Renan Lima Monteiro

Há diferença na atividade do músculo glúteo médio em diferentes posições de quadril durante o exercício inclinação da pelve?

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Orientadora: Profa. Dra. Sílvia Maria Amado João

São Paulo

2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da

Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Monteiro, Renan Lima

Há diferença na atividade do músculo glúteo médio em diferentes posições de quadril durante o exercício inclinação da pelve? / Renan Lima Monteiro. -- São Paulo, 2014.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Sílvia Maria Amado João.

Descritores: 1.Eletromiografia 2.Articulação do quadril 3.Terapia por exercício 4.Músculos 5.Músculo esquelético 6.Pelve

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, pela confiança, paciência e profundo envolvimento na minha formação profissional;

À amiga Joana Hoverter Facchini pela colaboração nesta pesquisa;

À professora Bianca Callegari, pelo incentivo a pesquisa com Eletromiografia e auxílio na elaboração na rotina deste estudo;

Ao professor Diego Galace que, com toda sua generosidade, sempre manteve a Santa Casa de portas abertas e me permitiu a coleta da minha dissertação;

Aos amigos, Fuad Hazime, Luiz Armando, Rafaela Maretto, Thiago Augusto, Larissa Figueiró, Henrique, Bruno Tomazzeli, Bruno Senise, Maite Amaral, Renan Custódio, Douglas Sersante, André Cordeiro, Raquel Silvério, Adriana, Bianca, Rodrigo Suzuki;

À minha família pelo apoio incondicional, Mãe, Pai, Felipe e Kelly;

A todos os participantes desta pesquisa.

Meu muito obrigado a todos!

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas em vigor no momento desta publicação:

Referências: Adaptado de Internacional *Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3ª ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviatura dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIAÇÕES

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

SUMMARY

1 INTRODUÇÃO.....1

2 OBJETIVOS.....3

2.1 Primário.....3

2.2 Secundário.....3

3 REVISÃO DA LITERATURA.....4

3.1 Anatomia, função e disfunção do músculo glúteo médio.....4

3.2 Exercício de Inclinação da Pelve.....6

3.3 Efeito da rotação do quadril no recrutamento do glúteo médio.....8

4. MATERIAIS E MÉTODOS.....10

4.1. Sujeitos.....10

4.2. Captação do sinal pela EMG de superfície e processamento dos dados.....11

4.3. Procedimento Experimental.....14

4.3.1 Inclinação pélvica neutra.....15

4.3.2 Inclinação Pélvica com rotação medial e lateral de quadril.....16

4.4. Análise Estatística.....16

5 RESULTADOS.....18

5.1Atividade EMG glúteo médio.....18

5.2 Razão de ativação muscular GM/QL e GM/TFL.....19

6 DISCUSSÃO.....20

7 CONCLUSÃO.....24

8 ANEXOS.....25

8.1 ANEXO 1- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....25

8.2 ANEXO 2-Aprovação CEP-USP.....26

9. REFERÊNCIAS.....27

Apêndice

LISTA DE ABREVIAÇÕES

GM. Glúteo médio

QL. Quadrado lombar

TFL. Tensor da fáscia lata

N.m. Newton por metro

%. Por cento

Gmáx. Glúteo máximo

Kg. Quilograma

$M^{2.}$ Metro ao quadrado

dp. Desvio padrão

EMG. Eletromiografia

A-D. Analógico digital

Hz. Hertz

mm. milímetros

SENIAM. “Surface EMG for a non-invasive assissment of muscles”

C7. Sétima vertebra cervical

CIVM. Contração isométrica voluntária máxima

RMS. “root mean square”

IPRM. Inclinação pélvica com rotação medial

IPRL. Inclinação pélvica com rotação lateral

IPN. Inclinação pélvica neutra

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Posicionamento dos eletrodos no ventre muscular do glúteo médio (GM) e tensor da fascia lata (TFL).....12

Figura 2 - Posicionamento dos eletrodos no ventre muscular do quadrado lombar.....13

Figura 3 – Inclinação da Pelve em rotação neutra.....15

Figura 4 - Inclinação da Pelve em rotação medial e lateral.....16

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características dos participantes.....11

Tabela 2 – Análise de variância com medidas repetidas da atividade muscular do GM, TFL e QL nas diferentes modalidades.....18

Tabela 3 – Razão GM/QL e GM/TFL nas diferentes modalidades.....19

RESUMO

Monteiro RL. *Há diferença na atividade do músculo glúteo médio em diferentes posições de quadril durante o exercício inclinação da pelve?* [Dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2014.

Exercícios de inclinação da pelve ("pelvic drop") são frequentemente utilizados para o fortalecimento do músculo glúteo médio com o objetivo de aumentar ou priorizar o seu recrutamento. No entanto, o efeito da rotação do quadril no desempenho da ação do glúteo médio é desconhecido. O objetivo do estudo foi avaliar o efeito da rotação do quadril no recrutamento do músculo glúteo médio, tensor da fascia lata e quadrado lombar. Dezessete sujeitos saudáveis executaram o exercício de inclinação pélvica com o rotação de quadril lateral (IPRL), medial (IPRM) e neutro (IPN). A atividade eletromiográfica dos músculos glúteo médio (GM), tensor da fáscia lata (TFL) e quadrado lombar (QL) foram avaliadas por meio da eletromiografia de superfície. Os resultados demonstraram aumento significativo na ativação do GM com rotação medial e posição neutra quando comparados com a rotação lateral. Em relação à rotação medial e neutra não houve diferença. A razão GM/TFL não foi diferente em nenhum dos posicionamentos analisados. Em relação à razão GM/QL houve um aumento significativo da ativação muscular em rotação medial e neutra. Exercícios de inclinação pélvica são mais eficientes para ativar o glúteo médio quando o quadril está em rotação medial e posição neutra.

Descritores: Eletromiografia, Articulação do quadril, Terapia por exercício, músculos, Músculo esquelético, Pelve.

SUMARY

Monteiro RL. *Is there difference in the activity of the gluteus medius muscle in different hip rotations during the pelvic drop exercise?* [dissertation]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2014.

Pelvic drop exercises are often used to strengthen the gluteus medius muscle with the aim of increasing or prioritizing its recruitment. However, the effect of hip rotation on the performance of the action of the gluteus medius is unknown. The aim of the study was to evaluate the effect of hip rotation on the recruitment of the gluteus medius muscle, tensor fasciae latae and quadratus lumborum. Seventeen healthy subjects performed pelvic drop exercises with lateral (PDLR), medial (PDMR) and neutral (PDN) rotation of the hip. The electromyographic activity of the gluteus medius muscle (GM), tensor fasciae latae (TFL) and quadratus lumborum (QL) were evaluated using surface electromyography (sEMG). The results showed significant increases in activation of the GM with medial and neutral rotation compared with lateral rotation. There was no difference between medial and neutral rotation. The GM/TFL ratio was the same in all analyzed positions. Regarding the GM/QL ratio, there was a significant increase in muscle activation in the medial and neutral rotation. Pelvic drop exercises are more efficient for activating the gluteus medius when the hip is in medial rotation and neutral position.

Descriptors: Eletromyography, hip joint, exercise therapy, muscle, muscle skeletal, pelvis.

1. INTRODUÇÃO

O glúteo médio (GM) é um dos músculos mais fortes do membro inferior, além de ser considerado o mais largo dentre os abdutores do quadril, correspondendo a 60% do total da área de secção transversa dos abdutores do quadril [1,2]. Neumann[3], em 2010, aponta que patologias que afetam a força, o controle e a extensibilidade dos músculos do quadril podem perturbar a eficácia dos movimentos tanto durante as atividades funcionais quanto nas atividades de lazer.

Vários autores consideram a relação da fraqueza dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril com a síndrome da dor patelofemoral, distúrbios na marcha, entorses do ligamento cruzado anterior e alterações no movimento do joelho e tornozelo[4,5].

Programas de reabilitação e prevenção de lesões dos membros inferiores frequentemente empregam exercícios com uma variação nos níveis de dificuldade, cujo principal alvo é a ativação da musculatura glútea[6]. Tal enfoque nos programas de reabilitação já apresenta grandes evidências quanto a sua eficácia na melhora da força e da capacidade funcional[7,8].

Exercícios terapêuticos são uma das mais importantes intervenções usadas pela reabilitação[9]. Diante disso, vários estudos buscaram determinar a seleção apropriada de exercícios, principalmente para o grupo muscular do quadril[10-12]. Atualmente, há uma gama de exercícios desenvolvidos para o fortalecimento dos grupos musculares do quadril que incluem movimentos em cadeia cinética aberta e fechada [9,10,13,14]. Dentre eles o exercício de inclinação da pelve é frequentemente utilizado nas sessões de

reabilitação por ser de fácil execução e por gerar níveis de recrutamento muscular moderados no glúteo médio[9,15].

A contração seletiva da musculatura com fraqueza minimizando a ação compensatória (musculatura hiperativada) é um dos principais componentes na elaboração de exercícios terapêuticos[16]. Acredita-se que há co-ativação compensatória do quadrado lombar (QL) e tensor da fascia lata (TFL) em atividades com cadeia cinética fechada principalmente na marcha e em exercícios de agachamento com apoio unipodal ("step-up") e inclinação da pelve[15,17,18].

Outros estudos suportam a hipótese de que a ativação do músculo QL pode compensar a fraqueza da musculatura abdutora e elevar a pelve na tentativa de evitar a queda[19]. Em relação à ação do TFL, apesar de ser um músculo abdutor do quadril, é também um rotador medial e um flexor, o que sugere que pode haver uma alta ativação em situações que exigem abdução do quadril[18].

Estudos anteriores que buscaram compreender a ação do glúteo médio durante o exercício de inclinação pélvica não relacionaram com a ação do músculo quadrado lombar, bem como não verificaram o efeito da rotação do quadril no recrutamento muscular[9,18,20]. De acordo com Lee et al.[10], 2014, a rotação medial do quadril é capaz de aumentar o comprimento e tensão do músculo GM, o que produz maior atividade muscular. Deste modo, a hipótese deste estudo é de que a ativação do glúteo médio é maior com rotação medial de quadril.

2. OBJETIVOS

2.1 Primário

O objetivo deste estudo foi de avaliar a atividade muscular do glúteo médio, tensor da fascia lata e quadrado lombar em diferentes rotações de quadril (rotação medial, lateral e posição neutra) durante o exercício de inclinação da pelve.

2.2 Secundário

Como objetivo secundário foi avaliada a razão de ativação entre GM/QL e GM/TFL nos três posicionamentos.

3. REVISÃO DA LITERATURA

Nesta revisão de literatura serão apresentados tópicos referentes à anatomia, à função e à disfunção do músculo glúteo médio, ao exercício de inclinação da pelve e ao efeito da rotação do quadril no recrutamento do glúteo médio.

As bases de dados Science Direct, Pubmed e PeDro foram consultadas, utilizando-se como palavras-chave: Eletromiografia, articulação do quadril, glúteo médio, terapia por exercício, rotação de quadril, músculos, pelve e seus correspondentes em inglês. Foram encontrados 293 artigos científicos, dentre os quais 29 foram utilizados nesta revisão.

3.1 Anatomia, função e disfunção do músculo glúteo médio.

A arquitetura muscular é um fator determinante para o desempenho de sua função[21]. A divisão dos músculos em compartimentos e porções baseadas na orientação da fáscia, local de inserção e padrões de inervação, podem indicar ativações diferenciadas[21,22].

O músculo glúteo médio tem uma vasta origem na superfície do osso ilíaco entre as linhas glúteas anterior e posterior e inserções em três facetas do trocânter maior, o anterior, lateral e posterior[20]. Recentemente, Flack et al.[23], em um estudo que buscou analisar detalhes da morfologia da musculatura abdutora do quadril, através da dissecação de cadáveres, evidenciou que há diferenças do comprimento e largura do glúteo médio entre o sexo masculino e feminino; contudo, não houve diferença entre os sexos quanto ao volume e à área de secção transversa do glúteo médio.

Neumann et al.[3], 2010, considera que as fibras posteriores do músculo glúteo médio são rotadoras laterais secundárias da articulação do quadril, enquanto as fibras anteriores desempenham o papel de rotadoras mediais secundárias. O autor acrescenta ainda que o posicionamento angular potencializa a ação das fibras anteriores do glúteo médio, cujas fibras anteriores são capazes de gerar 1.4 Nm de torque de rotação medial em 0º de extensão de quadril, enquanto 90º de flexão do quadril é capaz de gerar 11.6 Nm de torque de rotação medial.

A ação do glúteo médio no plano frontal já está bem estabelecida como um abdutor primário do quadril, ação desempenhada pelas três porções (anterior, média e posterior)[3]. O músculo glúteo médio é considerado ainda o mais largo músculo abdutor do quadril e representa 60 % da área de secção transversa de todos os músculos abdutores do quadril[24].

A partir de uma perspectiva teórica, sugeriu-se que diversas alterações na cinemática do membro inferior estariam relacionadas a falta do controle muscular da musculatura do quadril. Dentre tais alterações, estaria a adução excessiva do fêmur durantes testes dinâmicos causados pela fraqueza do músculo glúteo médio[25].

Smith et al.[26], 2014, observou mulheres com desempenho muscular do quadril fraco, e os resultados revelaram que, na ausência de dor ou patologias, o desempenho muscular fraco está associado com diferença significante da coordenação da pelve/tronco e membros inferiores durante testes dinâmicos com descarga de peso, ainda que não afete a cinemática da articulação do joelho e quadril.

Souza e Powers[27], 2009, observaram aumento do pico de rotação medial do quadril acompanhado da fraqueza da musculatura abdutora, em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. Dados similares podem ser encontrados em indivíduos

com dor crônica de quadril. Nestes casos foi encontrado redução da força da musculatura abdutora do quadril quando comparados ao grupo controle ou ao membro assintomático[28].

Outras teorias colocam a hipótese de que a fraqueza da musculatura abdutora do quadril pudesse predispor a marcha do tipo Trendelenburg ou apenas a queda da pelve na posição estática, e como consequência o desenvolvimento de lombalgia[29,30]. Entretanto, Kendall et al.[31], 2010, não encontrou relação entre a fraqueza da musculatura abdutora do quadril com a queda da pelve dinâmica e estática, porém foi observado uma redução de 31% da força de abdução do quadril em indivíduos com lombalgia.

3.2 Exercício de Inclinação da Pelve

Diversos exercícios foram desenvolvidos com o objetivo de fortalecer a musculatura abdutora do quadril[6,12,13], dentre eles podemos citar o exercício de inclinação da pelve. Alguns estudos puderam compreender o potencial de recrutamento do glúteo médio durante a execução do exercício de inclinação da pelve por meio da eletromiografia [9,15,18,20].

O'Sullivan et al.[20], 2010, tinha como objetivo investigar o grau de atividade muscular das porções anterior, média e posterior do músculo glúteo médio durante a execução de três exercícios comuns. Através da eletromiografia de superfície, foram avaliados os níveis de ativação do glúteo médio de 15 sujeitos saudáveis durante a execução do exercício de inclinação da pelve. Os resultados revelaram que a porção média e posterior apresentaram maiores níveis de ativação quando comparados à porção anterior.

Boren et al.[15], 2011, buscou comparar os níveis de ativação do glúteo médio e máximo durante a execução dos principais exercícios clínicos e determinar a ordem dos exercícios com maiores níveis de atividade do músculo glúteo médio e máximo. Foram avaliados 24 sujeitos saudáveis durante a execução de 22 exercícios, por meio da eletromiografia de superfície. O exercício de inclinação da pelve produziu 58.43% da contração voluntária máxima do músculo glúteo médio. Tal resultado colocou o exercício de inclinação da pelve na 11º colocação dentre 22 exercícios, o que representa níveis moderados de atividade.

Bolgla et al.[9], 2005, determinou os níveis de ativação dos músculos abdutores do quadril durante a execução de três exercícios com descarga de peso e 3 exercícios sem descarga de peso. Dezesseis sujeitos saudáveis executaram 6 exercícios (3 com descarga e 3 sem descarga) e foram captados os níveis de atividade do músculo glúteo médio através da eletromiografia de superfície. Os resultados demonstraram que o exercício de inclinação da pelve apresentou maiores níveis de atividade (significativa) quando comparado aos exercícios abdução em decúbito lateral, abdução na posição ortostática, abdução com o quadril flexionado na posição ortostática e abdução do membro com descarga de peso na posição ortostática. A autora acrescenta ainda que os exercícios com descarga de peso são mais funcionais, incluindo o exercício de inclinação da pelve.

Selkowitz et al.[18], 2013, buscou determinar os níveis de ativação dos músculos abdutores do quadril durante a execução de exercícios terapêuticos. O objetivo secundário foi determinar quais seriam os exercícios com maiores níveis de atividade do glúteo médio e glúteo máximo e menores níveis do músculo tensor da fáscia lata. Vinte voluntários com idade entre 20-50 anos executaram 11 exercícios e foram captados o níveis de atividade dos músculos tensor da fáscia lata, glúteo médio e máximo através da avaliação eletromiográfica com eletrodos intramusculares. Os resultados revelaram

que durante a execução do exercício de inclinação da pelve não houve diferença entre os níveis de atividade entre o músculo glúteo médio e tensor da fáscia lata, entretanto o exercício de inclinação da pelve apresentou um dos maiores níveis de ativação do músculo glúteo médio e baixos níveis de atividade do músculo glúteo máximo.

Embora haja alguns estudos que buscaram investigar os níveis de atividade do músculo glúteo médio durante a execução do exercício de inclinação da pelve, nenhum estudo buscou investigar a ação compensatória do musculo quadrado lombar e o efeito da rotação do quadril no exercício de inclinação da pelve.

3.3 Efeito da rotação do quadril no recrutamento do glúteo médio

Alguns estudos buscaram avaliar o efeito do posicionamento articular do quadril no recrutamento do músculo glúteo médio durante a execução de exercícios terapêuticos[10,11,32,33].

Sidorkewicz et al.[33], 2014, tinha como objetivo avaliar o efeito da alteração do ângulo do quadril (rotação medial e lateral) durante a abdução em decúbito lateral, na ativação relativa do músculo glúteo médio e tensor da fáscia lata. Treze sujeitos saudáveis executaram três repetições do exercício em cada posicionamento (rotação medial, neutra e lateral), e através da eletromiografia de superfície, foram captados os dados da atividade muscular. Os resultados sugeriram que os músculos glúteo médio e tensor da fáscia lata parecem não sofrer de alterações nos níveis de ativação.

McBeth et al.[32], 2012, comparou a atividade do músculo glúteo médio e tensor da fáscia lata durante a abdução em decúbito lateral com rotação lateral e posição neutra de quadril em corredores. Os resultados evidenciaram que o decúbito lateral com rotação lateral apresentou maiores níveis de ativação do músculo tensor da fáscia lata

comparado aos demais grupos musculares, enquanto que na posição neutra o glúteo médio apresentou maior atividade comparado ao tensor da fáscia lata.

Considerando ainda indivíduos saudáveis, Lee et al .[11], 2013, avaliou o efeito da rotação de quadril nos níveis de atividade muscular do glúteo médio, glúteo máximo e tensor da fáscia lata durante a abdução de quadril frontal em decúbito lateral isométrico em 20 estudantes universitários. Os resultados mostraram que a atividade do glúteo médio foi significativamente maior com o quadril em rotação medial, quando comparado com a rotação lateral e neutro.

Resultados similares são encontrados em indivíduos que apresentam fraqueza do músculo glúteo médio. Lee et al.[10], 2014, propôs um estudo que avaliou o efeito de diferentes rotações de quadril durante a abdução em decúbito lateral isométrica em sujeitos com fraqueza do músculo glúteo médio. Foi investigado a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos glúteo médio, tensor da fáscia lata e glúteo máximo e a razão de ativação entre GM/TFL, GM/Gmáximo. Dezenove sujeitos foram avaliados e os resultados apontaram que a atividade do glúteo máximo foi significativamente maior com a rotação medial quando comparado ao neutro. A razão entre GM/TFL e GM/Gmáximo foram também significativamente maiores com a rotação medial.

Alguns estudos sugerem que a rotação medial de quadril seja mais eficaz para o recrutamento do músculo glúteo médio durante a execução de exercícios terapêuticos, entretanto não há evidência na literatura atual do efeito da rotação do quadril no nível de ativação muscular do glúteo médio durante a execução do exercício de inclinação da pelve.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Sujeitos

Foi realizado cálculo amostral no software G Power v. 3.1, assumindo-se um erro tipo I (α) de 5%, poder do teste de 80%, com tamanho do efeito moderado (f=0,25), um *design* estatístico de teste F para medidas repetidas (efeito *within*), obtendo-se um n de 13 sujeitos. Foram recrutados 17 sujeitos (6 homens, 11 mulheres), saudáveis, com idade variando entre 20-30 anos (Tabela 1). Foram critérios de inclusão índice de massa corporal dentro dos limites de normalidade (19-25 kg/m^2)[34], assintomáticos, que não apresentassem disfunção nos membros inferiores e déficits de equilíbrio[13]. Para a avaliação do equilíbrio, os indivíduos deveriam ser capazes de equilibrar-se em apoio unipodal em solo plano e com os olhos abertos durante 30 segundos[13]. Foram excluídos os indivíduos que apresentavam cirurgia lombar prévia, doenças reumatológicas, musculoesqueléticas e/ou neurológicas, indivíduos envolvidos em esportes de membros inferiores durante os três meses anteriores ao início da pesquisa. O indivíduo seria considerado praticante de esporte se realizasse a atividade por três ou mais vezes por semana por no mínimo 60 minutos diários[6]. O uso do Craig teste foi realizado para excluir indivíduos com anteversão femoral excessiva acima de 42 graus[35].

Todos os indivíduos foram orientados em relação à participação na pesquisa, foram esclarecidos todos os riscos e benefícios do estudo e assinado o termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 1). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Irmandade Santa Casa de Misericórdia de São Paulo e da Faculdade

de Medicina da Universidade de São Paulo, sob o parecer 378.556 e 282/14, respectivamente (ANEXO 2).

Tabela 1: Características dos participantes (media±dp)

Características	Participantes (n=17)
Idade (anos)	25.6±1.4
Altura (cm)	168.29±8.64
Peso (kg)	70.00±9.98
IMC(Kg/m^2)	23.17±3.02
Posição neutra (°)*	8.00±3.00

*Posição neutra adota foi a posição de descanso do pé, para evitar compensações de rotação tibial. Desvio Padrão (dp), graus (º), centímetro (cm), quilograma (kg), metro (m).

4.2. Captação do sinal pela EMG de superfície e processamento dos dados

Para a coleta de dados foi utilizado o eletromiógrafo de superfície da EMG System do Brasil®, composto por um conversor A-D (analógico-digital) de 8 canais, com resolução de 16 bits e uma faixa de entrada de -12 a +12 volts, utilizando-se um filtro passa-banda de 10HZ a 500Hz. Cada canal foi acoplado a dois eletrodos circulares bipolares ativos de superfície da marca Meditrace (Ag/AgCl), com 10 mm de diâmetro, colocados em pares com distância entre os eletrodos de 20 mm.

Os dados foram coletados nos músculos glúteo médio, tensor da fáscia lata do membro de apoio e quadrado lombar do lado contra lateral. Tratando-se da qualidade da aquisição do sinal EMG por parte dos eletrodos, foi necessário minimizar a influência

da impedância pele/eletrodo. Deste modo, foram tomados cuidados como tricotomia, abrasão e limpeza de pele com álcool. O membro dominante foi definido como o membro usado para chutar uma bola[10].

Os eletrodos foram posicionados 50% entre a linha da crista ilíaca e do trocânter maior para a aquisição da atividade do GM, segundo orientações SENIAM (*surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*) (Figura 1). Para a aquisição do sinal eletromiográfico do TFL os eletrodos foram posicionados no 1/6 proximal da linha entre a espinha ilíaca anterossuperior e o côndilo lateral do fêmur, segundo orientações SENIAM[36] (Figura 1). Para a aquisição do sinal eletromiográfico do QL, os eletrodos foram posicionados no músculo QL contralateral à perna de apoio, 4 cm laterais a partir do sulco vertebral do ventre muscular do eretor da espinha e em uma angulação levemente oblíqua na metade da distância entre a 12ª costela e a crista ilíaca[37,38] (Figura 2). O eletrodo de referência foi posicionado no processo espinhoso da vértebra C7, segundo recomendações SENIAM[36].

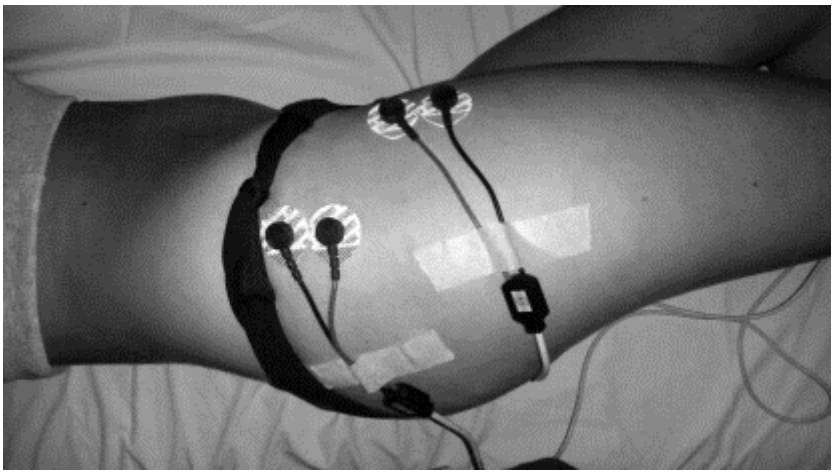

Figura 1: Posicionamento dos eletrodos no ventre muscular do glúteo médio (GM) e tensor da fascia lata (TFL)

Figura 2: Posicionamento dos eletrodos no ventre muscular do quadrado lombar (QL)

Os dados da atividade muscular durante os exercícios foram normalizados através da percentual da contração isométrica voluntária máxima (CIVM)[39]. Foram realizados três CIVM para cada músculo com duração de 3 segundos cada e 1 minuto de descanso entre cada repetição[13]. Para a avaliação da CIVM do glúteo médio o participante foi posicionado em decúbito lateral, com o joelho estendido, com 0º de flexão, abdução e rotação lateral do quadril e com o membro inferior abaixo flexionado ao nível do quadril[40]. Uma cinta de Nylon ajustável foi posicionada no terço distal da perna, resistindo a CIVM para a abdução. Para avaliar a CIVM do QL o indivíduo foi posicionado em decúbito lateral, com o joelho estendido, em posição neutra de quadril, e os membros superiores cruzados na altura do peito, com as mãos no ombro contralateral[41]. Uma cinta de Nylon ajustável foi posicionada no terço distal da perna, resistindo à abdução do membro, além disso, foi feita uma resistência manual no ombro para resistir à flexão lateral do tronco.

Para a avaliação da CIVM do TFL o sujeito foi posicionado em decúbito lateral, com o joelho estendido, o membro inferior abaixo flexionado, e o membro a ser avaliado posicionado com flexão de 45º e abdução de 30º de quadril. Uma cinta de

Nylon ajustável foi posicionada no terço distal da perna, e o indivíduo deveria fazer uma força em um plano diagonal, aproximadamente 45º entre os planos sagital e coronal[18]. Estímulos verbais padronizados foram dados a todos os pacientes pelo mesmo pesquisador durante cada repetição na tentativa de padronizar e maximizar o efeito da motivação para todos os sujeitos [42]. As mensurações da CIVM foram aceitas se o pico entre as três repetições variasse menos do que 5% [14].

Para servir como marcador temporal para a eletromiografia foi utilizado um eletrogoniômetro (EMG System Brasil) com o centro de rotação na direção da articulação do quadril do membro de apoio. O braço fixo foi posicionado em direção perpendicular à coxa e o braço móvel paralelo às espinhas ilíacas anterossuperiores, para avaliar a variação angular do movimento do quadril (adução e abdução). O eletrogoniômetro mostrou, durante o movimento, uma deflexão de subida e descida, seguindo de uma linha relativamente achatada. Para fins de análise estatística foi extraído o RMS (root mean square) da deflexão de subida (movimento de abdução do quadril) para cada repetição e expressa como percentual da CIVM (% CIVM). Os valores do RMS foram extraídos utilizando uma rotina no software MATLAB (Apêndice). Foram realizadas duas séries de quatro repetições, e a média dos dados normalizados de cada repetição foi utilizada para a análise estatística[9].

4.3. Procedimento Experimental

Antes das avaliações os indivíduos realizaram um aquecimento muscular em uma bicicleta estacionária em uma velocidade submáxima durante 5 minutos[9,43]. Em

seguida, os participantes foram familiarizados com a prática de cada exercício, e demonstraram habilidade quando executavam 60 repetições em 1 minuto [9].

Os indivíduos executaram duas séries de quatro repetições do exercício inclinação pélvica com rotação medial de quadril (IPRM), lateral (IPRL) e neutra (IPN) [6,44]. Durante o procedimento os sujeitos foram orientados a evitar qualquer tipo de compensação muscular (rotação de tronco) através de *feedbacks* verbais. A sequência dos exercícios foi randomizada (sorteio em um envelope opaco), para evitar influência da fadiga e os efeitos de aprendizagem[16]. Um metrônomo assegurou que os exercícios foram realizados em uma velocidade padronizada, com um segundo a cada batida. A média dos valores foi usada para a análise estatística.

4.3.1 Inclinação pélvica neutra

O princípio do exercício foi aduzir o quadril em cadeia cinética fechada mantendo os membros inferiores desnivelados, em seguida o sujeito abduzia o quadril até o ponto em que os pés ficassem nivelados e que não houvesse inclinação do tronco como movimento compensatório. O membro dominante foi posicionado em rotação neutra sobre uma escada e o membro contralateral sem apoio. O posicionamento neutro foi adotado de acordo com o posicionamento de descanso, a fim de considerar qualquer tipo de compensação rotacional de tíbia, o que não necessariamente resultaria posicionamento neutro fisiológico dos indivíduos de 0º no plano transversal (Figura 3).

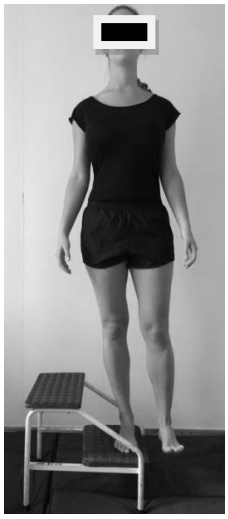

Figura 3: Inclinação da pelve em rotação neutra

4.3.2 Inclinação Pélvica com rotação medial e lateral de quadril

Os sujeitos executaram da mesma forma que a IPN, exceto a rotação neutra de quadril. A partir da posição neutra, o membro foi posicionado em 15º de rotação medial e 20º de rotação lateral de quadril para o grupo IPRM e IPRL, respectivamente (Figura 4).

Figura 4: Inclinação da pelve em rotação medial e lateral

4.4. Análise Estatística

A análise descritiva foi calculada para a média da amplitude do sinal eletromiográfico. Esses valores foram utilizados para determinar a ativação do glúteo médio e a relação de ativação entre o GM/QL e GM/TFL durante a fase concêntrica dos exercícios. A razão de ativação foi calculada para cada exercício, isto é, uma divisão entre a média do sinal EMG do GM (% CIVM) pela média do sinal EMG do QL (% CIVM) e a média do sinal EMG do GM (% CIVM) pela média do sinal EMG do TFL (% CIVM). Razão maior do que um indica que a atividade do GM é maior do que do QL e TFL.

Para tratamento matemático e análise estatística dos dados, utilizaram-se os programas Excel 2010 e IBM SPSS Statistics v20.

A priori foi testada a normalidade e homocedasticidade dos dados por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Após a confirmação da homogeneidade dos mesmos foi realizada a análise de variância com medidas repetidas, ajustadas para múltiplas comparações por Bonferroni. Foi adotado $\alpha = 0,05$ (nível de significância), sendo consideradas diferenças significativas aquelas cujo valor do nível descritivo (p) fosse inferior a 0,05.

5. RESULTADOS

5.1 Atividade EMG glúteo médio

Houve diferença significativa na atividade muscular do glúteo médio entre os três posicionamentos durante o exercício de inclinação pélvica ($F(2, 32) = 7.14$, $p=0,00$). A IPRM e IPN mostraram significativamente uma maior ativação do glúteo médio quando comparadas a IPRL ($p=0.03$, $p=0.01$, respectivamente). Porém não houve diferença entre os grupos IPRM e IPN em relação aos níveis de ativação do glúteo médio ($p=0.10$). Não houve diferença na atividade eletromiográfica do músculo tensor da fascia lata e quadrado lombar em nenhum dos posicionamentos (Tabela 2).

Tabela 2: Análise de variância com medidas repetidas da atividade muscular do GM, TFL e QL nas diferentes modalidades.

Músculo	Relação entre modalidades	Diferença entre as médias	Erro padrão	Significância
GM	QPN x QPM	-0,32	2,38	1
	QPN x QPL	9,34	2,89	0,01*
	QPM x QPL	9,66	3,36	0,03*
TFL	QPN x QPM	2,52	2,3	0,87
	QPN x QPL	1,70	2,49	1,00
	QPM x QPL	-0,82	2,52	1,00
QL	QPN x QPM	0,58	1,16	1,00
	QPN x QPL	1,00	0,8	0,69
	QPM x QPL	0,42	1,05	1,00

*** Diferença estatisticamente significante**
(GM- glúteo médio, TFL- tensor da fascia lata, QL- quadrado lombar, IPN-Inclinação Pélvica Neutra, IPRM-Inclinação Pélvica com Rotação Medial, IPRL-Inclinação Pélvica com Rotação Lateral).

5.2 Razão de ativação muscular GM/QL e GM/TFL

Houve diferença significativa na razão GM/QL entre os três posicionamentos durante o exercício de inclinação da pelve F(2, 32) = 5,04, p=0,01). A IPRM mostrou maior ativação quando comparada à IPRL (p=0.02), porém sem diferença com a IPN (p=0.10). A IPN não mostrou diferenças significantes quando comparada à IPRL (p=0.05). Houve diferença significativa na relação GM/TFL entre os três posicionamentos durante o exercício "*pelvic drop*" F(2, 32) = 3,44, p=0,04). Entretanto, a comparação par a par (Correção de Bonferroni para comparações múltiplas), não mostrou diferença significante em nenhum dos posicionamentos (Tabela 3).

Tabela 3: Razão GM/TFL e GM/QL nas diferentes modalidades

Relação muscular	Modalidade de exercício	Diferença entre as medias	Erro padrão	Significância
GM/TFL	IPN x IPRM	-0,14	0,19	1,00
	IPN x IPRL	0,30	0,13	0,13
	IPRM x IPRL	0,44	0,18	0,08
GM/QL	IPN x IPRM	0,01	0,20	1,00
	IPN x IPRL	0,51	0,19	0,05
	IPRM x IPRL	0,50	0,16	0,02*

***Diferença estatisticamente significante**
(GM- glúteo médio, TFL-Tensor da Fáscia Lata, QL-Quadrado Lombar, IPN-Inclinação Pélvica Neutra, IPRM-Inclinação Pélvica com Rotação Medial, IPRL-Inclinação Pélvica com Rotação Lateral).

6. DISCUSSÃO

O propósito deste estudo foi investigar o nível de ativação do músculo glúteo médio, tensor da fascia lata e quadrado lombar e a razão entre GM/QL e GM/TFL, durante a execução do exercício de inclinação pélvica, em diferentes posições de membros inferiores.

Este estudo é um dos primeiros a verificar o efeito das diferentes rotações de quadril na execução do exercício de inclinação pélvica, bem como a razão de atividade muscular entre GM/QL. Os resultados encontrados neste estudo indicaram que os níveis de atividade do músculo GM foram significativamente maiores na IPN e IPRM quando comparados à IPRL. Os resultados para a razão entre GM/QL no IPRM apresentou diferença significativamente maior quando comparado à IPRL. Todavia, não houve diferença significativa na razão GM/TFL em nenhum dos três posicionamentos.

Estes achados podem ser explicados pelo fato de que a posição em rotação medial pode aumentar o comprimento e tensão muscular do GM, o que produziria maior atividade pela alteração dos sarcômeros durante a posição em rotação medial [9,10].

O músculo glúteo médio na posição IPRM foi significativamente maior quando comparado à IPRL (29,47%). Estes achados suportam nossa hipótese de que a IPRM promove maiores níveis de atividade para o GM durante exercícios em cadeia cinética fechada (inclinação pélvica). Outros estudos buscaram avaliar os níveis de ativação do GM em diferentes rotações de quadril durante a isometria de abdução de quadril em decúbito lateral, e encontram resultados similares ao do nosso estudo, o qual a atividade do músculo GM apresentou maiores níveis de atividade com rotação medial de quadril[10,11,45].

A razão de ativação entre GM/QL foi significativamente maior em rotação medial quando comparado à rotação lateral. Estes resultados sugerem que houve um aumento da ativação do GM acompanhados da diminuição ou manutenção da atividade do QL. Nenhum estudo prévio buscou investigar a relação do GM/QL no exercício de inclinação pélvica. Andersson et al.[46], 1996, descreve que a função do músculo quadrado lombar é realizar a extensão e flexão lateral do tronco. Entretanto, Kendall et al.[40], 2005, descreve que o músculo QL seja capaz de realizar a elevação da pelve em cadeia cinética aberta. Embora o músculo QL contralateral realize o movimento de inclinação da pelve em cadeia cinética aberta no exercício "pelvic drop", provavelmente, não sofre influência quando o membro em apoio é posicionado em diferentes rotações de quadril.

A ação compensatória do músculo quadrado lombar durante a execução do exercício de inclinação da pelve baseia-se nos princípios da marcha trendelenburg, ao qual a subida do quadril do lado da perna da fase de oscilação compensa a incapacidade do joelho e/ou tornozelo e encurta-se suficientemente para tirá-lo do solo. A elevação resulta na abdução da pelve em relação ao fêmur da fase de apoio. Os músculos envolvidos neste movimento incluem os abdutores primários do membro em fase de apoio e o músculo quadrado lombar do lado contraleteral ao membro em apoio[17].

A relação de atividade entre o GM/TFL não mostrou diferença significante entre as diferentes posições de rotação de quadril. Como citado anteriormente, a ativação do glúteo médio foi maior com a posição em rotação medial e neutro de quadril, porém quando analisado a relação GM/TFL, não houve diferença entre as posições. Este resultado sugere que a maior ou menor ativação do glúteo médio é acompanhado da maior ou menor atividade do TF, respectivamente.

Nenhum estudo prévio buscou compreender a relação de atividade GM/TFL durante o exercício de inclinação pélvica com diferentes rotações de quadril. Apenas um estudo prévio comparou a relação GM/TFL em diversos exercícios e demonstrou que a inclinação da pelve com os pés apontados para frente é um exercício com alto nível de ativação do glúteo, semelhante ao nível de ativação do tensor da fascia lata[18]. Tais resultados podem ser explicados, pois o GM e TFL são abdutores primários do quadril[3].

No nosso estudo optou-se em manter o membro em 15 graus de rotação medial e 20 graus de rotação lateral. Este valor foi adotado por conveniência, e de acordo com Newmann et al.[3], 2010, a amplitude de movimento de rotação medial de quadril é menor quando comparado à rotação lateral. Por este motivo optou-se em adotar uma rotação medial menor do que a rotação lateral. Outros estudos que buscaram avaliar o efeito da rotação do quadril durante exercícios terapêuticos para a musculatura do quadril, também adotaram o grau de rotação por conveniência, valores estes próximos ao utilizados em nosso estudo (20 graus de rotação medial e lateral)[10]. Não há na literatura estudos que buscaram avaliar o efeito da rotação de quadril nos níveis de ativação do GM durante a execução do exercício de inclinação pélvica. Tais posicionamentos podem ter influenciado na curva comprimento e tensão dos músculos GM e TFL.

Embora esses achados promovam um raciocínio biomecânico para sua eficácia clínica em programas de reabilitação, não há uma relação precisa entre o posicionamento articular e o comprimento das fibras musculares[47]. Contudo, alguns autores afirmam que o comprimento muscular ideal não ocorre com a articulação em posição neutra[48,49].

Em nosso estudo, 15º de rotação medial e a posição neutra do quadril foram capazes de produzir maiores níveis de atividade eletromiografica comparado à rotação

lateral durante o movimento de abdução do quadril. Corroborando aos nossos resultados, Ward et al.[47],2010, através de um modelo biomecânico, demonstrou que 15º de rotação medial do quadril foi capaz de aumentar o momento de abdução do quadril durante o agachamento.

Logo, acredita-se que a posição neutra de quadril proporcione também comprimento ideal para a contração muscular do glúteo médio, enquanto a rotação lateral diminua a vantagem mecânica do GM provocada, provavelmente, pela redução do comprimento muscular. Entretanto, Ward et al.[47], 2010, afirma que é desconhecida a relação entre o posicionamento angular e o comprimento dos sarcômeros de cada músculo, inclusive o GM.

Algumas implicações clínicas podem ser consideradas com os resultados deste estudo, o que nos permite sugerir que em pacientes com disfunção patelo femoral podem não se beneficiar da adição da rotação medial do quadril, pois alguns estudos sugerem que a rotação medial do fêmur predispõe a lesão da cartilagem retropatelar [25,50]. Como não houve diferença nos níveis de ativação do GM entre as posições neutra e rotação medial, sugere-se a realização do exercício de inclinação pélvica com a posição neutra.

O estudo apresenta como limitação o “Crosstalk”, que é caracterizado pela contaminação do sinal de um músculo em particular pela ativação de músculos adjacentes, e pode ter ocorrido entre os músculos eretores da coluna e quadrado lombar, bem como entre o GM e TFL, embora os autores tenham utilizadas recomendações para evitar tal interferência. Futuros estudos devem investigar a aplicabilidade destes exercícios em diversas patologias que necessitam do fortalecimento do glúteo médio.

7. CONCLUSÃO

A atividade do GM foi significativamente maior no IPRM e IPN. A razão GM/QL na IPRM mostrou diferença significante quando comparada à IPRL. Assim, as posições de rotação medial e neutra são mais eficazes para o recrutamento do músculo GM durante o exercício de inclinação pélvica.

8.ANEXOS

8.1 ANEXO 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Dados de identificação do sujeito da pesquisa:

Nome do Paciente: _____

RG: _____ Sexo: M ( ) F ( )

Data de Nascimento: _____/_____/_____

Endereço:_____nº:_____apto:_____

CEP:_____ Telefone:DDD (_____)_____

Gostaríamos de convidá-lo a participar de uma pesquisa que tem como objetivo determinar a relação entre GM/QL e GM/TFL em 4 exercícios em cadeia cinética fechada modificados para a fortalecimento da musculatura do quadril.

A avaliação terá duração de aproximadamente 40 minutos e será realizada em um único dia. O Sr. (a) deverá responder a algumas perguntas referente à avaliação fisioterapêutica para verificar se há presença de alguma doença que o impeça de participar da pesquisa. Em seguida, serão demonstrados os exercícios que serão executados, os exercícios consistem em ficar em pé com apoio de uma única perna e a outra ficará suspensa. O Sr. (a) realizará o exercício após uma avaliação da capacidade de contração do músculo glúteo médio (músculo do lado do quadril) e o músculo quadrado lombar (músculo que fica na parte de baixo das costas) através do eletromiográfo (mostrar o Eletromiográfo e eletrodos) e os eletrodos serão fixados com fita adesiva. Em nenhum momento o Sr. (a) sentirá dor e poderá apenas sentir um pequeno desconforto quando colocados os eletrodos.

Os procedimentos fisioterapêuticos de avaliação envolvidos no estudo serão realizados gratuitamente sem qualquer ônus para a Irmandade Santa Casa de Misericórdia de São Paulo.

Se tiver alguma dúvida sobre a pesquisa, a qualquer momento poderá ser esclarecida e não é obrigatória a sua participação neste estudo, podendo o Sr. (a) desistir, também, a qualquer momento sem que isto traga qualquer tipo de prejuízo.

Declaro que estou ciente dos procedimentos envolvidos na pesquisa "**EMG do glúteo médio durante o exercício pelvic drop.**" e que todos os dados e informações por mim concedidos serão totalmente sigilosos, não sendo revelada de forma alguma a minha identificação.

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar da presente pesquisa.

São Paulo, ____de _____, 2012.

_____

Assinatura do Voluntário

_____

Assinatura do Pesquisador

Responsável pela pesquisa: Silvia Maria Amado João – Rua Cipotânia, 51 – Cidade Universitária. Telefone: (011) 3091.8424

Pesquisador: Renan Lima Monteiro – Rua Leão Coroado 940, Vila Beatriz, São Paulo-SP- Telefone: Celular (011) 6777-8579

8.2 ANEXO 2 -Aprovação CEP-USP

MEDICINA

USP

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

CIÊNCIA

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em 27.08.14 tomou ciência do Projeto nº 282/14 intitulado "**EMG do glúteo médio durante o exercício pelvic drop**", vinculado à pós-graduação do Departamento de Fisioterapia,Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional , que não envolverá atividade prática e/ou experimental no âmbito da Faculdade de Medicina ou Instituto do Câncer do Estado de São Paulo e que conta com prévia aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo.

Pesquisador(a) Responsável: Silvia Maria Amado João

Pesquisador(a) Executante : Renan Lima Monteiro

CEP-FMUSP, 27 de agosto de 2014

Prof. Dr.Roger Chammas
Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa

Comitê de Ética em Pesquisa
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

9. REFERÊNCIAS

1. Clark JM, Haynor DR. Anatomy of the abductor muscle of the hip as studied by computed tomography. J Bone Joint Surg Am. 1987; 60: 1021-1031.
2. Ward SR, Eng CM, Smallwood LH, Lieber RL. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? Clin Orthop Relat Res. 2009; 467(4): 1074-1082.
3. Neumann DA. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. J Orthop Sports Phys Ther. 2010; (40): 82-94.
4. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. Am J Sports Med. 2006; 34: 299-311.
5. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. Med Sci Sports Exerc. 2006; 38: 945-952.
6. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. J Orthop Sports Phys Ther. 2009; 39 (7): 532-540.
7. Fukuda TY, Rosseto FM, Magalhães E, Bryk FF, Lucareli PRG, Carvalho NAA. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. J Orthop Sports Phys Ther. 2010; 40 (11): 736-742.
8. Mascal CL, Landel R, Powers C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. J Orthop Sports Phys Ther. 2003; 33: 642-660.
9. Bolgla LA, Uhl TL. Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. J Orthop Sports Phys Ther. 2005; 35: 487-494.
10. Lee JH, Cynn HS, Kwon OY, Yi CH, Yoon TL, Choi WJ et al. Different hip rotations influence hip abductor muscles activity during isometric side-lying hip abduction in subjects with gluteus medius weakness. J Electromyogr Kinesiol. 2014; 24: 318-324.
11. Lee JH, Cynn HS, Choi SA, Yoon TL, Jeong HJ. Effects of different hip rotations on gluteus medius and tensor fasciae latae muscle activity during isometric sidelying hip abduction. J Sport Rehabil. 2013;22:301–7.

12. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic Analysis of Core Trunk, Hip, and Thigh Muscles During 9 Rehabilitation Exercises. J Orthop Sports Phys Ther. 2007;37(12):754-762.
13. Ayotte NW, Stetts DM, Keenan G, Greenway EH. Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercise. J Orthop Sports Phys Ther. 2007; 37(2): 48:55.
14. Philippon MJ, Decker MJ, Giphart JE, Torry MR, Wahoff MS, LaPrade RF. Rehabilitation exercise progression for the gluteus medius muscle with consideration for iliopsoas tendinitis. Am J Sports Med. 2011; 20 (10): 1-9.
15. Boren K, Conrey C, Coguic JL, Paprocki L, Voight M, Robinson TK. Electromyographic Analysis of Gluteus Medius and Gluteus Maximus During Rehabilitation Exercises. Int J Sports Phys Ther. 2011; 6(3): 206–223.
16. Cools AM, Dewitte V, Lanszweert F, Notebaert D, Roets A, Soetens B, Cagnie B, Witvrouw BB. Rehabilitation of scapular muscle balance. Am J Sports Med 2007; 35: 1744-1751.
17. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system. New York, Elsevier; 2006.
18. Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers, CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assesment using fine-wire electrodes. J Orthop Sports Phys Ther. 2013; 43(2): 54-65.
19. Hardcastle P, Nade S. The significance of the trendelenburg test. J Bone Joint Surg. 1985; 67 B (5): 741-746.
20. O'Sullivan, Smith SM, Sainsbury D. Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 2010; 12:2-17
21. Flack NAMS, Nicholson HD, Woodley SJ. A Review of the Anatomy of the Hip Abductor Muscles, Gluteus Medius, Gluteus Minimus, and Tensor Fascia Lata. Clin Anat. 2012;25:697–708.
22. English AW, Wolf SL, Segal RL. Compartmentalization of muscles and their motor nuclei: The partitioning hypothesis. Phys Ther .1993;73:857–867.
23. Flack NAMS, Nicholson HD, Woodley SJ. The Anatomy of the Hip Abductor Muscles. Clin Anat. 2014; 27:241–253.

24. Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. J Biomech. 1999;32:493-501.
25. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint disfuntion: a theoretical perspective. J Orthop Sports Phys Ther. 2003; 33 (11): 639-646.
26. Smith JA, Popovich JM, Kulig K. The Influence of Hip Strength on Lower-Limb, Pelvis, and Trunk Kinematics and Coordination Patterns During Walking and Hopping in Healthy Women. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2014;44 **(**7)**:** 525-531.
27. Souza RB e Powers CM. Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. J Orthop Sports PhysTher.2009;39(1):12-19.
28. Harris-Hayes M, Mueller MJ, Sahrmann SA, Bloom NJ, Steger-May K, Clohisy JC, Salsich GB. Persons with chronic hip joint pain exhibit reduced hip muscl strength. J Orthop Sports Phys Ther 2014;44(11):890-898.
29. Magee DJ. Orthopedic Physical Assessment. 5th ed. Philadelphia, PA: Saunders; 2007.
30. Starkey R, Ryan J. Evaluation of Orthopedic and Athletic Injuries. 2nd ed. Philadelphia,PA: FA Davis; 2002.
31. Kendall KD, Schmidt C, Ferber R. The Relationship Between Hip-Abductor Strength and the Magnitude of Pelvic Drop in Patients With Low Back Pain. J Sport Rehabil. 2010, 19, 422-435.
32. McBeth JM, Earl-Boehm JE, Cobb SC, Huddleston WE. Hip Muscle Activity During 3 Side-Lying Hip-Strengthening Exercises in Distance Runners. Journal of Athletic Training 2012:47(1):15-23
33. Sidorkewicz N, Cambridge EDJ, McGill SM. Examining the effects of altering hip orientation on gluteus medius and tensor fascae latae interplay during common non-weight-bearing hip rehabilitation exercises. Clin Biomech. 2014; 29:971–976.
34. Flegal KM, Carroll MD, Kuczmarski RJ, Johnson CL. Overweight and obesity in the United States: prevalence and trends, 1960–1994. Int J Obes Relat Metab Disord. 1998;22:39–47.
35. Nyland J, Kuzemchek S, Parks M, Caboru D. Femoral anteversion influences vastus medialis and gluteus medius EMG amplitude: composite hip abductor

EMG amplitude ratios during isometric combined hip abduction-external rotation. J Electromyogr Kinesiol. 2004;14:255–61.

36. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 2000;10: 361-74.
37. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg: Aspen Publishers Inc.; 1998.
38. Park KM, Kim SY, Oh DW. Effects of the pelvic compression belt on gluteus medius, quadratus lumborum, and lumbar multifidus activities during side-lying hip abduction. J Electromyogr Kinesiol. 2010; 20: 1141–1145.
39. Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, Uhl LT. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. Am J Sports Med 2003; 31 (3): 449-456.
40. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. Músculos: provas e funções com postura e dor. Baltimore, MD: Lippincott, Williams & Wilkins; 2005.
41. Park RJ, Tsao H, Claus A, Cresswell AG, Hodges PW. Changes in regional activity of the psoas major and quadratus lumborum with voluntary trunk and hip tasks and differente spinal curvatures in sitting. J Orthop Sports Phys Ther. 2013; 43 (2): 74-82.
42. McLean L, Chislett M, Keith M, Murphy M, Walton P. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. J Electromyogr Kinesiol. 2003; 13 (2): 169–180.
43. Hunter AM, St Clair Gibson A, Lambert MI, Nobbs L, Noakes TD. Effects of supramaximal exercise on the electromyographic signal. Br J Sports Med. 2003; 37:296–9.
44. Chinkulprasert C, Vachalathiti R, Powers CM. Patellofemoral joint forces and stress during forward step-up, lateral step-up, and forward step-down exercises. J Orthop Sports Phys Ther 2011; 41 (4): 241-248.
45. Earl JE. Gluteus medius activity during 3 variations of isometric single-leg stance. J Sport Rehabil. 2004;13:1-11.

46. Andersson EA, Oddsson LI, Grundstrom H, Nilsson J, Thorstensson A. EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion relaxation and other motor tasks. Clin Biomech. 1996;11:392-400.
47. Ward SR, Winters TM, Blemker SS. The Architectural Design of the Gluteal Muscle Group: Implications for Movement and Rehabilitation. J Orthop Sports Phys Ther 2010;40(2):95-102.
48. Ward SR, Hentzen ER, Smallwood LH, et al. Rotator cuff muscle architecture: implications for glenohumeral stability. Clin Orthop Relat Res. 2006;448:157-163.
49. Ward SR, Kim CW, Eng CM, et al. Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. J Bone Joint Surg Am. 2009;91:176-185.
50. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SMA, Middelkoop MV. Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review. Orthop Sports Phys Ther 2012;42(2):81-94, Epub 25 October 2011.

Apêndice -Rotina Matemática

```
function varargout = Myo(varargin)
% MYO MATLAB code for Myo.fig
%      MYO, by itself, creates a new MYO or raises the existing
%      singleton*.
%
%      H = MYO returns the handle to a new MYO or the handle to
%      the existing singleton*.
%
%      MYO('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
%      function named CALLBACK in MYO.M with the given input
arguments.
%
%      MYO('Property','Value',...) creates a new MYO or raises the
%      existing singleton*.  Starting from the left, property value
pairs are
%      applied to the GUI before Myo_OpeningFcn gets called.  An
%      unrecognized property name or invalid value makes property
application
%      stop.  All inputs are passed to Myo_OpeningFcn via varargin.
%
%      *See GUI Options on GUIDE's Tools menu.  Choose "GUI allows
only one
%      instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help Myo

% Last Modified by GUIDE v2.5 14-Nov-2014 15:03:59

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                   'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                   'gui_OpeningFcn', @Myo_OpeningFcn, ...
                   'gui_OutputFcn',  @Myo_OutputFcn, ...
                   'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                   'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT


% --- Executes just before Myo is made visible.
function Myo_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
```

```
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to Myo (see VARARGIN)

% Choose default command line output for Myo
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Myo wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);
global data time_rms Response_Filt result1
global g j
maxy = 200;
[file, dir]=uigetfile('.txt','Escolher arquivo');
Arquivo = [dir file];
if Arquivo ~= 0
    data = importdata(Arquivo);
    prompt = {'Muscle #1','Muscle #2','Muscle #3'};
    dlg_title = '';
    num_lines = 1;
    def = {'100','100','100'};
    answer = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);

    dados = data(:,3)./str2double(answer(1));
    Rec(:,1) = dados;
    dados = data(:,4)./str2double(answer(2));
    Rec(:,2) = dados;
    dados = data(:,5)./str2double(answer(3));
    Rec(:,3) = dados;

    s = 200;
    [a1,b1]=size(Rec);
    rms = zeros(a1,b1);
    time_rms = (0:0.0005:8);
    for j = 1:b1
        for i = 1:a1-s
            rms(i,j) = std(Rec(i:i+s,j));
            result1=rms;
        end
    end
    set(handles.slider2,'Max',40000);
    set(handles.slider3,'Max',40000);
    axes(handles.axes1)
    plot(data(:,1),data(:,2),'y')
    axis([0 max(data(:,1)) 0 100])
    xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
    ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
    set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
%     axes(handles.axes2)
%     plot(data(:,1),data(:,3),'y')
%     axis([0 max(data(:,1)) -600 600])
%     xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
%     ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
%     set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
%     axes(handles.axes3)
%     plot(data(:,1),data(:,4),'y')
```

```
%     axis([0 max(data(:,1)) -600 600])
%     xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
%     ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
%     set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
%     axes(handles.axes4)
%     plot(data(:,1),data(:,5),'y')
%     axis([0 max(data(:,1)) -600 600])
%     xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
%     ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
%     set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
    axes(handles.axes5)
    plot(time_rms,result1(:,1),'y')
    axis([0 max(time_rms) 0 maxy])
    xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
    ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
    set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
    axes(handles.axes6)
    plot(time_rms,result1(:,2),'y')
    axis([0 max(time_rms) 0 maxy])
    xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
    ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
    set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
    axes(handles.axes7)
    plot(time_rms,result1(:,3),'y')
    axis([0 max(time_rms) 0 maxy])
    xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
    ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
    set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
    result1 = result1';
    Fs = 2000;
    NFFT = 2^nextpow2(a1);
    [m,n]=size(result1);
    Response_Filt=zeros(3,NFFT);
    A = zeros(3,NFFT);
    f = Fs*linspace(0,1,NFFT);
    g = 42;
    for i = 1:m
        Y = fft(result1(i,:),NFFT)/NFFT;
        Y(1,g:NFFT-(g-2)) = 0;
        A(i,:) = 2*abs(Y);
        Response_Filt(i,:) = ifft(Y,NFFT)*NFFT;
    end
    axes(handles.axes8)
    [M,N] = size(Response_Filt);
    T = 0:N-1;
    T = T/2000;
    plot(T,Response_Filt(1,:),'y')
    axis([0 max(T) 0 maxy])
    xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
    ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
    set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
    axes(handles.axes9)
    plot(T,Response_Filt(2,:),'y')
    axis([0 max(T) 0 maxy])
    xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
```

```
    ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
    set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
    axes(handles.axes10)
    plot(T,Response_Filt(3,:),'y')
    axis([0 max(T) 0 maxy])
    xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
    ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
    set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
    datacursormode on
    zoom on

    g = 1;
    j = 1;

end

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = Myo_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;


% --------------------------------------------------------------------
function File_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to File (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)


% --------------------------------------------------------------------
function Interval_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Interval (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)


% --- Executes on slider movement.
function slider2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to slider2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'Value') returns position of slider
%        get(hObject,'Min') and get(hObject,'Max') to determine range
of slider
global data time_rms j g Response_Filt result1 maxy
g = get(handles.slider2,'Value');
g = round((g)/0.4);
set(handles.slider3,'Value',g);
if (time_rms(1,g)) > max(time_rms)
    g = length(time_rms);
    set(handles.slider2,'Value',g);
```

```
else
    g = g;
end
if j < g
    j = g;
else
end

axes(handles.axes1)
cla
plot(data(:,1),data(:,2),'y')
hold on
plot([time_rms(1,g) time_rms(1,g)],[0 1000],'-r')
hold on
plot([time_rms(1,j) time_rms(1,j)],[0 1000],'-g')
axis([0 max(data(:,1)) 0 100])
xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
set(handles.text1,'String',num2str(time_rms(1,g)));
set(handles.text2,'String',num2str(time_rms(1,j)));
set(handles.text5,'String',num2str((data(g,2))));
set(handles.text6,'String',num2str((data(j,2))));

axes(handles.axes8)
cla
[M,N] = size(Response_Filt);
T = 0:N-1;
T = T/2000;
plot(T,Response_Filt(1,:),'y')
hold on
for l = 1:N
    if T(1,l)> time_rms(1,g)
        break
    else
    end
end
t1 = T(1,l);

for k = N:-1:1
    if T(1,k)< time_rms(1,j)
        break
    else
    end
end
t2 = T(1,k);
plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
hold on
plot([t2 t2],[0 1000],'-g')

axis([0 max(T) 0 maxy])
xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')

axes(handles.axes9)
cla
[M,N] = size(Response_Filt);
```

```
T = 0:N-1;
T = T/2000;
plot(T,Response_Filt(2,:),'y')
hold on
for l = 1:N
    if T(1,l)> time_rms(1,g)
        break
    else
    end
end
t1 = T(1,l);
for k = 1:N
    if T(1,k)> time_rms(1,j)
        break
    else
    end
end
t2 = T(1,k);
plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
hold on
plot([t2 t2],[0 1000],'-g')

axis([0 max(T) 0 maxy])
xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')

axes(handles.axes10)
cla
[M,N] = size(Response_Filt);
T = 0:N-1;
T = T/2000;
plot(T,Response_Filt(3,:),'y')
hold on
for l = 1:N
    if T(1,l)> time_rms(1,g)
        break
    else
    end
end
t1 = T(1,l);
for k = 1:N
    if T(1,k)> time_rms(1,j)
        break
    else
    end
end
t2 = T(1,k);
plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
hold on
plot([t2 t2],[0 1000],'-g')

axis([0 max(T) 0 maxy])
xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')

% axes(handles.axes9)
% cla
```

```
% plot(T,Response_Filt(2,:),'y')
% hold on
% plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
% hold on
% plot([t2 t2],[0 1000],'-g')
% axis([0 max(T) 0 10])
% xlabel('Tempo (ms)','FontName','Centaur')
% ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
% set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
% axes(handles.axes10)
% cla
% plot(T,Response_Filt(3,:),'y')
% hold on
% plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
% hold on
% plot([t2 t2],[0 1000],'-g')
% axis([0 max(T) 0 10])
% xlabel('Tempo (ms)','FontName','Centaur')
% ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
% set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')

set(handles.text3,'String',num2str(mean(result1(1,g:j))));
set(handles.text4,'String',num2str(mean(result1(2,g:j))));
set(handles.text7,'String',num2str(mean(result1(3,g:j))));
set(handles.text13,'String',num2str(max(result1(1,g:j))));
set(handles.text14,'String',num2str(max(result1(2,g:j))));
set(handles.text15,'String',num2str(max(result1(3,g:j))));


% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to slider2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: slider controls usually have a light gray background.
if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end


% --- Executes on slider movement.
function slider3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to slider3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'Value') returns position of slider
%        get(hObject,'Min') and get(hObject,'Max') to determine range
of slider
global data time_rms g j Response_Filt result1 maxy
j = get(handles.slider3,'Value');
j = round((j)/0.4);
if (time_rms(1,j)) > max(time_rms)
    j = length(time_rms);
    set(handles.slider3,'Value',j);
```

```
else
    j = j;
end
set(handles.text1,'String',num2str(time_rms(1,g)));
set(handles.text2,'String',num2str(time_rms(1,j)));
set(handles.text5,'String',num2str((data(g,2))));
set(handles.text6,'String',num2str((data(j,2))));

axes(handles.axes1)
cla
plot(data(:,1),data(:,2),'y')
hold on
plot([time_rms(1,g) time_rms(1,g)],[0 1000],'-r')
hold on
plot([time_rms(1,j) time_rms(1,j)],[0 1000],'-g')
axis([0 max(data(:,1)) 0 100])
xlabel('Tempo (ms)','FontName','Centaur')
ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')

axes(handles.axes8)
cla
[M,N] = size(Response_Filt);
T = 0:N-1;
T = T/2000;
plot(T,Response_Filt(1,:),'y')
hold on
for l = 1:N
    if T(1,l)> time_rms(1,g)
        break
    else
    end
end
t1 = T(1,l);
c1 = l;
for k = 1:N
    if T(1,k)> time_rms(1,j)
        break
    else
    end
end
t2 = T(1,k);
c2 = k;

plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
hold on
plot([t2 t2],[0 1000],'-g')

axis([0 max(T) 0 maxy])
xlabel('Tempo (ms)','FontName','Centaur')
ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')

axes(handles.axes9)
cla
[M,N] = size(Response_Filt);
T = 0:N-1;
T = T/2000;
plot(T,Response_Filt(2,:),'y')
hold on
```

```
for l = 1:N
    if T(1,l)> time_rms(1,g)
        break
    else
    end
end
t1 = T(1,l);
c1 = l;
for k = 1:N
    if T(1,k)> time_rms(1,j)
        break
    else
    end
end
t2 = T(1,k);
c2 = k;

if data(c1,2) > data(c2,2)
    jan_max = min(result1(1,c1:c2));
else
    jan_max = max(result1(1,c1:c2));
end
T_e = find(jan_max == result1(1,c1:c2))+c1;
Peak_time = T(1,T_e);
End_time = t2;
Intervalo(1) = End_time - Peak_time;

if data(c1,2) > data(c2,2)
    jan_max = min(result1(2,c1:c2));
else
    jan_max = max(result1(2,c1:c2));
end
T_e = find(jan_max == result1(2,c1:c2))+c1;
Peak_time = T(1,T_e);
End_time = t2;
Intervalo(2) = End_time - Peak_time;

if data(c1,2) > data(c2,2)
    jan_max = min(result1(3,c1:c2));
else
    jan_max = max(result1(3,c1:c2));
end
T_e = find(jan_max == result1(3,c1:c2))+c1;
Peak_time = T(1,T_e);
End_time = t2;
Intervalo(3) = End_time - Peak_time;

plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
hold on
plot([t2 t2],[0 1000],'-g')

axis([0 max(T) 0 maxy])
xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')

axes(handles.axes10)
cla
[M,N] = size(Response_Filt);
```

```
T = 0:N-1;
T = T/2000;
plot(T,Response_Filt(3,:),'y')
hold on
for l = 1:N
    if T(1,l)> time_rms(1,g)
        break
    else
    end
end
t1 = T(1,l);
for k = 1:N
    if T(1,k)> time_rms(1,j)
        break
    else
    end
end
t2 = T(1,k);
plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
hold on
plot([t2 t2],[0 1000],'-g')

axis([0 max(T) 0 maxy])
xlabel('Tempo (s)','FontName','Centaur')
ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')

% axes(handles.axes9)
% cla
% plot(T,Response_Filt(2,:),'y')
% hold on
% plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
% hold on
% plot([t2 t2],[0 1000],'-g')
% axis([0 max(T) 0 10])
% xlabel('Tempo (ms)','FontName','Centaur')
% ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
% set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
% axes(handles.axes10)
% cla
% plot(T,Response_Filt(3,:),'y')
% hold on
% plot([t1 t1],[0 1000],'-r')
% hold on
% plot([t2 t2],[0 1000],'-g')
% axis([0 max(T) 0 10])
% xlabel('Tempo (ms)','FontName','Centaur')
% ylabel('Amplitude (microvolts)','FontName','Centaur')
% set(gca,'Color',[0 0 0],'XColor','w','YColor','w','XGrid','on',
'YGrid','on','FontName','Centaur')
set(handles.text3,'String',num2str(mean(result1(1,g:j))));
set(handles.text4,'String',num2str(mean(result1(2,g:j))));
set(handles.text7,'String',num2str(mean(result1(3,g:j))));
set(handles.text13,'String',num2str(max(result1(1,g:j))));
set(handles.text14,'String',num2str(max(result1(2,g:j))));
set(handles.text15,'String',num2str(max(result1(3,g:j))));
set(handles.text13,'String',num2str(max(result1(1,g:j))));
set(handles.text14,'String',num2str(max(result1(2,g:j))));
set(handles.text15,'String',num2str(max(result1(3,g:j))));
```

```
set(handles.text17,'String',num2str(Intervalo(1)));
set(handles.text18,'String',num2str(Intervalo(2)));
set(handles.text19,'String',num2str(Intervalo(3)));

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to slider3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: slider controls usually have a light gray background.
if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end
```