O fluxograma da figura 33 representa a síntese das etapas percorridas até esta parte do trabalho.

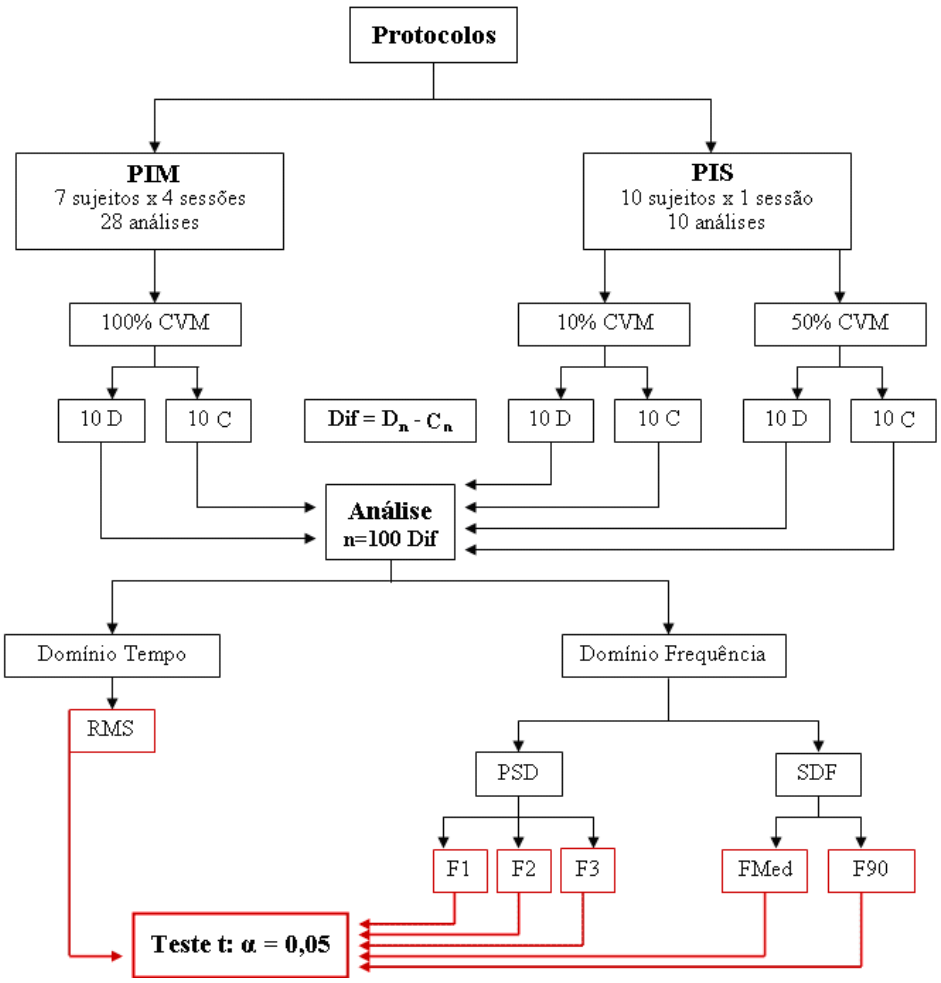


Figura 33. Fluxograma demonstrando as etapas das análises estatísticas.

A avaliação comparativa do percentual das sessões foi utilizada para demonstrar, visualmente, quando ocorreu maior predominância para a contração com ação dissipativa ou conservativa. Neste tópico apresentam-se essas comparações para os mesmos músculos, enfatizando a influência dos níveis de força.

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício, para o RMS do sinal EMG, está apresentado na figura 34 para o BB, na figura 35 para o TLO, e na figura 36 para o TLA, nas três porcentagens de força. O BB em todas as porcentagens de CVM, apresenta predominância no número de análises em que a atividade dissipativa é maior. No TLO

e TLA, o número de sessões em que o RMS do exercício dissipativo é maior, aumenta com a intensidade de força, e é largamente superior em 100% da CVM.

Para o BB, nas três porcentagens de força, estes resultados podem estar relacionados à maior ativação de fibras musculares durante exercícios com a ação muscular dissipativa, em comparação à conservativa. O mesmo ocorreu no TLO e TLA em 100% da CVM, mas em 10%, ocorreu o inverso. Essa inversão pode estar relacionada à variação no recrutamento muscular em níveis baixos de força, nestes dois músculos.

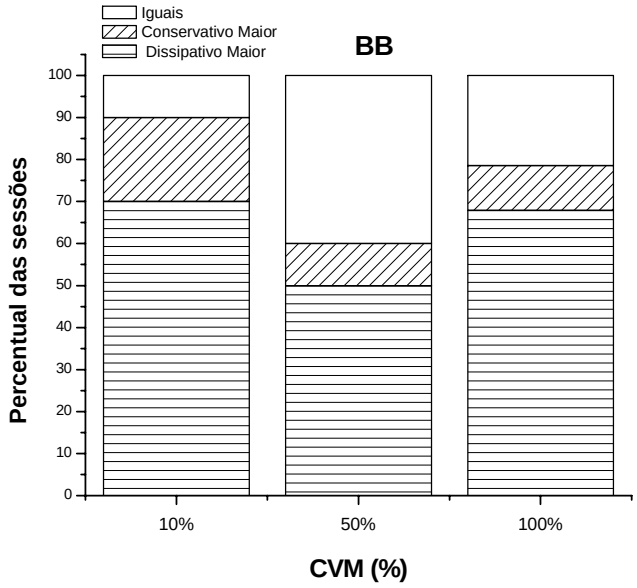


Figura 34. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o BB, em 10%, 50% e 100% da CVM.

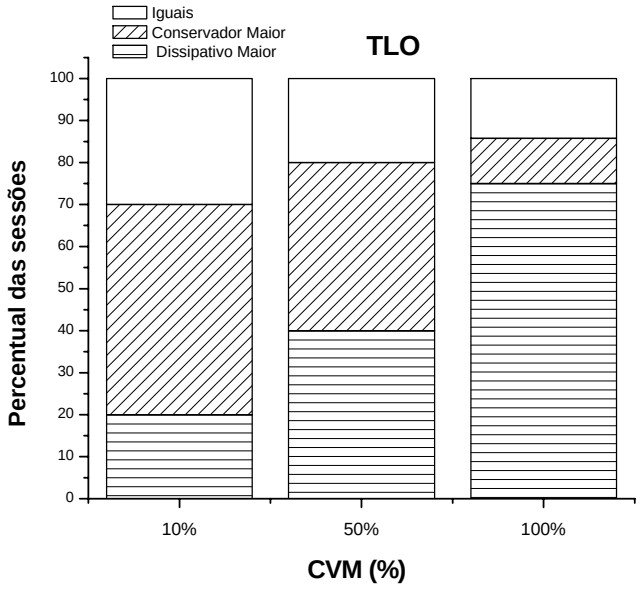


Figura 35. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o TLO, em 10%, 50% e 100% da CVM.

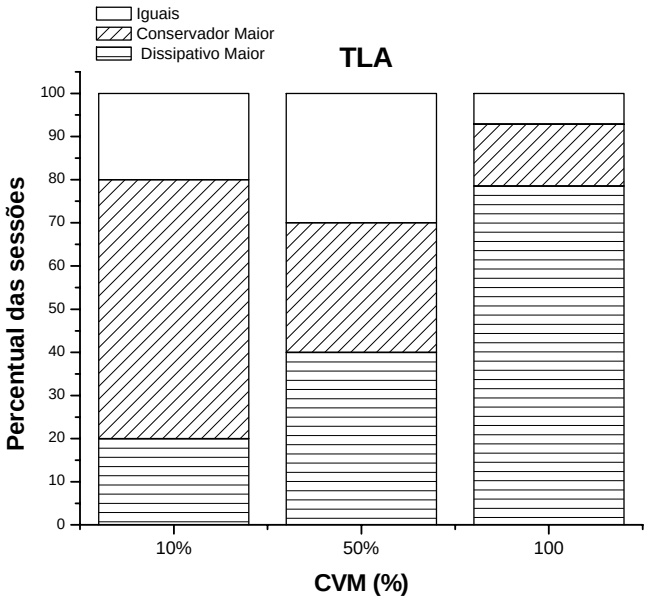


Figura 36. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o RMS da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o TLA, em 10%, 50% e 100% da CVM.

A análise das faixas de freqüências (IF1, IF2 e IF3) no PSD, mostrou àquela onde o número de sessões em que às diferenças entre os exercícios realizados com ação dissipativa e conservativa, prevaleceram. A faixa entre 40 e 60 Hz (IF2) foi a que apresentou maior número de diferenças, por isso foi escolhida para esta avaliação. O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício está apresentado na figura 37 para o BB, na figura 38 para o TLO e, na figura 39 para o TLA, nas três porcentagens de força analisadas.

O BB apresenta predominância no número de análises em que a atividade dissipativa é maior. No TLO e TLA, o número de sessões em que a freqüência IF2 do exercício dissipativo é maior, aumenta com a intensidade de força. Esses resultados são semelhantes ao do RMS, e a diferença se concentra na faixa entre 40 e 60 Hz.

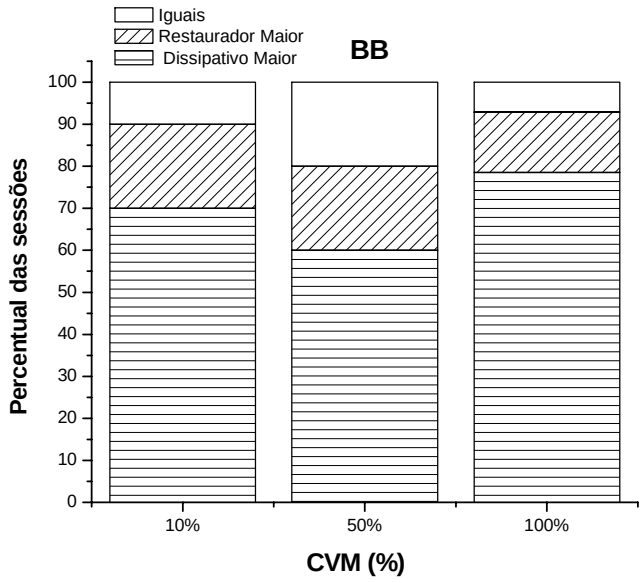


Figura 37. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o PSD, na faixa entre 40 e 60 Hz, da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o BB, em 10%, 50% e 100% da CVM.

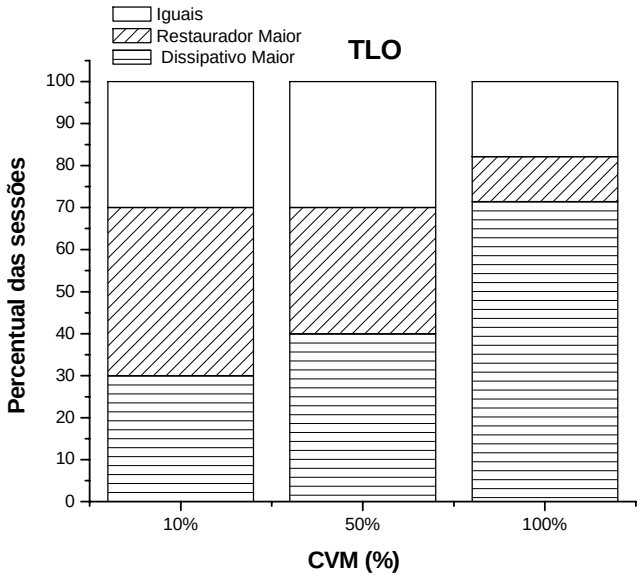


Figura 38. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o PSD, na faixa entre 40 e 60 Hz, da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o TLO, em 10%, 50% e 100% da CVM.

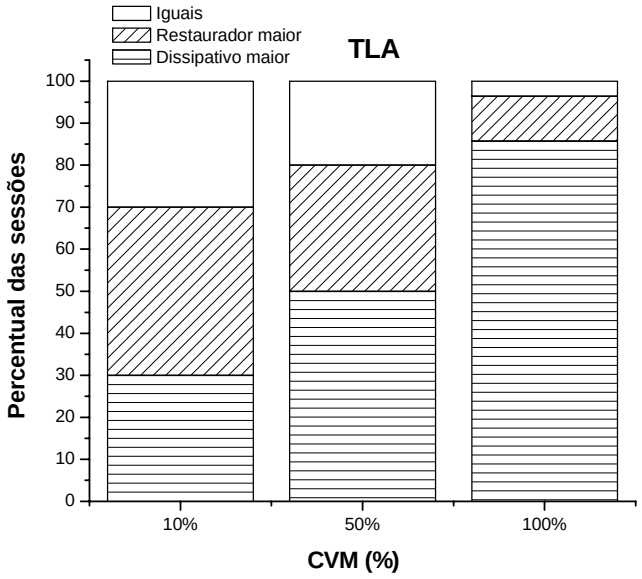
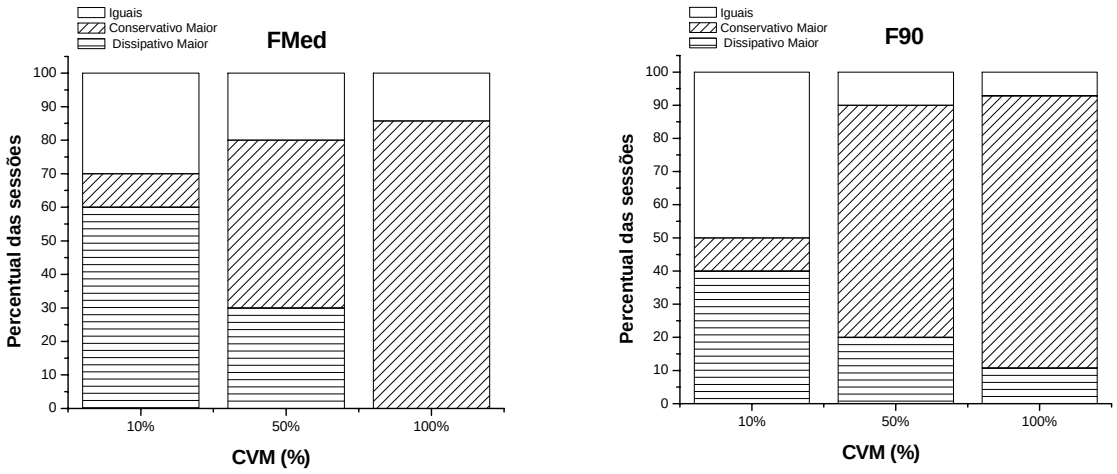


Figura 39. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que o PSD, na faixa entre 40 e 60 Hz, da atividade dissipativa ou conservativa predominou, para o TLA, em 10%, 50% e 100% da CVM.

O gráfico comparativo do percentual das sessões em que predominou um ou outro tipo de exercício, para a FMed e F90 na curva de SDF, está apresentado na figura 40 para o BB, na figura 41 para o TLO e, na Figura 42 para o TLA, nas três porcentagens de força analisadas.

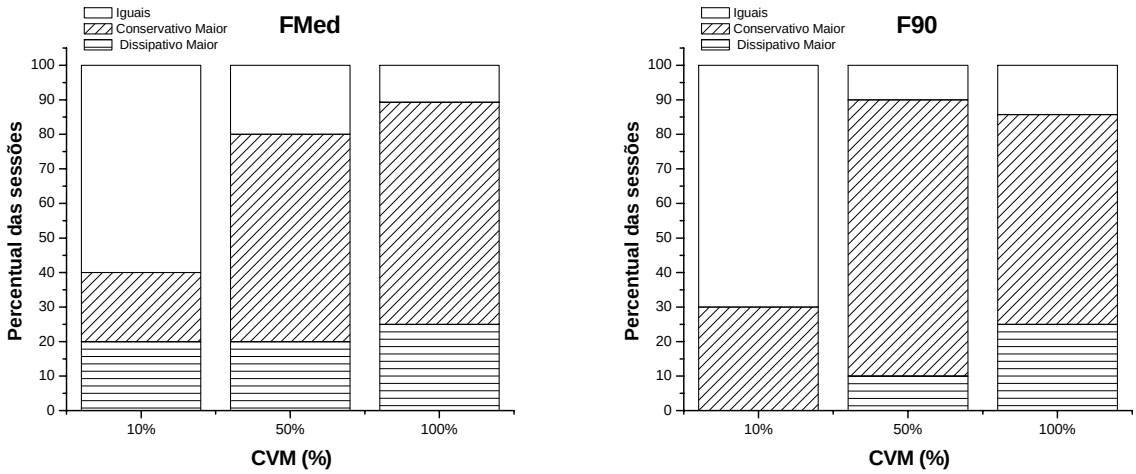
No BB o número de análises em que a FMed e F90 obtida na ação conservativa é maior, e aumenta com a intensidade de força. No TLO e TLA observa o maior número de análises com predominância dos exercícios com ação conservativa em 50% de CVM, principalmente na F90.

Neste contexto, em 50% e 100% da CVM, poderia inferir que ocorre maior estimulação das fibras musculares ativas durante as atividades realizadas em ação conservativa. Para o BB, esta diferença é mais evidente em 100% da CVM, enquanto no TLO e TLA, em 50% da CVM.



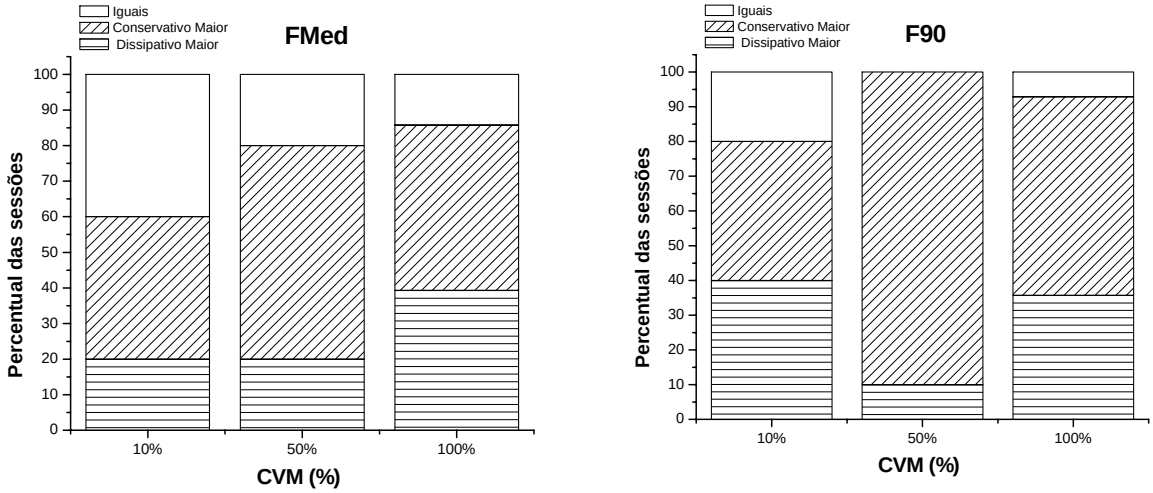
(A) **(B)**

Figura 40. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed (A) e F90 (B), para o BB, em 10%, 50% e 100% da CVM.



(A) **(B)**

Figura 41. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed (A) e F90 (B), para o TLO, em 10%, 50% e 100% da CVM.



(A) **(B)**

Figura 42. Gráfico comparativo do percentual das sessões, em que a intensidade da atividade dissipativa ou conservativa predominou na FMed (A) e F90 (B), para o TLA, em 10%, 50% e 100% da CVM.

Em síntese, dos parâmetros analisados (RMS, IF1, IF2 e IF3), o número de sessões em que o exercício dissipativo é maior, aumenta com a intensidade de força. Para a FMed e F90, o

número de sessões em que o exercício conservativo predomina ocorre, principalmente, em 50% e 100% da CVM. Para o BB essas diferenças são mais evidentes em 100% da CVM, e para o TLO e TLA, em 50% da CVM. Ressalta-se que essas observações foram maiores na análise na F90.

5.2. Diferença entre as curvas de PSD e SDF das ações dissipativas e conservativas

Da mesma forma com que foram calculadas as 100 diferenças possíveis para o RMS e demais parâmetros, se procedeu para as diferenças entre as curvas da SDF, obtidas a partir do exercício dissipativo e conservativo, para todos os sujeitos e sessões (no caso do PIM), nos três músculos analisados (BB, TLO e TLA). Isso foi possível pois a curva de SDF, por definição, representa a integral normalizada do espectro de potência. A idéia nesse procedimento é apresentar uma característica média para a curva de SDF, em cada músculo e para cada porcentagem de força, na tentativa de se estabelecer um padrão médio. No entanto, a curva média da SDF não permite uma avaliação direta do que ocorre em cada freqüência, pois significa a diferença dos valores acumulados. Assim, foi calculada a curva média de PSD, pela derivação da curva média de SDF, pois essa curva permite uma melhor avaliação das freqüências onde as diferenças são mais importantes.

As curvas médias da diferença da SDF, com seus respectivos erros padrões, obtida entre exercícios dissipativo e conservativo, podem ser observadas em 100% da CVM na figura 43, em 50% na figura 44 e, em 10% na figura 45; para cada músculo analisado.

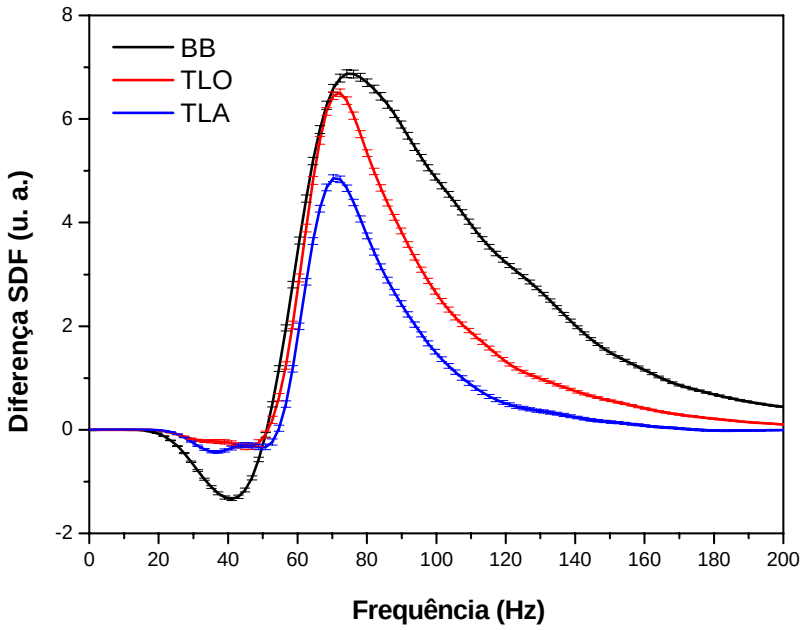


Figura 43. Curvas médias da diferença na SDF para o BB, TLO e TLA em 100% da CVM.

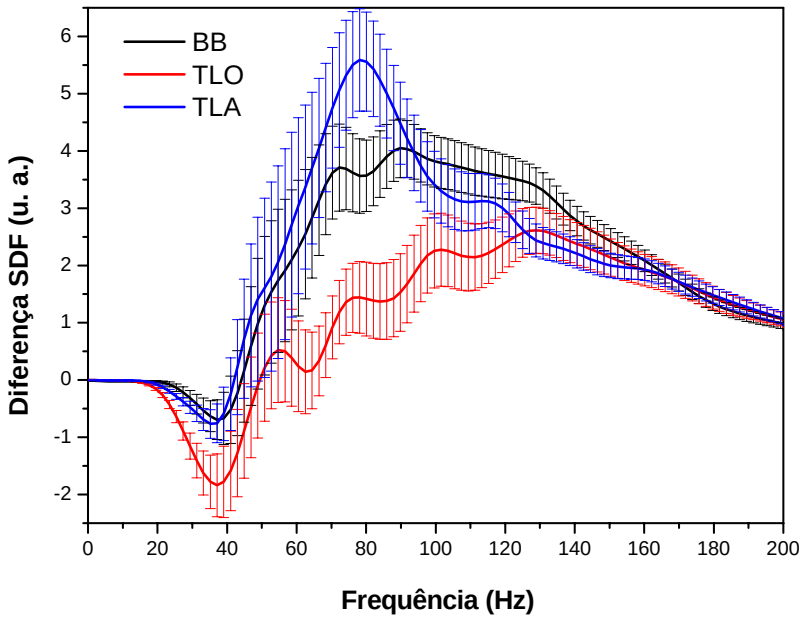


Figura 44. Curvas médias da diferença na SDF para o BB, TLO e TLA em 50% da CVM.

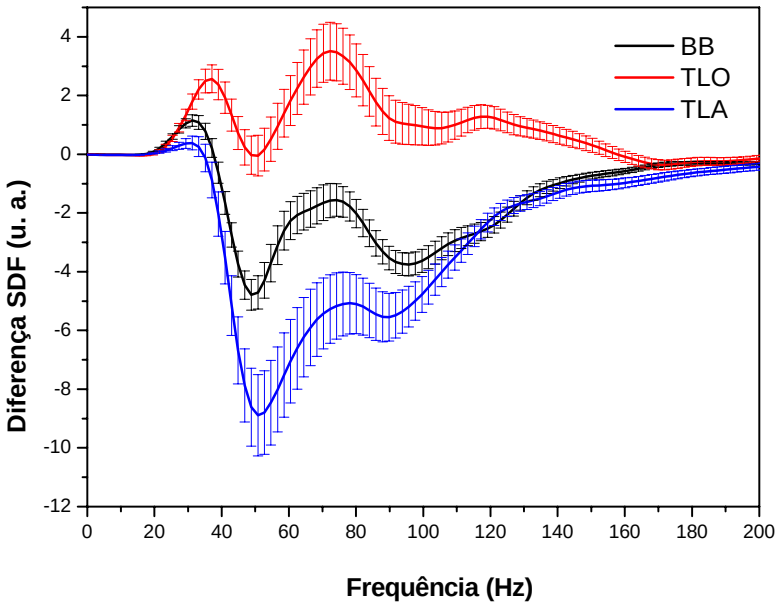


Figura 45. Curvas médias da diferença na SDF para o BB, TLO e TLA em 10% da CVM.

As curvas médias da diferença da PSD, obtida da derivação da curva de SDF, podem ser observadas em 100% da CVM na figura 46, em 50% na figura 47 e, em 10% na figura 48; para cada músculo analisado. Os erros padrões para as curvas de PSD não foram plotados, pois dificultaria a interpretação e, por estarem presentes na curva de SDF, já é possível avaliar as flutuações nas diferenças.

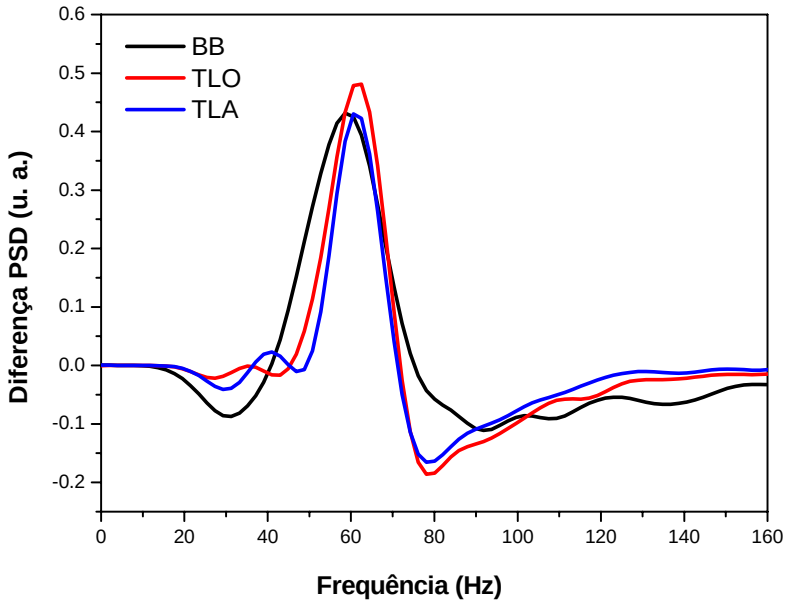


Figura 46. Curvas médias da diferença na PSD para o BB, TLO e TLA em 100% da CVM.

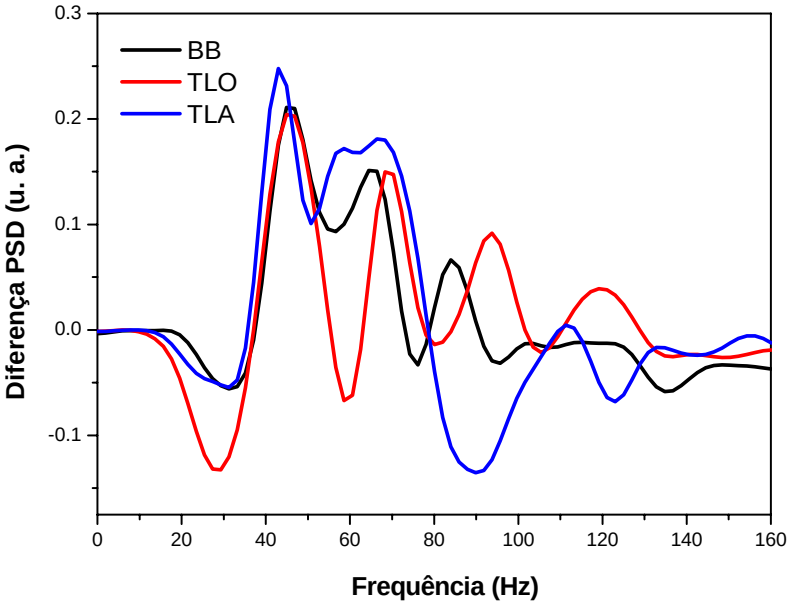


Figura 47. Curvas médias da diferença na PSD para o BB, TLO e TLA em 50% da CVM.

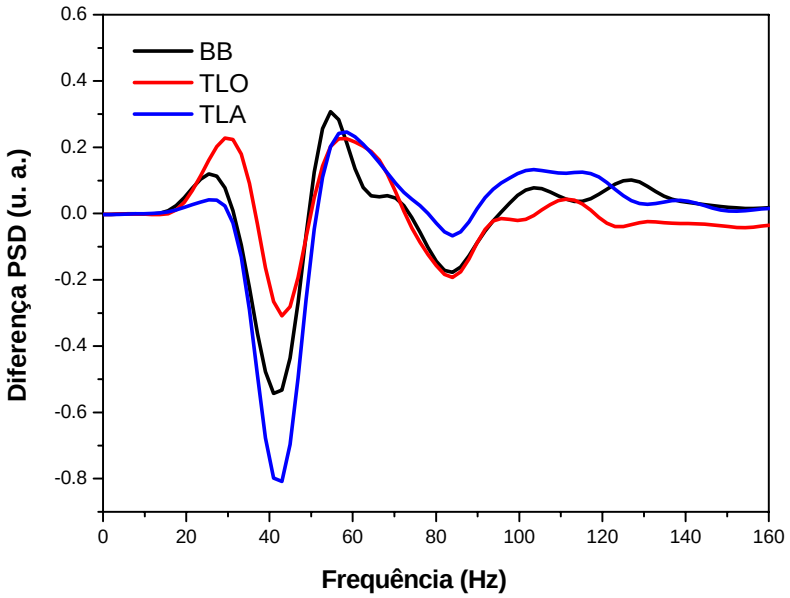


Figura 48. Curvas médias da diferença na PSD para o BB, TLO e TLA em 10% da CVM.

5.3. Análises dos dados por Técnicas de Visualização

As análises por técnicas de visualização, apresentadas neste item, visam confirmar os resultados obtidos anteriormente, em que os parâmetros do sinal EMG foram avaliados por métodos estatísticos. As técnicas de visualização utilizadas neste estudo foram as de Projeção Geométrica: Coordenadas Paralelas e Visualização Multidimensional no Espaço 3D (Viz3D).

5.3.1. Coordenadas Paralelas

Nesta técnica, a interpretação é facilitada pela estimativa imediata dos valores e importâncias dos atributos ao longo dos eixos, o que não ocorre em muitas outras técnicas (figura 49) (INSELBERG e DIMSDALE,1990). Para observar diferenças entre os dois tipos de exercícios, as

linhas que representam um exercício deverão seguir uma trajetória diferente do outro. Neste trabalho esta técnica é utilizada, principalmente, para identificar os atributos mais interessantes para as análises posteriores, pois os atributos em que as poligonais se misturam não são bons para diferenciar os exercícios. Assim, observando a trajetória das poligonais , é possível identificar qual apresenta as melhores características para a distinção entre os exercícios. No caso particular da figura 49, observa-se que o atributo F90 é o melhor para separar os exercícios dissipativo e conservativo. Inclusive, foi observado na maioria dos dados analisados, que os atributos FMed e F90, são os que separam melhor os dois tipos de exercícios realizados.

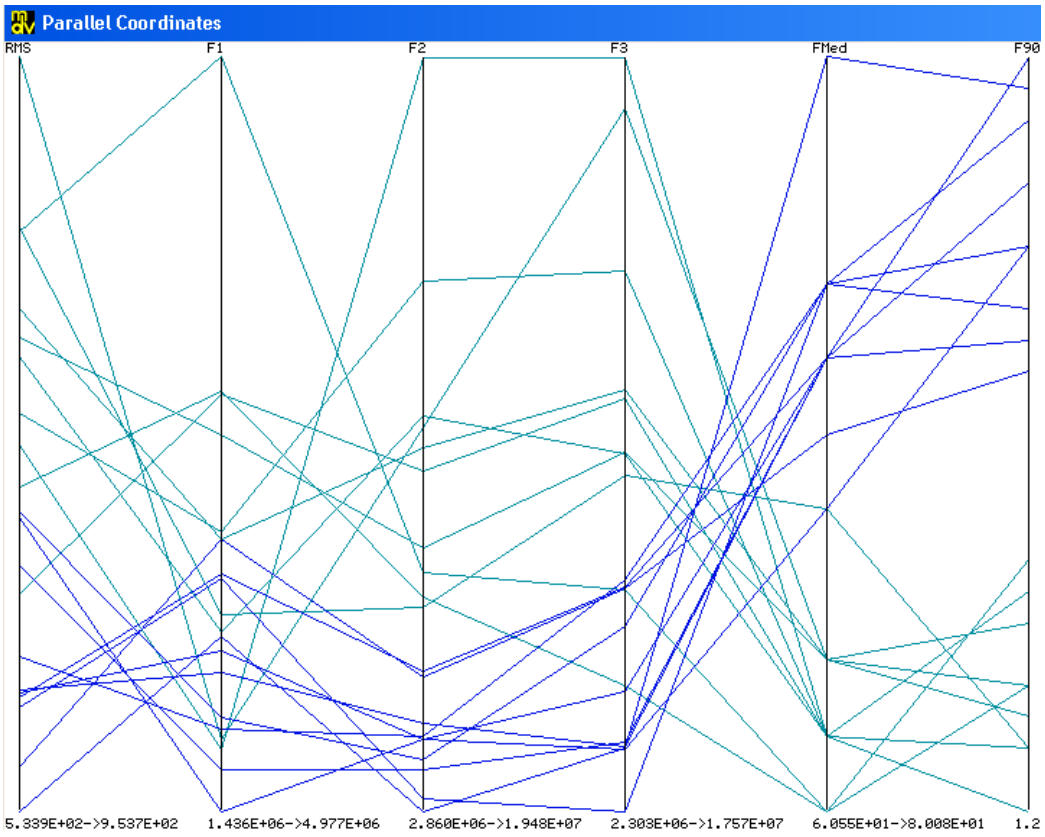


Figura 49. Visualização por coordenadas paralelas para um conjunto de dados com 20 registros e 6 atributos (Sujeito F, sessão 4, BB), em que cada eixo é rotulado com o nome de cada atributo. Observar que o último atributo (F90) é o que apresenta uma melhor separação entre os marcadores das duas classes, representadas em cores distintas.

Entretanto, a exibição simultânea de muitos registros fica comprometida, devido à intensa sobreposição das linhas. Além disso, o número de atributos que podem ser visualizados simultaneamente com a técnica, sem um congestionamento visual, depende da resolução e tamanho do vídeo (INSELBERG e DIMSDALE,1990), pois é muito difícil identificar estruturas e relacionamentos entre os dados quando os eixos ficam muito próximos entre si. Contudo, a técnica permitiu visualizar, nos conjuntos de dados obtidos, a possibilidade de uma avaliação global. Assim, ficou constatado que as análises não precisam, necessariamente, se restringir apenas ao conjunto de dados obtidos em uma sessão experimental, mas podem abranger a combinação de todas as sessões, para cada intensidade de força. Dessa forma, considera-se que os sujeitos e seus diferentes músculos, constituem atributos da mesma ação isométrica analisada. Assim, as análises foram realizadas de várias formas, em cada porcentagem de força (10%, 50% e 100% da CVM):

i) Análise em cada sessão experimental, para cada músculo: 20 registros e 6 atributos, como apresentado na figura 49. Neste caso, a pergunta é: há diferenças no conjunto de atributos do músculo analisado, em relação aos diferentes tipos de exercícios? Se houver, as linhas que representam um exercício deverão seguir uma trajetória diferente do outro. É também possível observar que os atributos em que as linhas se misturam não são bons para diferenciar os exercícios;

ii) Análise em cada sujeito, para cada músculo: para o PIM, 20 registros e 24 atributos (quatro sessões em cada sujeito); para o PIS, 20 registros e 6 atributos (uma sessão). Este é um aspecto interessante da técnica, pois não há problema em adicionar, nas colunas, outro conjunto de dados, por exemplo, as quatro sessões de um sujeito. Isso é possível, pois em cada coluna são plotados todos os valores originais, e o que se avalia, é se há uma trajetória distinta da linha poligonal para os diferentes exercícios. Assim, os atributos de outras sessões podem estar no mesmo conjunto de dados, tendo em mente que a pergunta que se

pretende responder é: há diferenças no conjunto de atributos do músculo escolhido, nas sessões realizadas no mesmo sujeito, em relação aos diferentes tipos de exercícios? A figura 50 mostra uma análise ilustrativa para um sujeito do PIM (20 registros e 24 atributos);

iii) Avaliação em cada sessão experimental (três músculos): 20 registros e 18 atributos. Neste caso, ressalta-se a potencialidade da técnica de coordenadas paralelas. Pode-se colocar nas colunas os atributos de outros músculos de uma mesma sessão, e verificar-se o conjunto de linhas relativo ao exercício dissipativo segue um caminho diferente daquelas do conservativo. Neste caso, procura-se avaliar se a diferença entre os exercícios pode ser verificada em termos globais para um sujeito, em uma sessão;

iv) Avaliação de cada sujeito (três músculos): para o PIM, 20 registros e 72 atributos (quatro sessões em cada sujeito); para o PIS, 20 registros e 18 atributos (uma sessão). Como no caso anterior, pode-se avaliar os três músculos também em diferentes sessões, e assim, analisar a diferença global, no sujeito. A Figura 51 mostra uma análise ilustrativa para um sujeito do PIM (20 registros e 72 atributos);

v) Avaliação em todos os sujeitos, para cada músculo: PIM, 20 registros e 168 atributos (sete sujeitos, quatro sessões e seis atributos); PIS, 20 registros e 60 atributos (dez sujeitos, uma sessão e seis atributos). Esta é uma forma mais global de análise, que possibilita observar em quais músculos as diferenças foram mais evidentes.

vi) Avaliação em todos os sujeitos e músculos: PIM, 20 registros e 504 atributos; PIS, 20 registros e 180 atributos. Esta análise possibilita avaliar a diferença na porcentagem de força analisada, de forma a responder a seguinte pergunta: a diferença entre os exercícios se manifesta no conjunto dos músculos para todos os voluntários, na mesma intensidade de força?

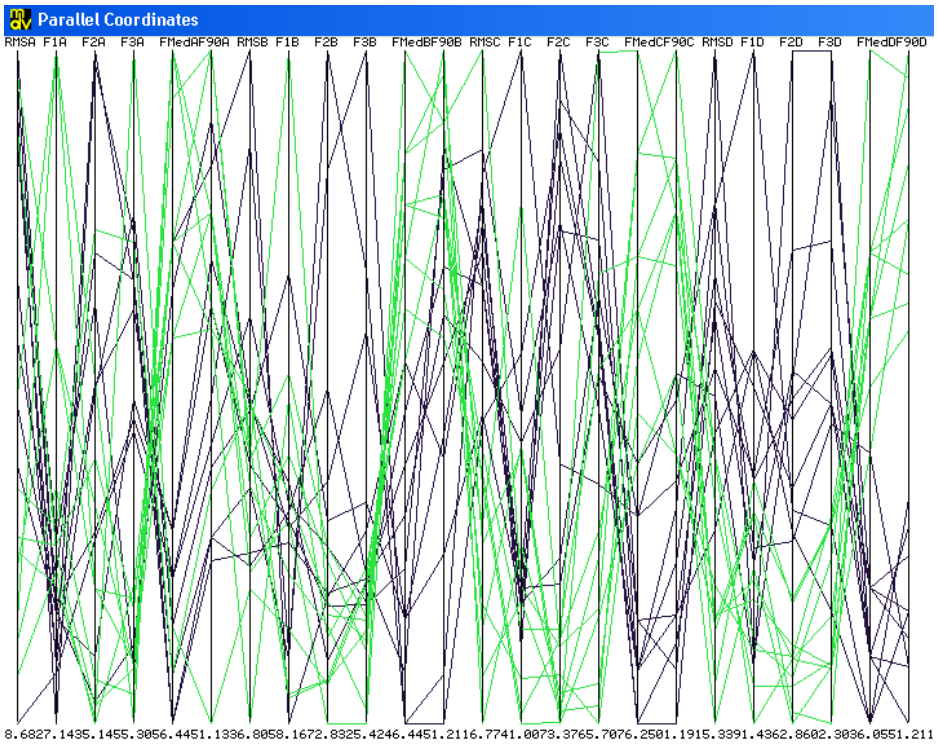


Figura 50. Visualização por coordenadas paralelas para um conjunto de dados com 20 registros e 24 atributos (Sujeito F, BB). Cada eixo é rotulado com o nome, o menor e o maior valor de cada atributo.

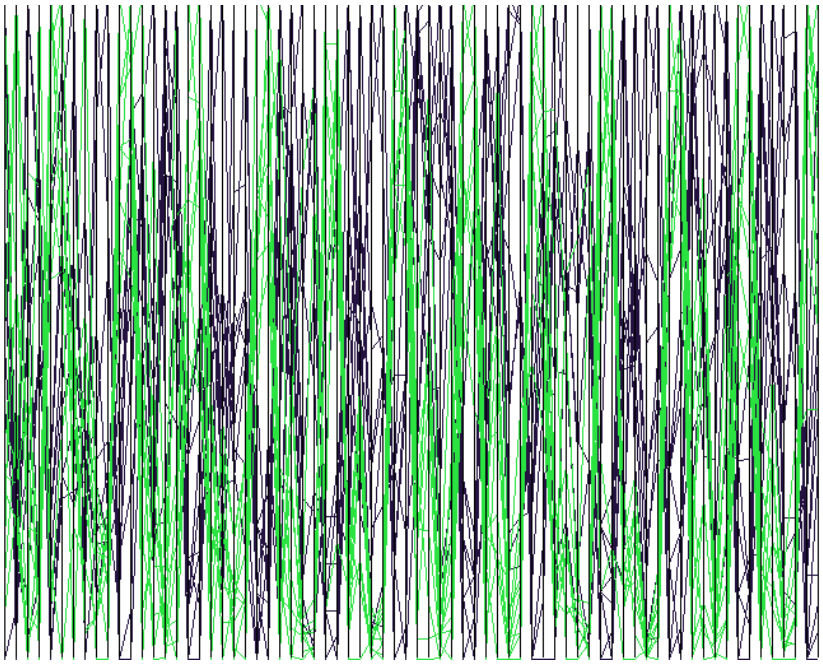


Figura 51. Visualização por coordenadas paralelas para um conjunto de dados com 20 registros e 72 atributos (Sujeito F).

Pode-se observar que a quantidade de registros não varia, são sempre 20, pois a questão fundamental deste trabalho é avaliar os dois tipos de ações isométricas. Dessa forma, se considerou que os sujeitos, e até mesmo músculos diferentes, constituem atributos do mesmo exercício analisado. A partir desta organização, o número de atributos visualizados simultaneamente foi aumentando. Mas, a técnica de coordenadas paralelas não é adequada para identificar estruturas e relacionamentos entre os dados com grande número de atributos, pois há um congestionamento visual, como foi mostrado na figura 51. Por isso, embora a técnica de coordenadas paralelas seja muito útil para o trabalho de pesquisadores, e permite avaliar e decidir quais atributos adotar, é difícil apresentar os resultados quando existem muitos atributos envolvidos. Assim, buscou-se uma outra maneira de realizar a análise visual; a visualização multidimensional no espaço 3D (*Viz3D*) (ARTERO e OLIVEIRA, 2004; ARTERO, 2005). Contudo, apesar de um parâmetro de EMG influenciar de uma forma mais ou menos importante, como observado anteriormente, buscamos analisar todo o conjunto de parâmetros obtidos, pelo *Viz3D*.

5.3.2. *Viz3D* – Visualização Multidimensional no Espaço 3D

O *Viz3D* é uma estratégia bastante simples de projeção de dados multidimensionais em um espaço 3D e, foi desenvolvido por Artero e Oliveira (2004), a partir do *RadViz* (Visualização Radial) (HOFFMAN, 1999), que é uma técnica que projeta dados multidimensionais em um espaço bidimensional. A técnica no *Viz3D* projeta dados multidimensionais em um espaço tridimensional, amenizando assim o efeito indesejado da excessiva sobreposição de pontos, típica de estratégias bidimensionais. A técnica consiste em uma alternativa interessante às técnicas convencionais de visualização e de redução de dimensionalidade, como a Análise de Componentes Principais (PCA), devido a sua simplicidade e baixo custo computacional. As projeções geradas no *Viz3D* têm

qualidade semelhante às obtidas com estratégias como o PCA, entretanto, o cálculo das projeções no *Viz3D* demanda tempos de processamento significativamente menores, o que torna a técnica conveniente para a manipulação interativa de grandes conjuntos de dados multidimensionais. É importante ressaltar que qualquer que seja a estratégia de projeção adotada, sempre haverá alguma perda de informação decorrente da projeção, sendo impossível preservar completamente a estrutura dos dados no espaço original. Ainda assim, visualizações de vários conjuntos de dados de alta dimensionalidade geradas com o *Viz3D,* revelaram-se bastante eficazes para identificar características de interesse em um conjunto de dados (ARTERO e OLIVEIRA, 2004; ARTERO, 2005).

A análise do conjunto de dados, usando os atributos: RMS, IF1, IF2, IF3, FMed e F90; na projeção pelo *Viz3D*, permitiu avaliar visualmente os agrupamentos formados pelos marcadores associados aos dois exercícios. Se os atributos definem características diferentes nos dois tipos de ação muscular realizada, então, resulta na separação dos *clusters*.

Nas figuras seguintes, estão distribuídos os resultados obtidos, onde "1" representa os *clusters* decorrentes dos marcadores obtidos com a ação dissipativa e, "2", para os da conservativa. Naqueles em que foi possível distinguir separação entre os *clusters*, foi traçado uma linha. Na figura 52, pode-se observar a projeção no *Viz3D* para um conjunto de dados de uma sessão experimental, com 20 registros e 6 atributos (o mesmo mostrado por coordenadas paralelas na Figura 49), para o BB, TLO e TLA; e na figura 53, para o mesmo conjunto de dados, mas para os três músculos. No apêndice C estão localizados os resultados dos demais sujeitos do PIM e no apêndice D para o PIS.

A projeção no *Viz3D*, para o conjunto de dados composto de todos os sujeitos, para o BB, TLO e TLA, está apresentada na figura 54. A matriz foi composta de 20 registros e 168 atributos, para o PIM; e, 20 registros e 60 atributos, para o PIS. A figura 55 mostra a análise na porcentagem de CVM, onde foram avaliados todos os sujeitos e músculos. Para o PIM, a composição matricial foi de 20 registros e 504 atributos; e para o PIS de 20 registros e 180 atributos.

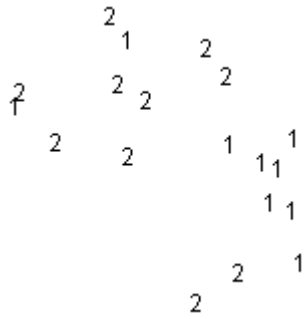
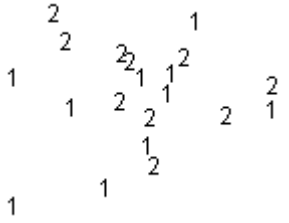
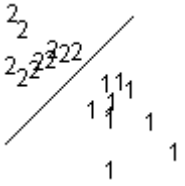
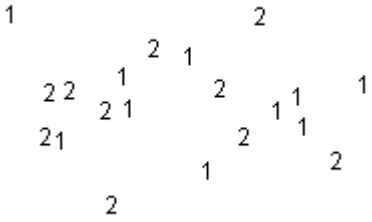
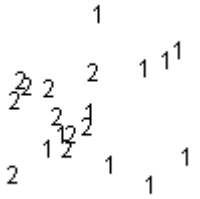
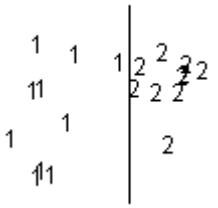
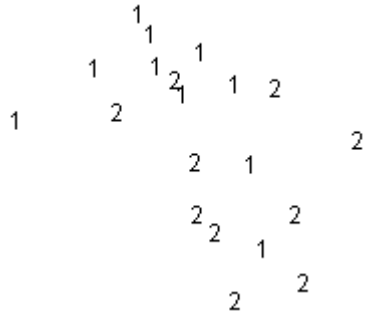
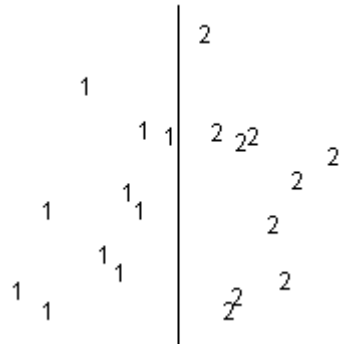
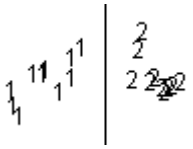
10% da CVM	50% da CVM	100% da CVM
 **BB**	 **BB**	 **BB**
 **TLO**	 **TLO**	 **TLO**
 **TLA**	 **TLA**	 **TLA**

Figura 52. Projeção no Viz3D, para um conjunto de dados de uma sessão experimental, com 20 registros e 6 atributos, para o BB, TLO e TLA.

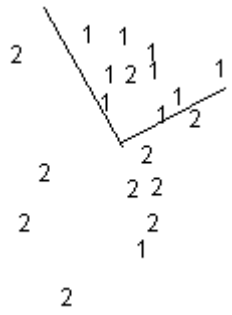
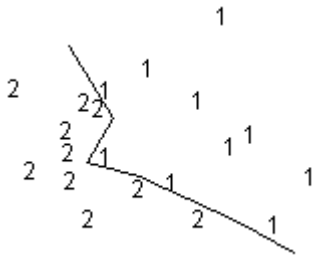
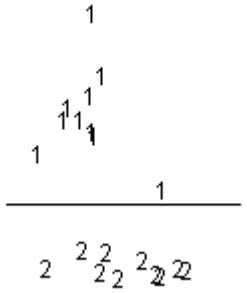
10% da CVM	50% da CVM	100% da CVM
		

Figura 53. Projeção no Viz3D, para um conjunto de dados de uma sessão experimental, com 20 registros e 18 atributos. Avaliação no sujeito.

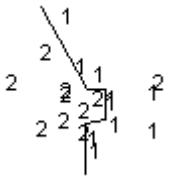
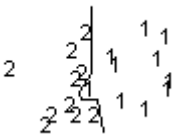
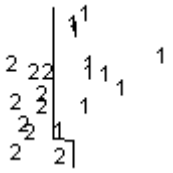
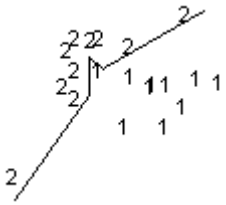
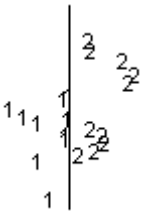
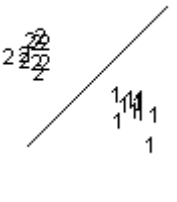
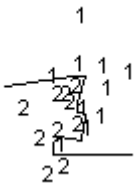
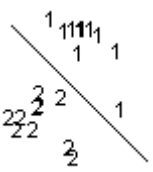
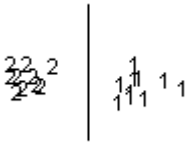
10% da CVM	50% da CVM	100% da CVM
		
BB	**BB**	**BB**
		
TLO	**TLO**	**TLO**
		
TLA	**TLA**	**TLA**

Figura 54. Projeção no Viz3D, para o conjunto de dados composto de todos os sujeitos, para o BB, TLO e TLA. Em 10% e 50%, 20 registros e 60 atributos, em 100%, 20 registros e 168 atributos.

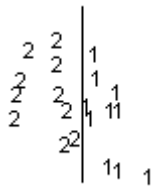
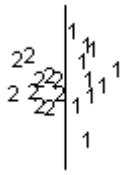
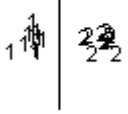
10% da CVM	50% da CVM	100% da CVM
		

Figura 55. Projeção no Viz3D, para o conjunto de dados composto de todos os sujeitos e músculos. Avaliação na porcentagem de CVM. Em 10% e 50%, 20 registros e 180 atributos e em 100%, 20 registros e 504 atributos.

Através desta técnica de análise de projeção 3D, pode-se avaliar visualmente a distância intra-*clusters* e inter-*clusters*, para os registros, nos atributos analisados (RMS, IF1, IF2, IF3, FMed e F90). Se os atributos definem características diferentes nos dois tipos de exercícios, então, resulta na separação dos *clusters*. Assim, quanto maior a separação entre eles, maior a diferença revelada pelo conjunto de atributos. Também, quanto menor a distância intra-*clusters*, maior a coerência do conjunto de dados. Então, nesse trabalho, se espera *clusters* pequenos, bem definidos e com grande separação. O que é de fato observado em alguns casos, especialmente no conjunto de dados obtido em 100% da CVM, para todos os músculos e indivíduos, mostrados na figura 55.

A análise em uma sessão permite identificar diferenças em alguns sujeitos e músculos, sendo mais evidentes em 100% da CVM. Entretanto, nesta forma de análise os resultados apresentam grande distância intra-*clusters* (dispersão), mesmo quando possuem uma distância inter-*clusters* considerável.

A vantagem deste método de análise é permitir a combinação entre sessões e sujeitos diferentes, que possibilitou analisar em qual músculo as diferenças entre as atividades foram mais evidentes. Em 10% da CVM, o TLO foi o que apresentou o melhor resultado, embora pouco

expressivo. Para 50% da CVM, o TLA foi o que obteve a maior distância inter-*clusters*, mas com razoável distância intra-*clusters*. Em 100% da CVM, o TLO e TLA apresentaram as melhores separações e definições dos *clusters* entre os dados analisados. Eles apresentaram pequena distância intra-*clusters* com grande distância inter-*clusters*.

Também é muito importe a análise global, que envolve os três músculos analisados, porque identifica em qual porcentagem de força encontraram-se as maiores diferenças entre os grupos analisados. Dessa forma, observou que as diferenças foram aumentando com a elevação da porcentagem de força. Com 10% e 50% de intensidade da força, houve pequena separação entre os dois grupos e, em 10% a dispersão foi mais evidente (distância intra-*cluster* muito grande). Em 100% da CVM ocorre uma ótima separação entre os exercícios, o que é comprovado com pequena distância intra-*clusters* e a grande distância inter-*clusters*, que caracterizam grupos bem coesos e distintos. Esses resultados são importantes porque estão de acordo com as análises estatísticas anteriores, que revelaram maiores diferenças entre ações isométricas, com contração dissipativa e conservativa, em níveis máximos de força.

6. DISCUSSÃO

Na literatura existem diversas abordagens sobre a ação muscular durante contrações dinâmicas, concêntricas e excêntricas, em diferentes grupos musculares. A preferência por este tema é natural, pois está presente a ação proprioceptiva, relacionada a movimentos característicos de determinadas atividades. Já é bem conhecido que nesses exercícios, a ação muscular, a produção de força (BERNARDI; SOLOMONOW; BARATTA, 1997; KOSSEV; CHRISTOVA, 1998; LINNAMO; BOTTAS; KOMI, 2000; LINNAMO, 2002; LINNAMO et al., 2003; RAYNOLD et al., 1999; SBRICCOLI et al., 2003) e os sinais cerebrais relacionados ao planejamento do movimento (FANG et al., 2001), são diferentes.

A contração muscular isométrica também vem sendo estudada recentemente. Alguns autores (HAMILTON et al., 2004; JONES et al., 2002; MANJARREZ et al., 2005) documentaram que em uma tarefa de manutenção da força isométrica, ocorre uma variação aleatória na força desenvolvida, ou seja, o indivíduo não consegue manter a mesma força sempre constante. Esse efeito também foi observado neste trabalho (figura 10), onde ocorre dificuldade em manter a força ou a posição constante. Esses processos aleatórios estão associados ao funcionamento de neurônios e sinapses da medula espinhal, e contribuem para a variabilidade no controle de uma força mantida e para a variabilidade nos reflexos corretivos gerados por perturbações externas ou internas.

Duas situações de contração mantida isometricamente foram denominadas, neste trabalho, de dissipativa e conservativa. A ação isométrica dissipativa (figura 9A) apresenta

tendência à contração concêntrica; e a conservativa (figura 9B), um importante componente excêntrico. Essas ações foram analisadas no músculo bíceps braquial (BB), tríceps longo (TLO) e tríceps lateral (TLA), sendo nossa principal abordagem, a avaliação de diferenças inerentes aos aspectos fisiológicos musculares, implicados no tipo de contração muscular isométrica.

A análise da intensidade do sinal EMG foi obtida no domínio do tempo pelo cálculo do RMS, e no domínio da freqüência pela avaliação da densidade espectral de potência (PSD). Essas análises apresentaram resultados equivalentes, porém na PSD foi possível identificar a faixa de freqüência em que o número de diferenças entre os exercícios foi maior. Para a maioria das análises no PSD, as diferenças se concentraram entre 40 e 60 Hz (figura 37 para o BB, figura 38 para o TLO e figura 39 para o TLA). No músculo BB, obteve-se maiores diferenças para a ação dissipativa, nos três níveis de força. Para o TLO e TLA, o número de sessões em que o exercício dissipativo é maior, aumenta com a intensidade da força, sendo largamente superior a do conservativo em 100% da CVM. No entanto, esses músculos apresentaram resultados contrários em 10% da CVM, com diferenças ligeiramente maiores para a ação conservativa. De uma forma geral, pode-se afirmar que a intensidade do sinal EMG foi maior nos exercícios dissipativos, sendo que essa predominância varia em algumas situações. Intensidade do sinal EMG superior está relacionada à maior ativação muscular, e assim, pode-se inferir que no exercício dissipativo ocorre maior ativação muscular, em comparação ao conservativo. Essas diferenças ocorreram com mais freqüência nas análises em 100% da CVM. Os resultados em que a atividade conservativa foi superior podem estar relacionados à variação no recrutamento muscular em níveis baixos de força, no TLO e TLA.

Analisando situações semelhantes, alguns autores (HUNTER et al., 2002; HUNTER E ENOKA, 2003; HUNTER et al., 2003) observaram que a atividade EMG média foi maior na atividade de força mantida (denominado neste trabalho de dissipativo), em comparação

com a de manutenção da posição (aqui denominado de conservativo), mas em condições de fadiga muscular. Sendo que no início da atividade, ou seja, em uma situação sem a instalação da fadiga muscular, essas diferenças não foram encontradas.

Na análise da freqüência do sinal EMG, se obteve a FMed e a F90, pela função de distribuição espectral (SDF). Para o BB, o número de análises em que a FMed e F90 obtida com o exercício conservativo é maior que a obtida com o dissipativo, aumenta com a intensidade de força. Para o TLO e TLA, as diferenças a favor desta atividade são maiores em 50% da CVM. Essa análise está relacionada ao nível de estimulação de fibras musculares ativas. Dessa forma, pode-se inferir que no exercício conservativo ocorre maior freqüência de estimulação de fibras musculares ativas, em comparação ao dissipativo.

Esses resultados são semelhantes aos observados por Motram et al. (2005), que analisando uma situação análoga, mas sob condições de fadiga muscular, mostraram que os ajustes na taxa de disparo e recrutamento de UM adicionais foram maiores na atividade de sustentação de um peso (conservativo), em comparação com a realizada contra um aparato rígido (dissipativo). Entretanto, também não foram observadas diferenças entre as ações sem a instalação da fadiga.

Este trabalho demonstrou que as principais diferenças encontradas entre os dois tipos de contrações realizadas, foram em níveis máximos de força. E, devido aos demais trabalhos encontrados na literatura em situações semelhantes, terem sido realizados em níveis de força reduzidos (entre 10 e 20% da máxima) e sob condições de fadiga, procuramos também interpretar nossos resultados usando os conceitos aplicados aos exercícios concêntricos e excêntricos. Em estudos da atividade elétrica dos músculos do membro superior, alguns autores relatam que foi observado maior nível de atividade muscular na contração concêntrica (KOSSEV; CHRISTOVA, 1998; LINNAMO, et al., 2003; RAYNOLD, et al., 1999). Isto estaria em concordância com nossos

resultados, pois foi observada maior ativação muscular na atividade dissipativa. As diferenças observadas em níveis baixos de força, com ativação muscular maior na ação conservativa, poderiam ser atribuídas ao efeito dos antagonistas, apesar de serem discretas. O padrão de recrutamento pode ser diferente nesses níveis de força. É importante relatar que esses autores analisaram a atividade concêntrica e excêntrica em 80° da amplitude de movimento da articulação do cotovelo, em baixas velocidades. Nesta posição angular e em baixa velocidade, essas comparações podem ser realizadas, uma vez que em nosso estudo foi utilizado 90°.

De maneira geral, pode-se dizer que os exercícios dissipativos apresentaram maior ativação muscular e maior ativação de fibras de contração lenta, como o que ocorre com a contração concêntrica. Já o conservativo, apresentou menor ativação muscular e maior ativação de fibras de contração rápida, como se verifica para exercícios excêntricos.

A análise visual, pelo *Viz3D* confirmou esses resultados com a vantagem de poder incluir todos os dados do nosso experimento numa mesma avaliação. Para cada músculo e em uma única sessão, os resultados obtidos com essas análises mostram que as diferenças são relativamente discretas. Quando se faz uma avaliação para cada músculo e em todos os sujeitos, verifica-se que os músculos TLA e TLO são aqueles onde as diferenças são mais evidentes. No entanto, deve ser lembrado que suas participações no exercício, deduzida pela intensidade de ativação, é muito menor que o BB. E, essa avaliação não está de acordo com os resultados obtidos com as análises anteriores, onde as principais diferenças foram encontradas para o BB, principalmente em 100% da CVM. Deve-se lembrar que o *Viz3D* faz uma combinação de todas as variáveis e, embora as diferenças sejam pequenas, difíceis de serem detectadas pelos métodos tradicionais de estatística, se tornam evidentes.

Por meio dessas análises, verifica-se também que o nível de força é determinante, onde foram avaliados todos os sujeitos e músculos. Nessas análises, em 100% da

CVM, pode-se afirmar que se trata de conjunto de dados com características completamente distintas. Esta técnica permitiu enriquecer o trabalho com uma análise global, incluindo os diferentes músculos de vários sujeitos, como mostra a figura 55. Portanto, pode-se afirmar que os exercícios dissipativos possuem características distintas dos conservativos, em todos os níveis de força, apesar disso não ocorrer em alguns parâmetros de EMG. E, o aumento das diferenças com o nível de força ficou bastante evidente nas análises realizadas.

As diferenças encontradas entre contrações isométricas distintas, podem estar relacionadas à condição que cada ação isométrica impõe. No caso dissipativo, a solicitação é fazer força, e não há um refinamento na execução do exercício. Em vista desta questão, fica claro que a atividade muscular deve ser maior que a obtida com a ação conservativa. Já no conservativo, não é somente o ato de fazer força que está implicado na ação muscular, mas, provavelmente a precisão imposta em sua execução. Neste tipo de exercício isométrico pode ocorrer um maior controle muscular, que se reflete na maior freqüência de estimulação de fibras musculares ativas, quando comparado ao dissipativo. Além disso, durante o exercício excêntrico, o potencial cortical relacionado ao movimento é mais expressivo, quando comparado ao concêntrico (FANG Y, 2001). E, por assumir que a ação conservativa apresenta tendência à excêntrica, um maior controle muscular e planejamento do movimento podem ocorrer nesta ação isométrica, que se reflete em maior feedback com o sistema nervoso periférico.

Em vista dessas abordagens, nós acreditamos que os exercícios apresentados possam ser prescritos de acordo com os objetivos propostos em um programa de treinamento. Na reabilitação, quando o objetivo é ganho de força muscular, a atividade realizada com ação dissipativa pode apresentar melhores resultados. Já, quando o objetivo é aprimorar o controle motor ou coordenação muscular, a atividade realizada com ação conservativa pode apresentar resultados mais interessantes.

7. CONCLUSÃO

A proposta deste trabalho foi de estudar a atividade mantida isometricamente, em duas situações distintas, denominadas de dissipativa e conservativa, através da análise do sinal eletromiográfico (EMG). Este estudo demonstrou experimentalmente que os sinais de EMG são diferentes em função do tipo de ação muscular isométrica imposta durante as atividades, em condições não fadigantes. Os parâmetros utilizados: RMS, IF1, IF2, IF3, FMed e F90; permitiram não só identificar que os exercícios são diferentes, mas também inferir sobre a origem destas diferenças. Os resultados nos levam a supor que as diferenças estão associadas ao padrão de ativação muscular e ao controle motor desenvolvido e, também nos permite inferir que ocorreram diferenças em relação ao tipo de fibra muscular recrutada de forma predominante, durante a execução de uma ou outra atividade.

As técnicas de visualização por coordenadas paralelas e *Viz3D* mostraram que os parâmetros mais adequados para as análises são a FMed e a F90. No entanto, consideramos de grande importância analisar todos os parâmetros abordados. Dessa forma, essa técnica apresentou grande potencialidade para o estudo dos sinais de EMG, permitindo afirmar que os exercícios apresentam características diferentes. Especialmente, por possibilitar incluir os parâmetros de diferentes sujeitos e músculos como atributos dos exercícios, resultando numa avaliação globalizada.

Em suma, os resultados alcançados com essa pesquisa, e àqueles abordados por demais pesquisadores (HUNTER et al., 2002; HUNTER; ENOKA, 2003; HUNTER et al., 2003;

MALUF; ENOKA, 2005; MOTRAM et al., 2004; MOTRAM et al., 2005; MOTRAM et al., 2006), contribuem para a compreensão dos aspectos fisiológicos do controle motor e até mesmo neurofisiológico, por parte do conjunto de motoneurônios que inerva o músculo, quando estimulados diferentemente. Adicionalmente, esse conhecimento pode ser importante para diversos pesquisadores que utilizam protocolos isométricos, para que analisem cuidadosamente e descrevam adequadamente o protocolo de execução, para que esse não seja um fator limitante à repetibilidade experimental. E, acreditamos que na reabilitação clínica, em pacientes que apresentam dificuldades de movimento, a realização de exercícios isométricos deve levar em consideração os objetivos que se espera ao final do programa de tratamento. No entanto, esta é uma questão que necessita ser abordada melhor, ficando como sugestão para trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A.C. (1996). *Fundamentos biomecânicos para análises do movimento humano*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica / USP.

_____. (2002). *Esporte e atividade física*: interação entre rendimento e saúde. São Paulo: Manole.

ARTERO, A. O.; OLIVEIRA, M. C. F. (2004). Viz3D: Effective Exploratory Visualization of Large Multidimensional Data Sets. *Proc. XVII Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing,* p.340-347.

ARTERO, A. O. (2005). *Estratégias para apoiar a detecção de estruturas em visualizações multidimensionais perceptualmente sobrecarregadas*. 160p. Tese (Doutorado em Ciências) - Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação ICMC-USP, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

BENDAT, J. S.; PIERSOL, A. G. (1986). *Random Data*. New York, Wiley.

BERNARDI, M.; SOLOMONOW, M.; BARATTA, R. V. (1997) Motor unit recruitment strategy of antagonist pair during linearly increasing contraction. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, New Orleans, v.37, p.3-12.

BERNARDI, M. et al (1996). Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. *European Journal Applied Physiology*, Berlim, v.74, n.1/2, p.52-59, Aug.

_____. (1999). Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.9, n.2, p.121-130, Apr.

BILODEAU M. et al. (1996). Normality and stationarity of EMG signal of elbow flexor muscles during ramp and step isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.7, n.2, p.87-96, June.

BROMAN H, BILOTTO, G.; DELUCA, C. J. (1985). Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *Journal of Applied Physiology*, New Orleans, v.58, p.1428-1437.

CHARLTON, I. W.; JOHNSON, G. R. (2001). Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb. *Journal of Biomech*anics, New York, v.34, n.9, p.1209–1216, Sept.

COLLIANDER, E.; TESCH, P. (1989). Bilateral eccentric and concentric torque of quadriceps and hamstring muscles in females and males. *European Journal Applied Physiology*, Stockholm, v.59, n.3, p.227-232, Oct.

DE LUCA, C.J. (1979). Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, New York, v.BME-26, n.6, p.313-325.

DE LUCA, C.J. et al. (1982). Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.329, p.113-128.

DE LUCA, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, Champaign, v.13, n.2, p.135-163, May.

_____. (2002). *Surface electromyography*: detection and recording. DelSys Incorporated.

DE LUCA, C.J. et al. (2006). Decomposition of surface EMG signals. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.96, p.1646-1657.

ENOKA, R.M. (1995). Morphological features and activation patterns of motor units. *Journal of Clinical Neurophysiology*, New York, v.12, n.6, p.538–559, Nov.

ENOKA, R. M.; FUGLEVAND, A. J. (2001). Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle and Nerve*, New York v.24, n.1, p. 4-17, Jan.

FANG Y. et al. (2001). Greater movement related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *Journal of Neurophysiol*, v.86; p.1764-1772.

FARINA, D. et al. (1999). Two methods for the measurement of voluntary contraction torque in the biceps brachii muscle. *Medical Engineering Physical,*v.21, p.533-40.

FARINA, D.; MERLETTI, R. (2000). Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.10, n.5, p.337-350, Oct.

FARINA, D.; FOSCI, M.; MERLETTI, R (2002). Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology*, Massachusetts, v.92, p.235-47.

FRERIKS, B.; HERMENS, H. J. (CD-rom) (1999). *Seniam*: European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development.

GARLAND S. et al (1996). Motor unit activity during human single joint movements. *Journal of Neurophysiology*, London, v.76, n.3, p.1982-1990, Sept.

GEDES, L. A. (1972). *Electrodes and the measurement of bioelectric events*. New York: Wiley.

HAMILTON, A. F. C; JONES, K. E.; WOLPERT, D. M. (2004). The scaling of motor noise with muscle strength and motor unit number in humans. *Experimental Brain Research*, v. 157, p. 417-430.

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

HERMENS, H. J. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.10, n.5, p.361-374, Oct.

HOFFMAN, P. E. (1999) *Table Visualizations: A Formal Model and its Applications.* Academic Dissertation. Computer Science Department, University Of Massachusetts, Lowell.

HUNTER, S. K. et al (2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.88, p.3087-3096.

HUNTER, S. K.; ENOKA, R (2003) Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans. *Journal of Applied Physiology*, Massachusetts, v.94, p.108-118, Sep.

HUNTER, S. K. et al (2003). Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology*, Massachusetts, v.94, p.2439-2447, Jan.

INSELBERG, A.; DIMSDALE, B. (1990). Parallel Coordinates: A Tool for Visualizing Multidimensional Geometry. *Proc IEEE Visualization*, p.361-375.

IVANOVA, T.; GARLAND, S.; MILLER, K. (1997). Motor unit recruitment and discharge behavior in movements and isometric contractions. *Muscle and Nerve*, London, v.20, n.7 p.867-874, July.

JONES, K. E.; HAMILTON, A. F. C.; WOLPERT, D. M. (2002). Sources of signal-dependent noise during isometric force production. *Journal of Neurophysiology*, v. 88; p.1533-1544.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. (1995). *Histologia básica*. 8.ed. São Paulo: Guanabara Koogan.

KAY, D. (2000). Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.10, n.6, p.425-431, Dec.

KANDA, K.; HASHIZUME, K. (1992). Factors causing difference in force output among motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. *Journal and Physiology*, London, v.448, n.1, p.677-695**,** Mar.

KOSSEV, A.; CHRISTOVA, P. (1998). Discharge pattern of human motor units during dynamic concentric and eccentric contractions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Sofia, v.109, n.3, p.245-255, June.

KRIVICKAS, L. S. et al. (1996). Spectral analysis during fatigue: Surface and fine wire electrode comparison. *Journal Physical Medicine*, v.75, p.15-29.

KUKULKA, C. G.; CLAMANN, H. P. (1981). Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Research*, Amsterdam, v.219, n.1, p.45–55, Aug.

LINNAMO, V.; BOTTAS, R.; KOMI, P. V. (2000). Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.10, n.5, p.293-300, Oct.

LINNAMO, V. (2002). *Motor unit activation and force production during eccentric, concentric and isometric actions*. 60p. Academic Dissertation. Neuromuscular Research Center, Department Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Jyväskylä, 2002.

LINNAMO, V. et al (2003) Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.13, n.1, p.93-101, Feb.

MANJARREZ, E.; HERNÁNDEZ-PAXTIÁN, Z. J.; KOHN, A. F. (2005). A spinal source for the synchronous fluctuations of bilateral monosynaptic reflexes in cats. *Journal of Neurophysiology*, v.94; p.3199-3210.

MALUF, K. S.; ENOKA, R. M. (2005). Task failure during fatiguing contractions performed by humans. *Journal of Applied Physiology*, Massachusetts,v. 99, p.389-396.

MERLETTI R.; KNAFLITZ M.; DE LUCA, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, Massachusetts, v.69, n.5, p.1810-1820, Nov.

MOTTRAN, C. J. et al. (2004). Motor-unit activity differs wit load type during a fatiguing contraction. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.93, p.1381-1392, Oct.

_____. (2005). Frequency modulation of motor unit discharge has task dependent effects on fluctuations in motor output. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.94, p.2878-2887, Jul.

_____. (2006). Prolonged vibration on the biceps brachii tendon reduces time to failure when maintaining arm position with a submaximal load. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.95, p.1185-1193, Nov.

NARDONE, A.; SCHIEPPATI, M. (1988). Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *Journal of* P*hysiology,* London, v.395, n.1, p.363-381, Jan.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. (2001). *Biomecânica básica do sistema musculoesquelético*. Tradução de Antônio Carlos Martins Pedroso. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

OTA, L. S. *Análise da relação entre eletromiografia e força do músculo quadríceps em exercícios resistidos.* 170p. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Programa Interunidades EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

PRENTICE, W. E.; VOIGHT, M. L. (2003). Técnicas em reabilitação músculo esquelética. Tradução de Terezinha Oppido e Maria Alice Quantim Barbosa de Araújo. São Paulo: Manole.

RAYNOLD, A. et al (1999). Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.9, n.2, p.105-119, Apr.

SALE, D. G. (1987). Influence of exercise and training on motor unit activation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Baltimore, v.15, p.95-151.

SANCHES, J. H. et al (1993). Control strategies of the elbow antagonist muscle pair during linearly and stepwise increasing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.391, n.1, p.33-40.

SBRICCOLI, P. et al (2003). Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.13, p.139–47.

STEIN, R. B. et al. (1995). Analysis of short-latency reflexes in human elbow flexor muscles. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.73, p.1900-1911.

SOGAARD, K. et al (1996). Motor control and kinetics during low level concentric and eccentric contractions in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Copenhagen, v.101, n.5, p.453-460, Oct.

YAAR, N.; NILES, L. (1989). Influence pattern power spectrum analysis in neuromuscular disorders. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Copenhagen, v.460, p.473-484.

VAN EIJDEN, T. M. G. J. et al (1986). A mathematical model of the patellofemoral joint. *Journal of Biomechanics*, New York, v.19, n.3 p.219-229.

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido para participação no trabalho de pesquisa.

Estudo de exercícios excêntricos, concêntricos e isométricos com diferentes resistências

As informações aqui contidas e fornecidas por **Emanuele Moraes Mello,** aluna do Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC – USP/São Carlos, têm por objetivo firmar acordo escrito com o voluntário que participa da pesquisa, autorizando sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos que irá se submeter.

1. Antes da realização dos ensaios experimentais, será solicitado ao voluntário o preenchimento de um questionário (em anexo) que confirme a adequação do indivíduo a pesquisa proposta, e será realizado um exame clínico que consiste de um teste muscular de comprimento e de força. O teste de comprimento é feito para determinar se o comprimento do músculo está limitado ou excessivo, isto é, se o músculo está curto demais para permitir amplitude de movimento normal ou alongado, permitindo amplitude de movimento excessiva. Este teste será realizado com o indivíduo sentado, movimentando o cotovelo em flexão e extensão passiva. O teste de força muscular é feito para determinar a capacidade dos músculos ou grupos musculares para funcionar em movimento e sua habilidade para prover estabilidade e suporte. Para a realização deste teste o indivíduo estará sentado, com o cotovelo em 90° de flexão, com o braço paralelo ao corpo e em posição de supinação; o examinador (pesquisadora responsável) realizará uma pressão contra a parte distal do antebraço, no sentido da extensão e o voluntário deverá resistir a esta força aplicada. Será observada, além da capacidade muscular na realização da força, o controle do movimento de flexionar o cotovelo mantendo a posição inicial.

2. Os voluntários não serão submetidos a riscos durante o período experimental, assim os experimentos não acarretarão qualquer tipo de lesão. O protocolo de coleta consistirá em exercícios realizados com o músculo bíceps braquial durante contrações isométricas contra forças de diferentes naturezas, “dissipativas” e “restauradoras”, com diferentes níveis de forças. O sinal eletromiográfico de superfície (SEMG) será analisado para todos os ensaios com ambos os tipos de resistências acima citadas. Entre os exercícios o voluntário permanecerá um período em repouso. Os equipamentos que serão utilizados: eletrogoniômetro, célula de carga, anilhas e eletrodos de superfície para EMG, não oferecem possibilidade de risco, visto que a metodologia aplicada não é do tipo invasiva.

3. O voluntário poderá fazer qualquer pergunta ou esclarecimento de dúvidas a respeito dos procedimentos e outros assuntos relacionados com a pesquisa, tendo, ainda a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo a ele próprio.

4. Os procedimentos utilizados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética na Pesquisa com Seres Humanos conforme a Resolução n. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

5. Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais e envolvidos na pesquisa.

6. A pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Fisioterapia Aplicado ao Movimento Humano da FCT/UNESP, Departamento de Fisioterapia, localizado à Rua Roberto Simonsen, 300 – Presidente Prudente, SP. Os telefones para contato são: Prof. Dr. Neri Alves (018) 3229-5355 – UNESP; Emanuele Moraes Mello (18) 3229 -5388 (ramal 5416).

7. O voluntário não terá nenhum tipo de despesa por participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.

Eu, _____, após a leitura e compreensão destas informações, entendo que minha participação é voluntária, de forma livre e esclarecida. Confirmo que recebi uma cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo. (Telefone para contato: _____)

Presidente Prudente, ____/____/____

_____

Assinatura

QUESTIONÁRIO

Este questionário, fornecido por **Emanuele Moraes Mello**, aluna do Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC – USP/São Carlos, têm por objetivo reduzir as possibilidades de o voluntário apresentar qualquer patologia na articulação do cotovelo, bem como do membro superior e analisar a freqüência que realiza atividades físicas, visando padronizar os resultados obtidos ao término da pesquisa.

1. Apresenta ou já apresentou alguma patologia envolvendo a articulação do cotovelo?
Sim ( )
Não ( )

2. Apresenta ou já apresentou alguma patologia envolvendo o braço?
Sim ( )
Não ( )

3. Apresenta dores ou desconfortos nos braços?
Sim ( )
Não ( )

4. Tem dificuldades em pegar objetos de peso leve e sustentá-los?
Sim ( )
Não ( )

5. Tem dificuldades em pegar objetos de peso moderado e sustentá-los?
Sim ( )
Não ( )

6. Tem dificuldades em dobrar os braços ou apresenta algum desconforto? (flexionar e estender a articulação do cotovelo)?
Sim ( )
Não ( )

7. Realiza algum tipo de atividade física? Se sim, qual a freqüência e quais atividades?
Sim ( ) 2 vezes p/semana ( ) 3 vezes p/semana ( ) mais de 3 vezes p/semana ( )
Atividade: _____
Não ( )

Nome do voluntário: _____

Presidente Prudente, ____/____/____

_____

Assinatura

APÊNDICE B – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP – Presidente Prudente

unesp UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

Presidente Prudente, 08 de abril de 2005.

Ilmo(a). Sr.(a)
Emanuele Moraes Mello

Ref. projeto intitulado: **"Estudo de exercícios excêntricos, concêntricos e isométricos com diferentes resistências".**

Processo no. 009/2005

Prezada Senhora,

Recebemos os documentos contendo as alterações sugeridas pelos pareceristas, para integrarem o projeto acima.

Assim sendo este Comitê, em concordância com os pareceres dos assessores, considera o projeto **aprovado**.

Atenciosamente

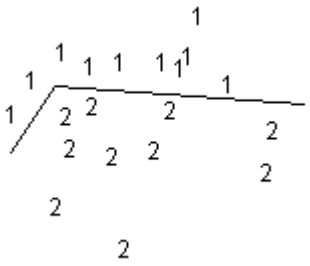
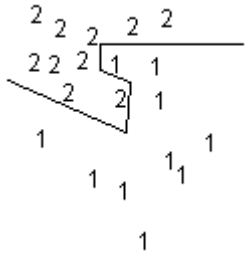
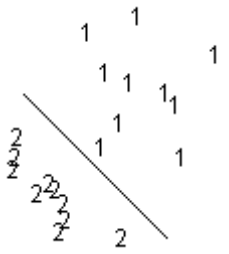
Maria de Lourdes Corradi da Silva
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 229-5355/r.26 fax 18 229-5353

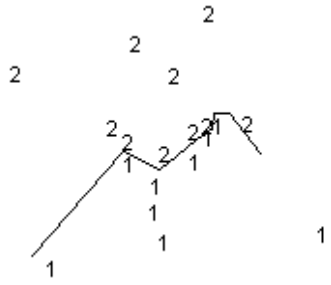
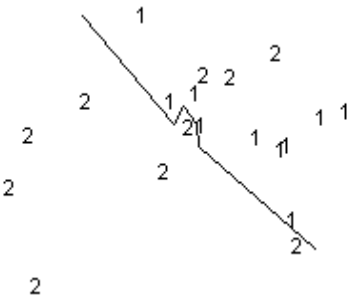
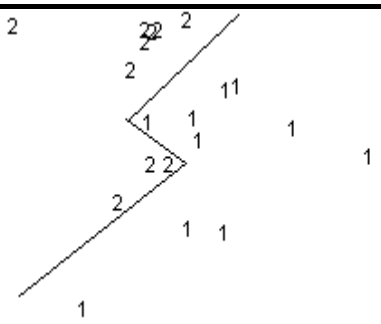
APÊNDICE C – Resultados da técnica de visualização de dados multivariados para o PIM

Resultados para cada músculo analisado

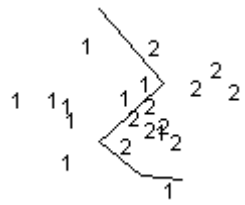
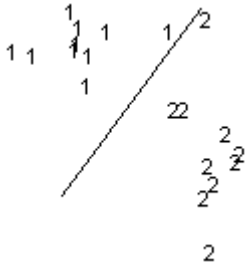
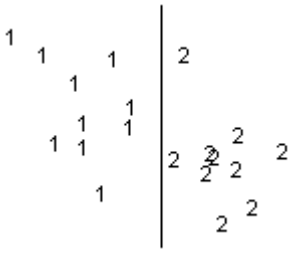
Sujeito A

		
BB 100%	**TLO 100%**	**TLA 100%**

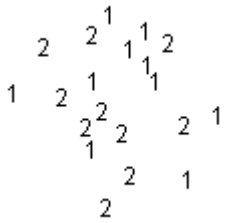
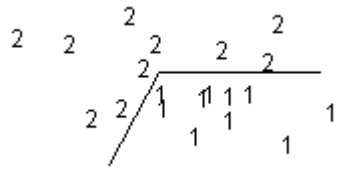
Sujeito B

		
BB 100%	**TLO 100%**	**TLA 100%**

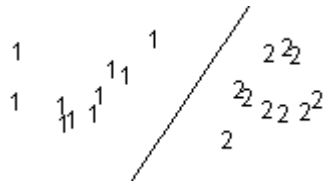
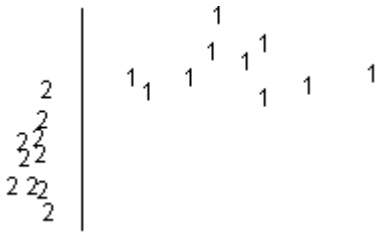
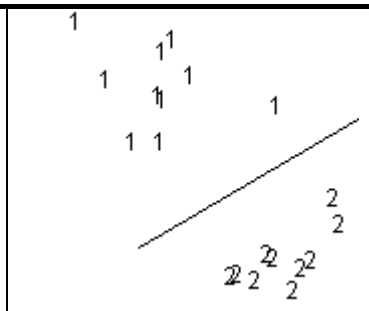
Sujeito C

		
BB 100%	**TLO 100%**	**TLA 100%**

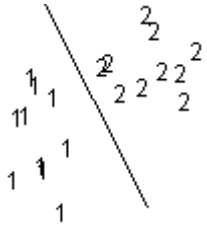
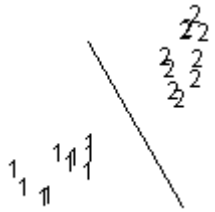
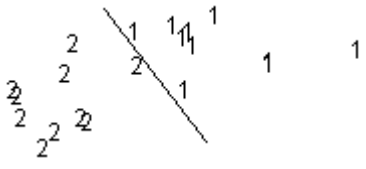
Sujeito D

		
BB 100%	**TLO 100%**	**TLA 100%**

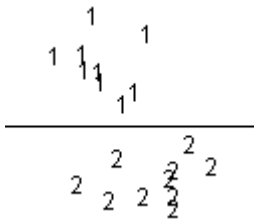
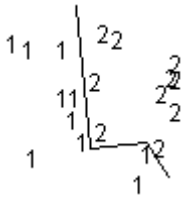
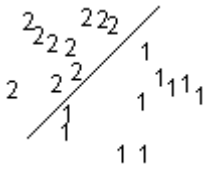
Sujeito E

		
BB 100%	**TLO 100%**	**TLA 100%**

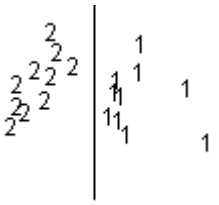
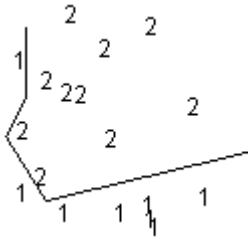
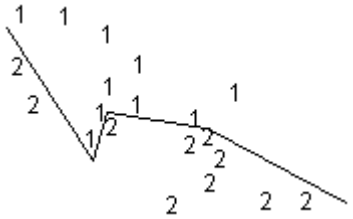
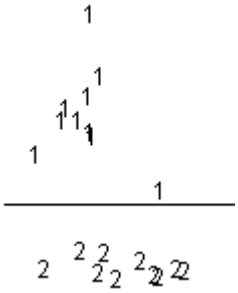
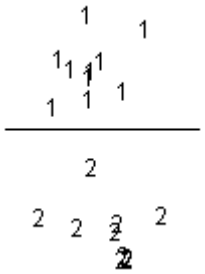
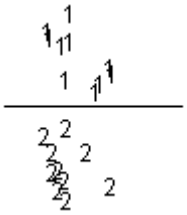
Sujeito F

		
BB 100%	**TLO 100%**	**TLA 100%**

Sujeito G

		
BB 100%	**TLO 100%**	**TLA 100%**

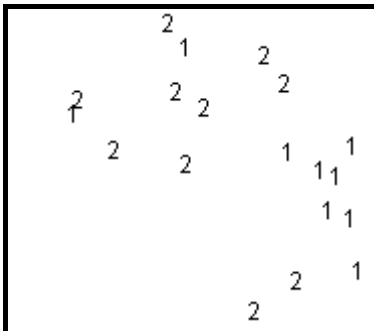
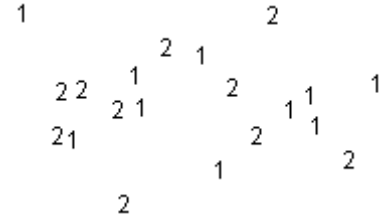
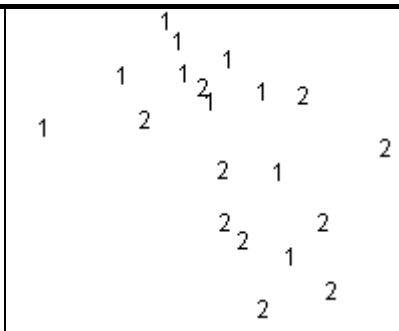
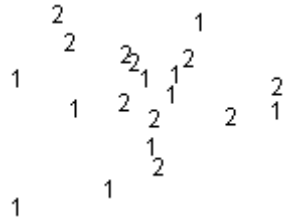
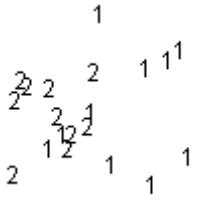
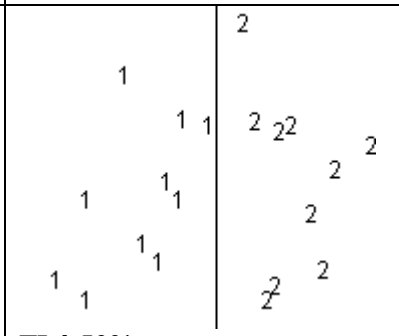
Resultados para os três músculos analisados em conjunto

 **Sujeito A**	**Sujeito B**	 **Sujeito C**
 **Sujeito D**	 **Sujeito E**	 **Sujeito F**
 **Sujeito G**		

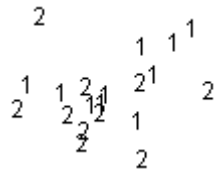
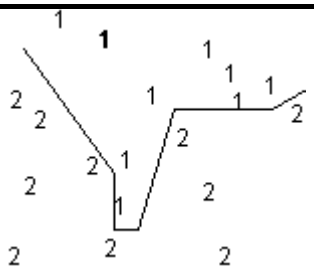
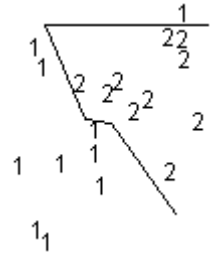
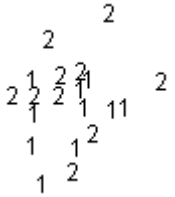
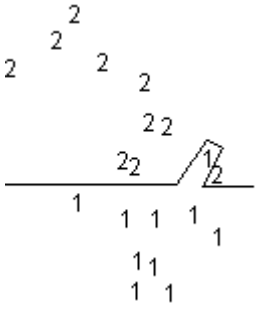
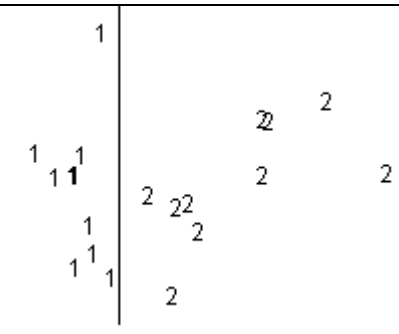
APÊNDICE D – Resultados da técnica de visualização de dados multivariados para o PIS

Resultados para cada músculo analisado

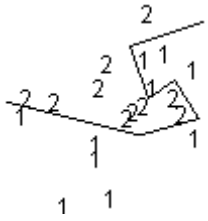
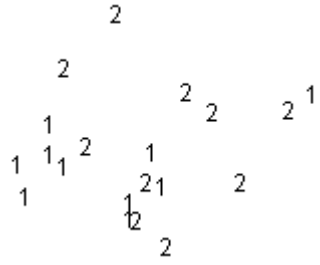
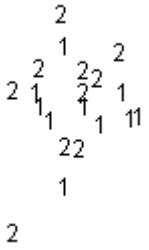
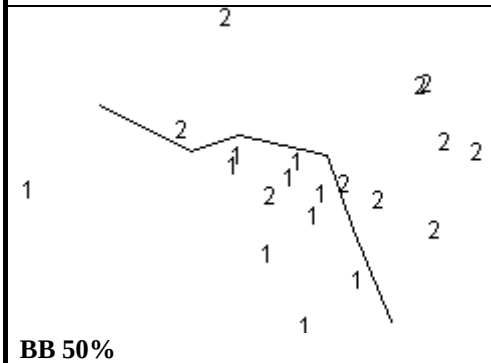
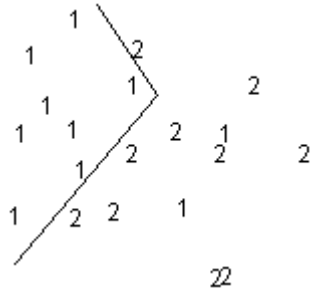
Sujeito A

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
 **BB 50%**	 **TLO 50%**	 **TLA 50%**

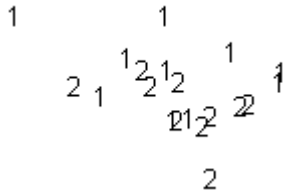
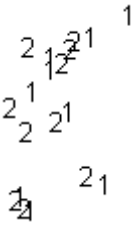
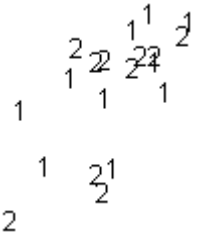
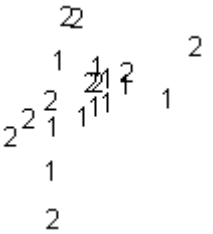
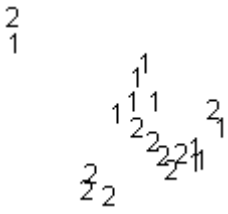
Sujeito B

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
 **BB 50%**	 **TLO 50%**	 **TLA 50%**

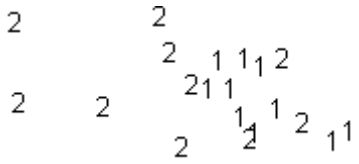
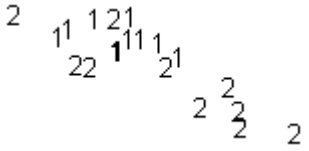
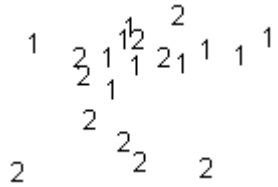
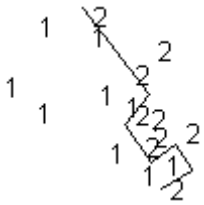
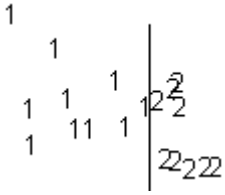
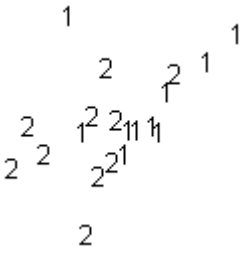
Sujeito C

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
 **BB 50%**	**TLO 50%**	 **TLA 50%**

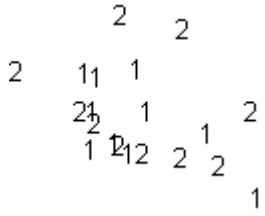
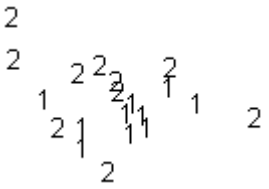
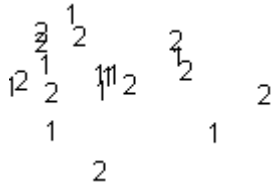
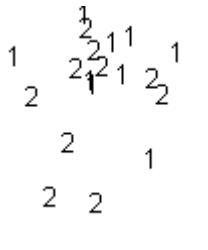
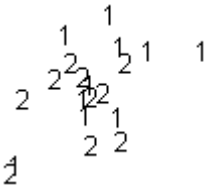
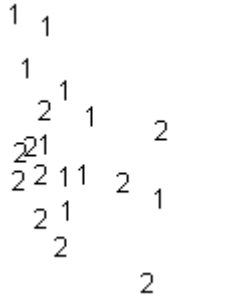
Sujeito D

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
BB 50%	 **TLO 50%**	 **TLA 50%**

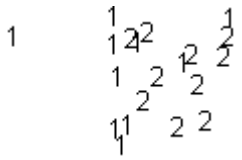
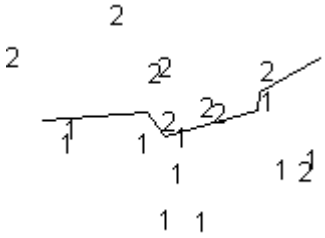
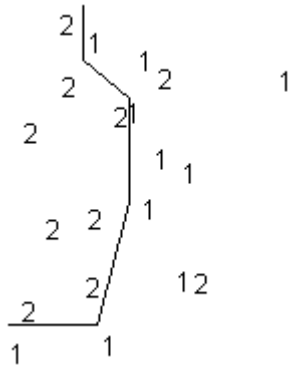
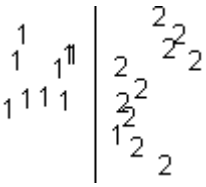
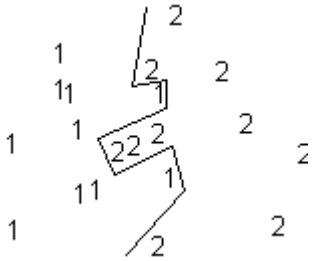
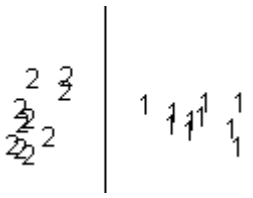
Sujeito E

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
 **BB 50%**	 **TLO 50%**	 **TLA 50%**

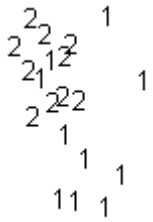
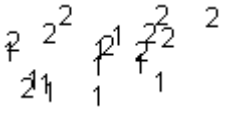
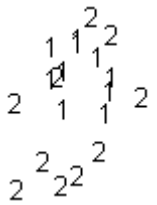
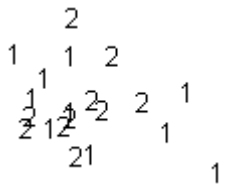
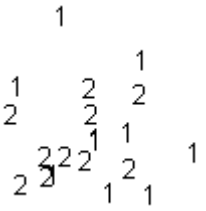
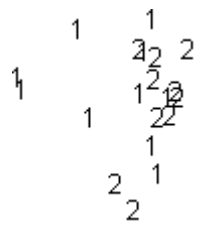
Sujeito F

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
 **BB 50%**	 **TLO 50%**	 **TLA 50%**

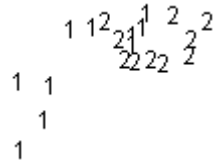
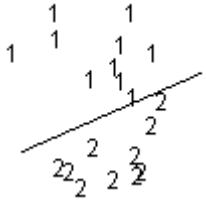
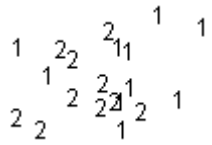
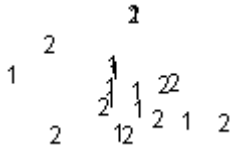
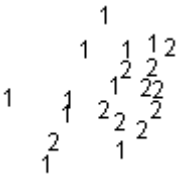
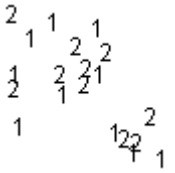
Sujeito G

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
 **BB 50%**	 **TLO 50%**	 **TLA 50%**

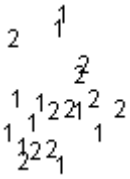
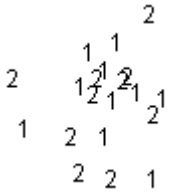
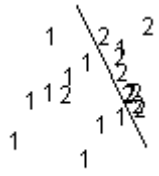
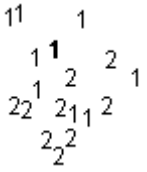
Sujeito H

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
 **BB 50%**	 **TLO 50%**	 **TLA 50%**

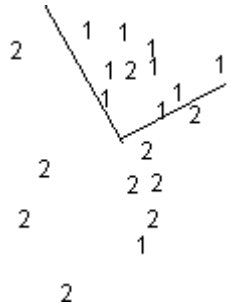
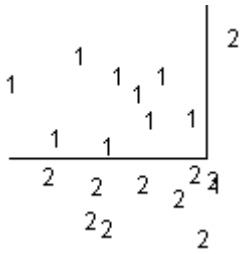
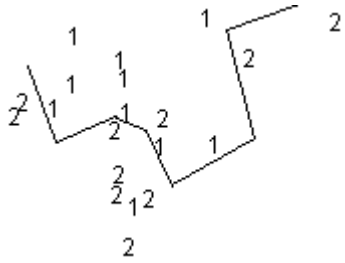
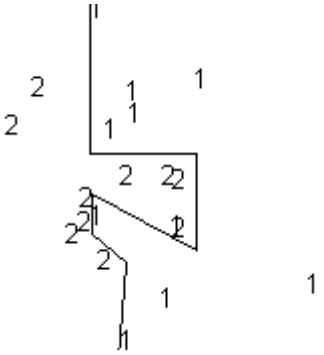
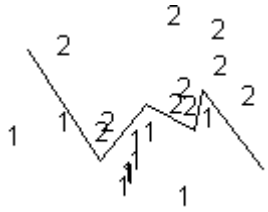
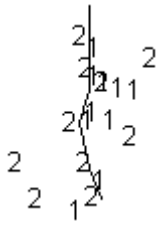
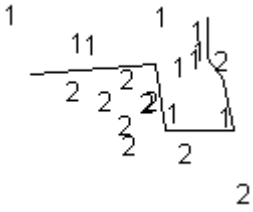
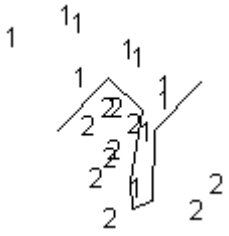
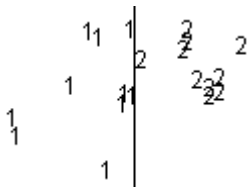
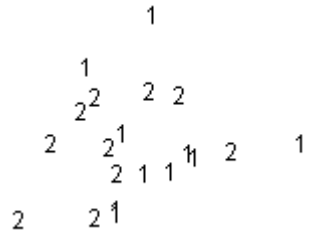
Sujeito I

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	 **TLA 10%**
 **BB 50%**	 **TLO 50%**	 **TLA 50%**

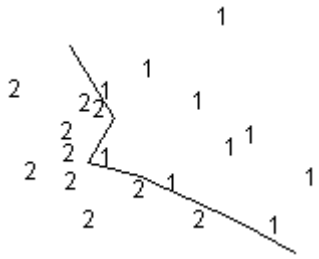
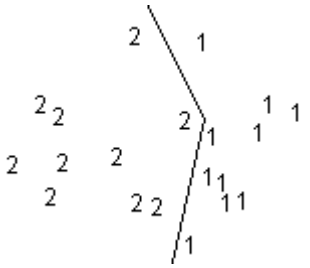
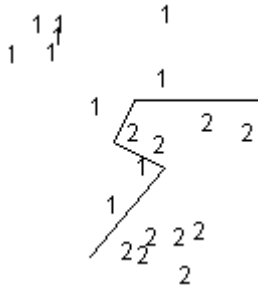
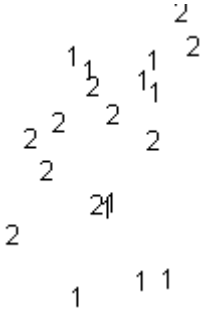
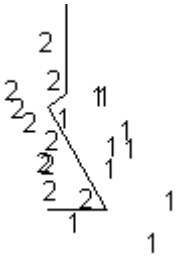
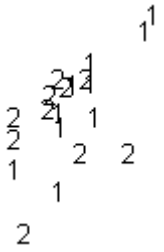
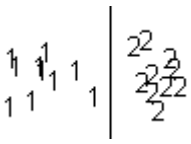
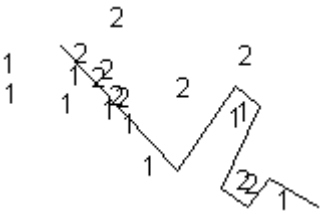
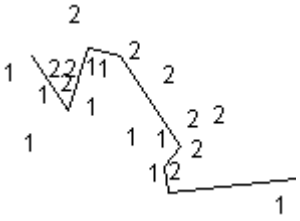
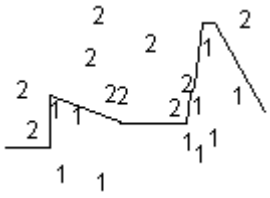
Sujeito J

 **BB 10%**	 **TLO 10%**	**TLA 10%**
 **BB 50%**	 **TLO 50%**	**TLA 50%**

Resultados para os três músculos analisados em conjunto (10% da CVM)

 **Sujeito A**	 **Sujeito B**	 **Sujeito C**
 **Sujeito D**	 **Sujeito E**	 **Sujeito F**
 **Sujeito G**	 **Sujeito H**	 **Sujeito I**
 **Sujeito J**		

Resultados para os três músculos analisados em conjunto (50% da CVM)

 **Sujeito A**	 **Sujeito B**	 **Sujeito C**
 **Sujeito D**	 **Sujeito E**	 **Sujeito F**
 **Sujeito G**	 **Sujeito H**	 **Sujeito I**
 **Sujeito J**		