

**Universidade São Judas Tadeu**  
**Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde**

**Análise eletromiográfica dos músculos estabilizadores da  
cintura escapular**

Dissertação apresentada à  
Universidade São Judas  
Tadeu como requisito parcial  
para a obtenção do título de  
mestre em Educação Física.

Autor: Henry Dan Kiyomoto  
Orientador: Prof. Dr. Rubens Corrêa Araujo

São Paulo  
2007

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**HENRY DAN KIYOMOTO**

**Análise eletromiográfica dos músculos estabilizadores da  
cintura escapular**

Orientador: Prof. Dr. Rubens Corrêa Araujo

Dissertação apresentada à  
Universidade São Judas  
Tadeu como requisito parcial  
para a obtenção do título de  
mestre em Educação Física.

São Paulo  
2007

# DEDICATÓRIA

À minha mãe, Keiko, pela educação, caráter e amor à minha pessoa.

Às minhas irmãs, pela compreensão do tempo ausente no período da realização deste trabalho.

À Maria de Lourdes, compreensiva, amiga e amante durante todo o meu período de trabalho e dedicação à minha formação.

## AGRADECIMENTOS

Minha obrigação, não ser injusto com nenhuma das pessoas, de tantas que me ajudaram para a finalização deste trabalho. Então, quero agradecer a todas as pessoas que estiveram ao meu lado e que fizeram parte da conclusão desta dissertação. Obrigado.

Não poderia ser diferente, em começar pelas pessoas com quem eu mais convivo, estes são meus amigos, irmãos e sócios, Gustavo Fogolin Rosal, Carlos Roberto Mó e Guillaume Claveau, que tanto me incentivam, e que em nenhum momento me cobraram presença neste período de muita batalha para manter nosso sonho em pé: **O NEAF**.

À pessoa em que me espelho, e tanto admiro pela educação e capacidade profissional, meu orientador, Prof. Dr. Rubens Corrêa Araujo, obrigado pelo convite, confiança e dedicação à minha formação como mestre.

Com muito orgulho, que coloco como meus professores, os Professores Doutores Ulysses Ervilha, Luis Mochizuki e aos Mestres Jerônimo Skau, Márcia Barbanera e Daniel Rogério de M. Ferreira, pelo constante aprendizado que tive com vocês.

A todos os amigos do Laboratório de Biomecânica da Universidade São Judas Tadeu pela convivência deste período.

À estrutura de aprendizado continuado da Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, que tanto me ajuda na formação de minha seriedade e responsabilidade com o próximo, em especial para minha chefe Nilza Aparecida Almeida de Carvalho, que com muita compreensão foi essencial na administração do tempo que a formação de mestre exige.

Não posso esquecer, aos voluntários, Daniel, Denis, Felipe, Humberto, Matheus, Osvaldo (Maranhão), Renato Li e Rodrigo Nadu, todos alunos da pós-graduação da ISCMSP (turma 2006), pela atenção fornecida para que se tornasse possível a aquisição dos dados. E ao Guilherme, fisioterapeuta e amigo que também se ofereceu como sujeito do estudo.

Ao Prof. Semaan El Razi Neto meu agradecimento especial, por me nortear desde minha graduação até o presente momento, na caminhada de formação como fisioterapeuta.

A todos os meus colegas de turma (2005), do mestrado, pela grata convivência e troca de experiência que tivemos durante o comprimento das disciplinas, em especial a duas pessoas que considero amigos, Bianca e Milani.

A todos que compõem a grade de professores do curso de pós-graduação de mestrado em Educação Física da USJT, pela aprendizado adquirido neste período.

Aos meus verdadeiros e grandes amigos, não relacionados aos estudos, que sempre compreenderam minha ausência, mas que sempre lembraram de mim, neste período de dedicação aos estudos, em especial a Ana Lua e a Bruno Hornett.

Por fim, à minha família, Mônica, Fabiana, em especial a minha mãe, pela confiança, carinho, compreensão e financiamento em toda a minha formação e para Maria de Lourdes pelo seu companheirismo inigualável.

# SUMÁRIO

DEDICATÓRIA .....	i
AGRADECIMENTOS .....	ii
LISTA DE FIGURAS .....	vi
LISTA DE TABELAS .....	xvi
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS .....	xvii
RESUMO .....	xix
ABSTRACT .....	xxi
1. INTRODUÇÃO .....	1
JUSTIFICATIVA .....	13
2. OBJETIVO .....	14
3. MATERIAIS E MÉTODOS .....	15
3.1. Critérios de inclusão e exclusão .....	15
3.2. Amostra .....	15
3.3. Instrumentação .....	16
3.4. Movimentos e Músculos selecionados .....	17
3.5. Características da Eletromiografia .....	18
3.6. Procedimento .....	19
3.7. Tratamento dos sinais .....	22
3.8. Determinação do início da atividade EMG e do intervalo de análise .....	23
3.9. Análise da intensidade .....	23
3.10. Análise estatística .....	24
4. RESULTADOS .....	25
4.1. Análise do instante de ativação dos músculos .....	25
4.2. Análise da intensidade média do sinal EMG .....	29
4.2.1 Análise inter-músculos .....	29
4.2.2 Análise inter-fases .....	43
4.2.3 Análise inter-movimentos .....	55
4.2.4 Análise inter-velocidades .....	61
5 - DISCUSSÃO .....	67
5.1 – Análise do instante da ativação muscular .....	67
5.2 – Análise da intensidade do sinal .....	69
5.2.1 Análise inter-músculos .....	69
5.2.2 – Análise inter-fases .....	73
5.2.3 – Análise inter-movimentos .....	74
5.2.3 – Análise inter-velocidades .....	74

6.CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	76
7.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	78
ANEXO I .....	88
ANEXO II.....	89
ANEXO III .....	93
ANEXO IV .....	102



## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – Modelo de estabilidade articular. Sub-sistema neural (composto pelo sistema de aferência e eferência neural), Sub-sistema Ativo (composto pelos músculos e Sub-sistema passivo (composto pela arquitetura osteo-articular e pelo ligamentos) (Adaptado de PANJABI, 1992). ..... 3
- Figura 2 – Atividade EMG dos músculos, de cima para baixo, vasto lateral, reto femoral, vasto medial e isquiotibiais e de um eletrogoniômetro, durante os movimentos de flexão e extensão do joelho. Note que a atividade do vasto medial é constante durante a flexão e extensão do joelho.(LIEB E PERRY,1971). ..... 4
- Figura 3 –(A) Contração isométrica, (B) contração isotônica. Sinais elétricos (a) de flexão do tronco e (b) extensão do tronco, sendo monitorados; Pressão intra-abdominal (IAP), Reto do Abdômen (RA), Oblíquo Externo (OE), Oblíquo Interno (OI), Transverso do Abdômen (TrA) e o Ereter da Espinha (ES). Note a atividade constante e de baixa intensidade do m.TrA, independente da direção das forças (CRESSWELL *et al.*,1992). ..... 5
- Figura 4 – Análise do início da atividade dos músculos transversos do abdômen (TrA), oblíquo interno (OI), oblíquo externo (OE), reto do abdômen (RA) e multífido (MF), em relação ao início da atividade do músculo deltóide (0ms) nos movimentos de flexão, abdução e extensão do braço (HODGES E RICHARDSON , 1997). ..... 6
- Figura 5 – A amplitude de rotação lateral foi testada em diversas situações de dissecação anatômica. A) M. Subescapular foi retirado, B) M. Subescapular e terço proximal da cápsula foram retirados, C) M. Subescapular e dois terços proximais da cápsula foram retirados, D) terço distal da cápsula foi retirado, E)

dois terços distais da cápsula foram retirados, F) Toda a cápsula foi retirada. Observe que a rotação lateral vai aumentando de acordo com a retirada das estruturas anatômicas, mas, quando a abdução do braço foi acrescentada essa relação não foi linear, dificultando a inferência dos restritores ou estabilizadores da articulação do ombro (OVESEN e NIELSEN, 1985). .....9

Figura 6 - à esquerda o nível de força para gerar deslocamento da cabeça do úmero em relação a cavidade glenóide quando uma força compressiva é gerada contra a cavidade glenóide com o *labrum* glenoidal e na figura à direita o mesmo mecanismo sem o *labrum* glenoidal (LIPPITT e MATSEN, 1993) ....10

Figura 7 - (a) à esquerda, ilustra a colocação dos fios finos no músculo supra-espinhoso. (b) a direita ilustra a colocação dos fios finos na porção superior e inferior d músculo subescapular. ....20

Figura 8 – Ilustração dos adaptadores do fio fino dos músculos supra-espinhoso (os dois cabos superiores) e dos músculos subescapular nas suas duas porções (4 fios inferiores). Os fios não estão visíveis devido à sua espessura.....21

Figura 9 - Figuras ilustrando a colocação de todos os eletrodos (fio fino e superficiais) momentos antes da coleta.....22

Figura 10 – Início da atividade muscular (pré-atividade) em relação ao tempo, no movimento de flexão diagonal do ombro. (TS) m.trapézio superior; (TI) m.trapézio inferior; (SE) m.supra-espinhal; (SS) m.subescapular superior;(SI) m.subescapular inferior; (SA) m.serrátil anterior; (DA) m.deltóide anterior; (DP) m.deltóide posterior. O início do movimento determinado pela variação angular, padronizada como instante 0 ms do tempo. Não houve diferença estatística entre o início da atividade dos músculos (\*p=0,05).....26

Figura 11 – Mostra o início da atividade muscular (pré-atividade) em relação ao tempo, no movimento de rotação lateral do ombro com abdução de 90°. (TS) m.trapézio superior; (TI) m.trapézio inferior; (SE) m.supra-espinhal; (SS) m.subescapular superior;(SI) m.subescapular inferior; (SA) m.serrátil anterior; (GD) m.grande dorsal; (Rm) m.redondo menor. O início do movimento determinado pela posição angular que está padronizada pelo instante 0 ms. Note que não houve diferença significativa entre o início da atividade dos músculos .....27

Figura 12 – Média e desvio padrão do sinal EMG nas tarefas de flexão e rotação lateral do ombro. (\*) (p=0,05). .....28

Figura 13 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de flexão do ombro na velocidade isocinética de 60°/s. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior. p=0,05 = \* diferente do TS, # diferente do TI, ° diferente do SE, § diferente do SS.....31

Figura 14 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de extensão do ombro na velocidade isocinética de 60°/s. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior. p=0,05 \* diferente do TS, # diferente do TI, ° diferente do SE, § diferente do SS.....33

Figura 15 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de rotação lateral do ombro com 90° de abdução, na velocidade isocinética de 60°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada. (TS) m.trapézio

superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 \* diferente do TS, # diferente do TI, ° diferente do SE, § diferente do SS.....35

Figura 16 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com 90° de abdução, na velocidade isocinética de 60°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela CVM, (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 \* diferente do TS, # diferente do TI, ° diferente do SE, § diferente do SS.....36

Figura 17 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de flexão do ombro na velocidade isocinética de 270°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela contração voluntária máxima. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior. p=0,05 \* diferente do TS, # diferente do TI, ° diferente do SE, € diferente do DA. ....38

Figura 18 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de extensão do ombro na velocidade isocinética de 270°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela contração voluntária máxima. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior,

(SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior.

p=0,05= ° diferente do SE. ....39

Figura 19 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de rotação lateral do ombro com 90° de abdução, na velocidade isocinética de 210°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela CVM, (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 = ° diferente do SE. ....41

Figura 20 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com 90° de abdução, na velocidade isocinética de 210°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela contração voluntária máxima. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 = ° diferente do SE, § diferente do SS. ....42

Figura 21 - Comparação entre as cinco fases do movimento de flexão do ombro, na velocidade isocinética de 60°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, ° diferente da fase 41-60%, § diferente da fase 61-80%. ....44

Figura 22 - Mostra comparação entre as cinco fases do movimento de extensão do ombro, na velocidade isocinética de 60°/s, calculado pelo valor médio do

sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%. .....45

Figura 23 - Comparação entre as cinco fases do movimento de rotação lateral do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 60°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor p=0,05 \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, ° diferente da fase 41-60%, § diferente da fase 61-80%.....47

Figura 24 - Comparação entre as cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 60°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, ° diferente da fase 41-60%. .....48

Figura 25 - Comparação entre as cinco fases do movimento de flexão do ombro, na velocidade isocinética de 270°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm)

m.redondo menor. p=0,05 \* diferente da fase 0-20%, ° diferente da fase 41-60%, § diferente da fase 61-80%. .....50

Figura 26 - Comparação entre as cinco fases do movimento de extensão do ombro, na velocidade isocinética de 270°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.....51

Figura 27 - Comparação entre as cinco fases do movimento de rotação lateral do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 210°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, § diferente da fase 61-80%, £ diferente da fase 81-100%. .....53

Figura 28 - Comparação entre as cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 210°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, ° diferente da fase 41-60%, § diferente da fase 61-80%. .....54

Figura 29 - Comparação entre os movimentos de extensão e flexão diagonal do ombro, na velocidade isocinética de 60°/s. (TS) m.trapézio superior, (TI)

m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.(\*)=p=0,05.....56

Figura 30 - Comparação entre os movimentos de extensão e flexão do ombro, na velocidade isocinética de 270°/s. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI)

m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior.(\*)=p=0,05.....57

Figura 31 - Comparação entre os movimentos de rotação lateral e medial do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 60°/s. (TS) m.trapézio superior (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal e (Rm) m.redondo menor. (\*)=P=0,05.....59

Figura 32 - Comparação entre os movimentos de rotação lateral e medial do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 210°/s. Sendo, (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal e (Rm) m.redondo menor. (\*)=P=0,05 .....60

Figura 33 - Comparação entre as velocidades de 60°/s e 270°/s no movimento de flexão do ombro. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior.(\*)=P=0,05.....63

Figura 34 - Comparação entre as velocidades de 60°/s e 270°/s no movimento de extensão do ombro. (TS) m. trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE)



m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior. (\*) p=0,05.....64

Figura 35 - Comparação entre as velocidades de 60°/s e 210°/s no movimento de rotação lateral do ombro com 90° de abdução. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal e (Rm) m.redondo menor. (\*)=p=0,05.....65

Figura 36 - Comparação entre as velocidades de 60°/s e 210°/s no movimento de rotação medial do ombro com 90° de abdução. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal e (Rm) m.redondo menor. (\*) p=0,05.....66

Figura 37. Cadáver em decúbito ventral, com a escápula focada. As setas para direita marcam o início e o final da espinha da escápula, as setas para esquerda marca o meio da espinha da escápula utilizada como referência para colocação da agulha com o fio no músculo subescapular superior e para a colocação da agulha com o fio no ventre inferior do músculo subescapular ela deveria ser colocada perpendicularmente à borda media da escápula. ....103

Figura 38 – Dissecção por planos da escápula pela região axilar do cadáver, para verificação do fio intramuscular.....103

Figura 39 - Gráficos demonstrando as curvas de torque, velocidade e posição angular obtidas numa velocidade angular de 120°/s (a) e 300°/s (b) nos movimentos de flexão e extensão diagonal do ombro. Note que a 300°/s a velocidade não se mantém estável.....104

Figura 40 - Gráficos demonstrando as curvas de torque, velocidade e posição angular obtidas numa velocidade angular de 120°/s (a) e 300°/s (b) nos movimentos de rotação lateral e medial do ombro. Note que a 300°/s a velocidade não se mantém estável.....105

Figura 41 – Gráfico demonstrando as velocidades médias durante o movimento isocinético de rotação lateral e medial. Note a linha vertical e horizontal que demonstram acima e abaixo de 50% de manutenção do movimento isocinético e que as velocidades de 400 e 500 °/s não atingiram a velocidade do protocolo. ....106

Figura 42 – Gráfico demonstrando as velocidades médias durante o movimento isocinético de flexão e extensão. Note a linha vertical e horizontal que demonstram acima e abaixo de 50% de manutenção do movimento isocinético e que as velocidades de 400 e 500 graus por segundo não atingiram a velocidade do protocolo.....107

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – características da amostra .....	16
Tabela 2 - Média e desvio padrão do instante da pré-atividade dos músculos, no movimento de flexão diagonal.....	93
Tabela 3 - Média e desvio padrão do instante da pré-atividade dos músculos, no movimento de rotação lateral. ....	93
Tabela 4– Média e desvio padrão, movimento de flexão diagonal, velocidade de 60°/s .....	94
Tabela 5– Média e desvio padrão, movimento de extensão diagonal, velocidade de 60°/s.....	95
Tabela 6– Média e desvio padrão, movimento de rotação lateral, velocidade de 60°/s .....	96
Tabela 7– Média e desvio padrão, movimento de rotação medial, velocidade de 60°/s .....	97
Tabela 8– Média e desvio padrão, movimento de flexão diagonal, velocidade de 270°/s.....	98
Tabela 9– Média e desvio padrão, movimento de extensão diagonal, velocidade de 270°/s .....	99
Tabela 10– Média e desvio padrão, movimento de rotação lateral, velocidade de 210°/s .....	100
Tabela 11– Média e desvio padrão, movimento de rotação medial, velocidade de 210°/s .....	101

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

CRflex – Grupo de movimentos curtos e rápidos de flexão diagonal do ombro;

CRrot – Grupo de movimentos curtos e rápidos de rotação lateral do ombro;

CVM – Contração voluntária máxima;

DA – m. deltóide anterior;

dp – desvio(s) padrão;

DP – m. deltóide posterior;

ECRB – m. extensor radial curto do carpo;

ECRR – m. extensor radial longo do carpo;

ECU – m. extensor ulnar do carpo;

EGN – m. eletrogoniômetro;

EMG – m. eletromiografia;

ES – m. eretor da coluna;

EXT270 - Grupo de movimentos isocinéticos à 270 graus por segundo de extensão diagonal do ombro;

EXT60 - Grupo de movimentos isocinéticos à 60 graus por segundo de extensão diagonal do ombro;

FCR – m. flexor radial curto do carpo;

FLEX270 - Grupo de movimentos isocinéticos à 270 graus por segundo de flexão diagonal do ombro;

FLEX60 – Grupo de movimentos isocinéticos à 60 graus por segundo de flexão diagonal do ombro;

GD – m. grande dorsal;

OE – m. oblíquo externo;

OI – m. oblíquo interno;

RA – m. reto do abdômen;

R<sub>H</sub> - Momento do quadril;

R<sub>K</sub>- Momento do joelho;

R<sub>m</sub> – m. redondo menor;

ROTlat210 - Grupo de movimentos isocinéticos à 60 graus por segundo de rotação lateral do ombro;

ROTlat60 - Grupo de movimentos isocinéticos à 60 graus por segundo de rotação lateral do ombro;

ROTmed210 - Grupo de movimentos isocinéticos à 210 graus por segundo de rotação medial do ombro;

ROTmed60 - Grupo de movimentos isocinéticos à 60 graus por segundo de rotação medial do ombro;

SA – m. serrátil anterior;

SE – m. supra-espinhoso;

SI – m. subescapular inferior;

SS – m. subescapular superior;

TI – m. trapézio inferior;

TrA – m. transverso do abdômen;

TS – m. trapézio superior;

VMO – m. vasto medial oblíquo;

## RESUMO

Devido à grande diversidade de problemas no ombro e da alta incidência de instabilidade articular, torna-se de grande interesse dos pesquisadores e importância vital para o treinamento, de como se dá a estabilidade dinâmica do ombro. O objetivo desse trabalho foi analisar a atividade dos músculos do ombro e identificar o possível papel estabilizador dos mesmos, durante os movimentos requeridos, seguindo os critérios atuais de músculo estabilizador articular dinâmico segundo Richardson et al. (2004), a saber, pré-ativação, atividade constante, independente do movimento e de baixa amplitude. A amostra constou de 12 indivíduos saudáveis, e foi utilizado um eletromiógrafo e um dinamômetro isocinético, esse para controle da posição e velocidade angulares. Quatro movimentos e oito músculos foram analisados: flexão-extensão diagonal (m. trapézio superior, m. trapézio inferior, m. supra-espinhal, porção superior do m. subescapular, porção inferior do m. subescapular, m. serrátil anterior, m. deltóide anterior, e m. deltóide posterior), e rotação lateral-medial com 90 graus de abdução do ombro (m. trapézio superior, m. trapézio inferior, m. supra-espinhoso, porção superior do m. subescapular, porção inferior do m. subescapular, m. serrátil anterior, m. grande dorsal, e m. redondo menor), em duas velocidades diferentes para cada par de movimentos. Os músculos profundos foram avaliados com eletrodos fio fino. Foram analisados os instantes de ativação muscular durante movimentos rápidos, e a intensidade do sinal de flexão e extensão e de rotação em todo o ciclo do movimento. Os resultados mostraram que todos os músculos foram ativados antes do movimento angular ter sido detectado, com uma pré-ativação média de

292,5±29,7ms para a flexão e 146±24ms para a rotação lateral. Ao se analisar exclusivamente o critério de intensidade, não foi possível identificar um músculo mais constante, ou atividade menor que os demais, provavelmente devido à grande variabilidade do sinal EMG, denotada pelos altos desvios padrão encontrados. No entanto, pode-se inferir que os músculos trapézio inferior, supra-espinhoso e serrátil anterior são os que apresentam mais característica de estabilizador dinâmico.

Palavras - chave: ombro, eletromiografia, músculos.

## ABSTRACT

Since there is a considerable amount of shoulder's injuries and a high incidence of joint instability, it is important to understand how dynamic shoulder stability occurs. The purpose of this study was to analyze the activity of shoulder muscles and identify if there is any performing a stabilization's role, according to Richardson et al. (2004) criteria: a pre-activation, constant activity independently of the movement direction and low amplitude activity. The sample consisted of 12 healthy subjects. It were used an electromyograph and a dynamometer isokinetic, for muscle analysis, angular position and velocity control. Four movements were analyzed: diagonal flexion-extension (upper trapezius, lower trapezius, supraspinatus, upper subscapularis, lower subscapularis, serratus anterior, anterior deltoid, and posterior deltoid) and lateral-medial rotation with 90° of shoulder abduction (upper trapezius, lower trapezius, supraspinatus, upper subscapularis, lower subscapularis, serratus anterior, latissimus dorsi and teres minor) at two different speeds. The deep muscles were analyzed by fine wire electrodes. It was analyzed the muscle timing activation during fast movements, and the signal intensity of flexion and extension and rotation movements along the entire cycle. The results showed that all muscles were pre-activated related to initial angular position movement, which were  $292,5 \pm 29,7$ ms for flexion and  $146 \pm 24$ ms for lateral rotation. Analyzing exclusively the intensity criteria, it was not possible to identify a regular and constant muscle activity, or with lower intensity, probably due to the high standard deviations founded. Nevertheless, lower trapezius, supraspinatus and serratus anterior performed characteristics of dynamic stabilization

Key words: Shoulder, eletromyography, muscles.



# 1.INTRODUÇÃO

De forma geral, a dor musculoesquelética é um problema de saúde que contribui para um alto custo de cuidado à saúde no mundo industrializado de hoje. A prevenção e o tratamento do problema do sistema musculoesquelético se baseiam na premissa que a causa de dores mecânicas vem de lesões graduais sobre os tecidos ao longo do tempo. Estas lesões vêm de um provável aumento no movimento intra-articular. Para que ocorra melhora na estabilidade articular, através dos novos programas de treinamento através da estabilidade dinâmica, os programas de treinamento, preventivos e os de tratamento são compostos, basicamente, por exercícios direcionados para os músculos estabilizadores dinâmicos articulares (RICHARDSON, HODGES E HIDES, 2004).

A estabilidade articular segundo Kai-Nan An (2002) é dada de forma simplesmente mecânica, baseada no princípio de equilíbrio de forças. O equilíbrio seria a resultante do momento de cargas externas balanceada pelos momentos internos, gerados pela contração muscular.

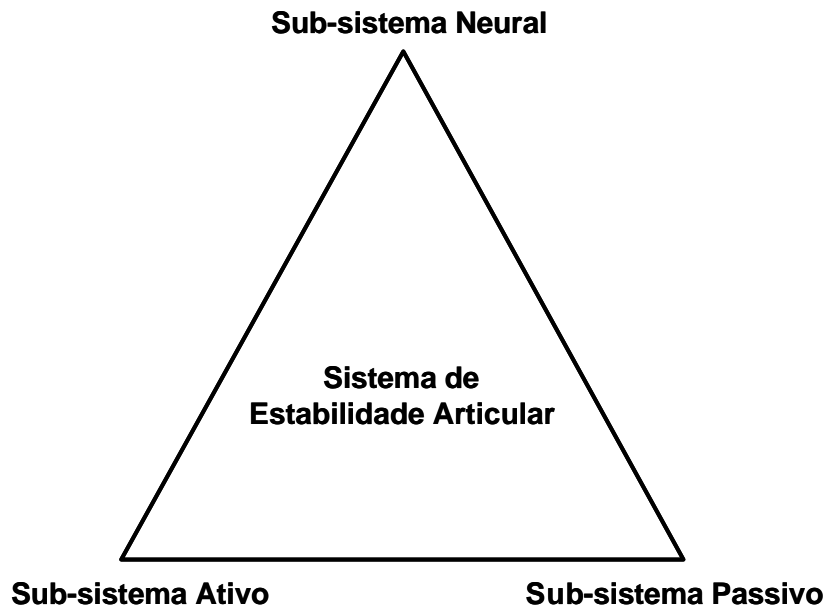
É importante lembrar que músculos têm inserções tridimensionais e isso faz com que ocorram forças sobre os três eixos articulares, dificultando as inferências de força interna em estudos de mensuração indireta (OIZUMI *et al.*, 2006).

Kai-Nan An (2002) menciona que os músculos têm a responsabilidade primária de manter o equilíbrio durante a rotação articular. E lembra que em articulações com muitos graus de liberdade, os constritores cápsulo-ligamentares são menos importantes, atribuindo aos músculos um papel

principal. Para músculos que são considerados multiarticulares, o recrutamento desses depende do momento gerado por todas as articulações envolvidas.

Segundo Kai-Nan An (2002) em situação tridimensional, a equação do equilíbrio deve ser dada pela soma das forças nas três direções ou eixos. Uma dada força em certa articulação pode ser decomposta em três componentes que geralmente são utilizadas para representar as linhas de ação muscular. Se a componente da força muscular está na direção para contribuir para o equilíbrio, então o músculo pode ser considerado um estabilizador articular.

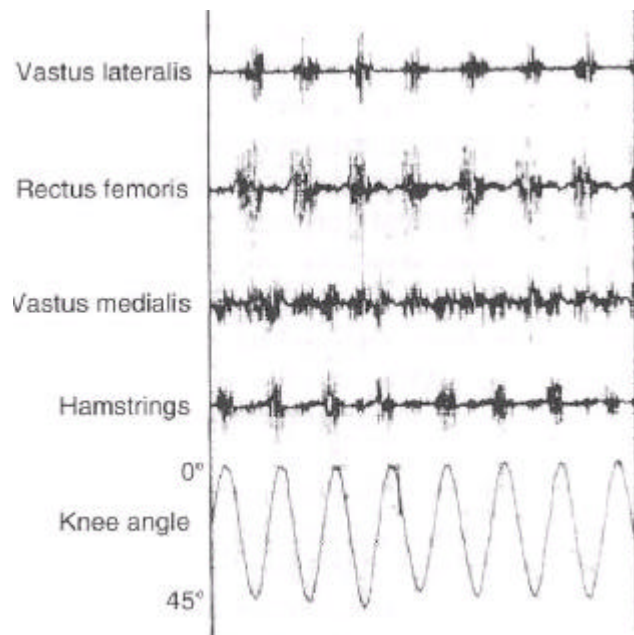
Por sua vez, Panjabi(1992) sugeriu um sistema de estabilização integrando o papel do sistema nervoso na estabilidade articular. Em seu modelo a estabilidade é dividida em 3 subsistemas responsáveis pela estabilidade articular: o subsistema passivo, subsistema ativo e o subsistema de controle neural. O subsistema passivo é composto pela arquitetura ósteo-articular e pelos tecidos moles não contráteis, o subsistema ativo, pelos tecidos contráteis e o subsistema neural pelo sistema nervoso (PANJABI, 1992), como ilustrado na figura 1.



**Figura 1 – Modelo de estabilidade articular. Sub-sistema neural (composto pelo sistema de aferência e eferência neural), Sub-sistema Ativo (composto pelos músculos e Sub-sistema passivo (composto pela arquitetura osteo-articular e pelo ligamentos) (Adaptado de PANJABI, 1992).**

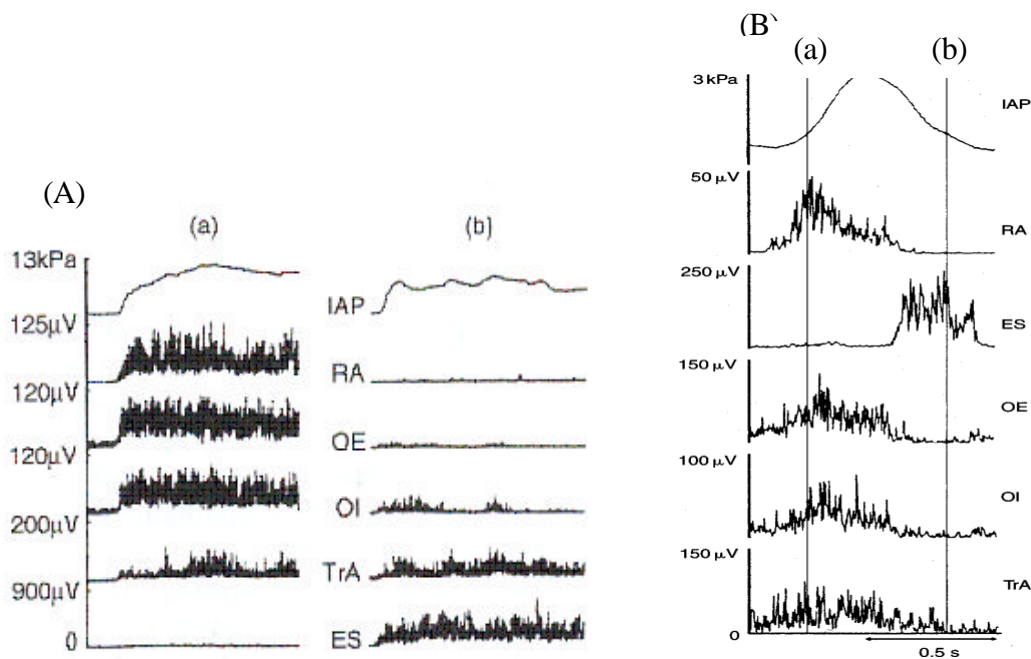
Com a intenção de se estudar esses aspectos da estabilidade articular, Richardson *et al.*(1999) procuraram identificar o papel estabilizador de músculos através da atividade EMG. De acordo com esses autores, os músculos que têm função estabilizadora sobre uma articulação apresentam as seguintes características: atividade constante e de baixa intensidade, atividade independente da direção do movimento, e ainda de característica antecipatória em relação aos demais músculos agonistas. Finalmente, eles afirmam também que os músculos estabilizadores têm características anatômicas próprias, com localização profunda, são monoarticulares e com feixes anatomicamente sem vantagem mecânica na promoção de torques elevados em movimentos específicos.

Um exemplo desse conceito está nos estudo do VMO, que foi considerado por muito tempo um simples extensor do joelho, e, hoje, com os estudos anatômicos e eletromiográficos de Lieb e Perry (1971), confirmou-se seu papel não somente como extensor, mas também como estabilizador da patela nos movimentos do joelho. A figura 2 ilustra este experimento.



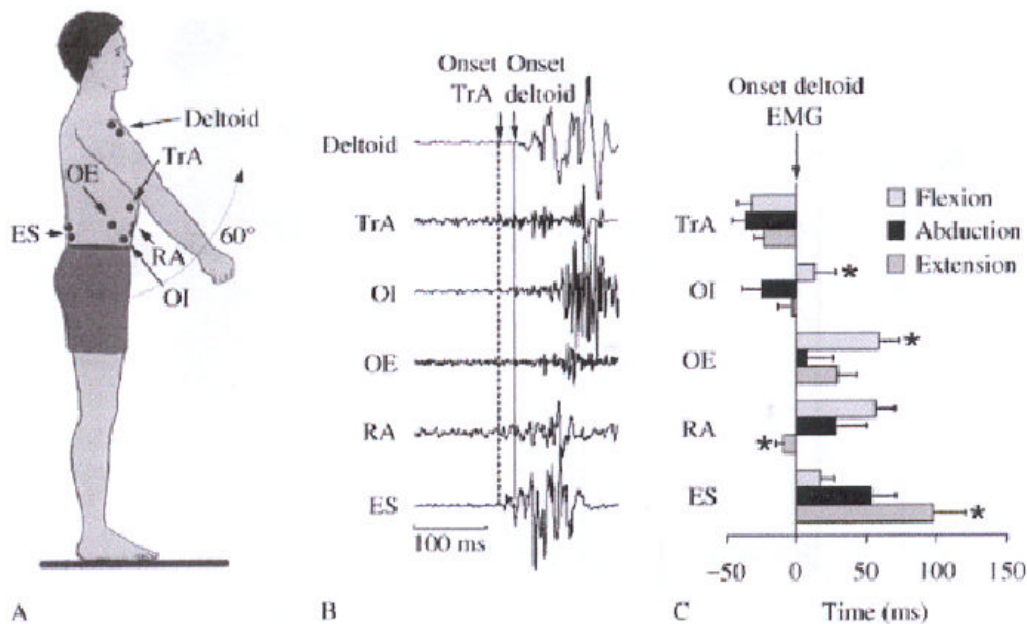
**Figura 2 – Atividade EMG dos músculos, de cima para baixo, vasto lateral, reto femoral, vasto medial e isquiotibiais e de um eletrogoniômetro, durante os movimentos de flexão e extensão do joelho. Note que a atividade do vasto medial é constante durante a flexão e extensão do joelho (LIEB E PERRY,1971).**

Outro exemplo de aplicação desse conceito se dá na coluna lombar, que tem como músculo estabilizador o TrA. CRESSWELL *et al.*(1992) verificaram a atividade dos músculos abdominais durante durante atividade isométrica e isotônica de flexão e extensão do tronco e observaram que o TrA está ativo independentemente da direção da força, como pode ser observado na figura 3.



**Figura 3 –(A) Contração isométrica, (B) contração isotônica. Sinais elétricos (a) de flexão do tronco e (b) extensão do tronco, sendo monitorados; Pressão intra-abdominal (IAP), Reto do Abdômen (RA), Oblíquo Externo (OE), Oblíquo Interno (OI), Transverso do Abdômen (TrA) e o Ereter da Espinha (ES). Note a atividade constante e de baixa intensidade do m.TrA, independente da direção das forças (CRESSWELL *et a.*,1992).**

Outro estudo que evidencia a mesma situação está apresentado na figura 4, que ilustra os resultados apresentados por Hodges e Richardson (1997), demonstrando que o TrA está ativo antes do movimento do braço, determinado pelo início da atividade do músculo deltóide (nesse caso, os autores consideraram que o movimento gerado no braço era capaz de causar um torque no tronco).



**Figura 4 – Análise do início da atividade dos músculos transverso do abdômen (TrA), oblíquo interno (OI), oblíquo externo (OE), reto do abdômen (RA) e multífidus (MF), em relação ao início da atividade do músculo deltóide (0ms) nos movimentos de flexão, abdução e extensão do braço (HODGES e RICHARDSON , 1997).**

Esse e outros trabalhos (HODGES e RICHARDSON, 1993; 1996; HIDES, RICHARDSON e JULL, 1998) contribuíram para a mudança no conceito de treinamento e tratamento das dores lombares crônicas e no treinamento dos músculos dessa região.

No entanto, não foi encontrado na literatura se estes achados sobre o controle da estabilidade articular da coluna lombar podem ser transportados para a região da cintura escapular. Em caso afirmativo, este conhecimento traria potencialmente contribuições para a melhoria de protocolos de treinamento e tratamento do ombro com instabilidade.

Estudos sobre estabilização articular do ombro são importantes devido ao seu complexo desenho anatômico desta região, que permite grande mobilidade e ótima função para o membro superior (LIPPITT e MATSEN, 1993). Os mecanismos articulares do ombro permitem que as mãos sejam levadas para uma área de trabalho à frente do corpo, onde as funções podem ser observadas, permitindo que as atividades da vida diária sejam executadas com muita precisão e exatidão (ALEXANDER, MILEY e HARRISON, 2004).

Esta mobilidade é resultado de uma coordenada atividade de numerosos músculos, que agem simultaneamente produzindo movimento e mantendo a estabilidade articular (BARDEN *et al.*, 2005).

Devido ao grande grau de mobilidade da articulação do ombro, os problemas mais comuns dessa articulação estão relacionados à instabilidade articular (LIPPITT e MATSEN, 1993).

A estabilidade da articulação do ombro depende dos tecidos moles, principalmente dos ligamentos em amplitudes extremas, dos músculos, no meio arco de movimento, e, em menor grau, pela arquitetura óssea. (KRONBERG *et al.*, 1990).

Já a instabilidade articular do ombro tem sido definida como a inabilidade de manter a cabeça umeral no centro da glenóide durante o movimento ativo do braço (LIPPITT e MATSEN, 1993), principalmente no meio da amplitude do movimento, onde os músculos têm maior função na estabilidade do movimento (BARDEN *et al.*, 2005).

A instabilidade do ombro é um problema clínico comum, especialmente em indivíduos ativos, com idade entre 15 e 35 anos, e a incidência pode chegar a uma taxa de 2% da população, sendo desta, 95% associada a deslocamento

com direção ântero-inferior (CHANDNANI *et al.*, 1995). Saha (1971) também afirma que a maior instabilidade glenoumeral é anterior, seguida da inferior e por último a posterior.

Um outro problema, de alta incidência, relacionado a essa articulação de grande mobilidade, é a chamada síndrome do impacto, que pode ser definida como uma dor anterior do ombro de causa mecânica, pelo impacto sofrido nos tecidos compreendidos no espaço subacromial. Essa síndrome tem sua patomecânica dividida em fatores extrínsecos e intrínsecos para melhor organização de sua etiologia. Como fatores extrínsecos, há problemas de variação anatômica, normalmente resolvidos cirurgicamente e os fatores intrínsecos, como os problemas de instabilidade escapular, que têm como foco de tratamento o fortalecimento muscular, para evitar a instabilidade glenoumeral (FU, HARNER e KLEIN, 1991).

Trabalhos sobre instabilidade relacionados à articulação do ombro, normalmente eram feitos de forma estática em cadáveres (OVESEN e NIELSEN, 1985) e os mm. estabilizadores recebiam inferências diretas sobre os restritores primários musculares (ADAMS,1948 *apud* OVESEN e NIELSEN, 1985) ou cápsulo-ligamentares (TOWNLEY,1950).

Ovesen e Nielsen (1985) demonstraram que a retirada de ambos restritores cápsulo-ligamentares e musculares levavam ao aumento na rotação lateral durante a abdução do braço , como demonstrado na figura 5. A relação dos mm. estabilizadores da articulação do ombro se torna complexa quando se faz uma análise durante a amplitude de movimento. Mas, como o estudo foi realizado em cadáveres, a atividade muscular foi desprezada.



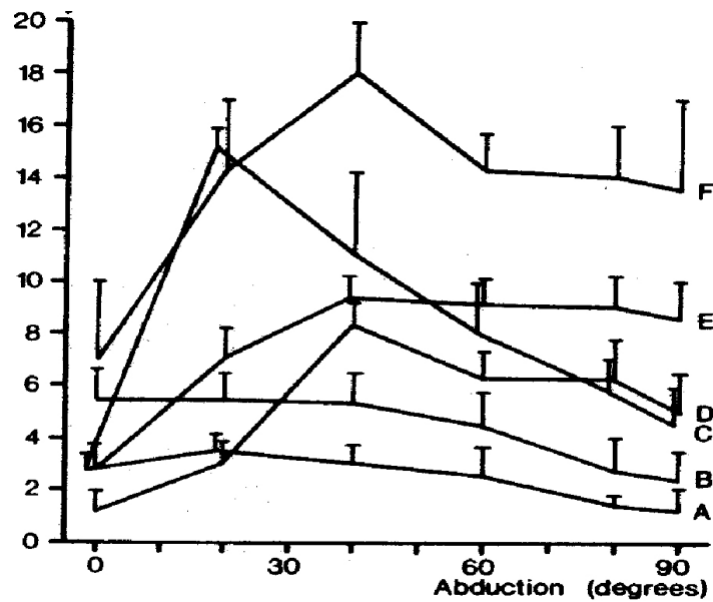
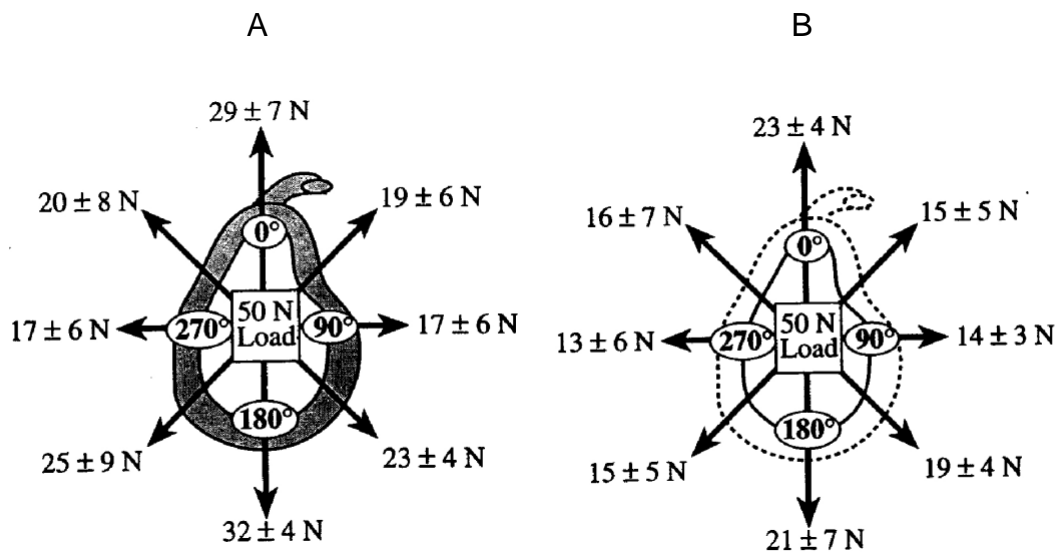


Figura 5 – A amplitude de rotação lateral foi testada em diversas situações de dissecação anatômica. A) M. Subescapular foi retirado, B) M. Subescapular e terço proximal da cápsula foram retirados, C) M. Subescapular e dois terços proximais da cápsula foram retirados, D) terço distal da cápsula foi retirado, E) dois terços distais da cápsula foram retirados, F) Toda a cápsula foi retirada. Observe que a rotação lateral vai aumentando de acordo com a retirada das estruturas anatômicas, mas, quando a abdução do braço foi acrescida essa relação não foi linear, dificultando a inferência dos restritores ou estabilizadores da articulação do ombro (OVESEN e NIELSEN, 1985).

Lippitt e Matsen (1993) realizaram um estudo em cadáveres demonstrando que o aumento da congruência articular pela existência do *labrum* glenoidal, associada às forças compressivas aumentava a estabilidade em relação ao cisalhamento em diversas direções. Como demonstrado na figura 6, Lippitt e Matsen (1993) removeram o *labrum* glenoidal e demonstraram que quando esta estrutura era removida, menores cargas eram

necessárias para ocorrer um mesmo deslocamento da cabeça umeral, mostrando a importância desta estrutura na estabilidade articular do ombro.



**Figura 6 – A) o nível de força para gerar deslocamento da cabeça do úmero em relação a cavidade glenóide quando uma força compressiva é gerada contra a cavidade glenóide com o *labrum* glenoidal e B) o mesmo mecanismo sem o *labrum* glenoidal (LIPPITT e MATSEN, 1993).**

Um dos primeiros trabalhos que foram aceitos pela comunidade científica sobre EMG na análise do movimento foi o de Inman *et al.* (1944), que dissertou sobre o movimento do ombro. Este trabalho chamou a atenção para o comportamento dos músculos durante o movimento ativo desta articulação.

O SA, por inserir-se na borda medial e ângulo inferior da escápula tem sido estudado de alguns estudos EMG, durante os movimentos do ombro, na intenção de identificar sua função (LUDEWIG *et al.*, 1996; DECKER *et al.*, 1999). Além deste, o m. subescapular também tem sido estudado em casos de instabilidade da cintura escapular (MOSELEY *et al.*, 2002; DECKER *et al.*, 2003).

Alguns estudos que analisaram a atividade muscular em ombros com disfunção na estabilidade da cintura escapular, mostraram uma alteração no

instante de ativação dos músculos (BARDEN *et al.*, 2005; MATIAS e PASCOAL, 2006).

Myers *et al.*, (2004), em um trabalho mais elaborado, estudaram a alteração na latência do reflexo muscular em indivíduos com ombros instáveis comparando com indivíduos normais. Eles identificaram uma latência aumentada de alguns músculos, aumento dos picos de atividade elétrica e uma diminuição da co-contração dos mm. que compõem o manguito rotador. Os autores chamam a atenção na sua discussão que a origem da atividade elétrica alterada nos indivíduos com ombros instáveis não é conhecida.

Para se estudar a atividade EMG de diferentes músculos, é interessante observar a inervação dos mesmos. Kato(1989) observou que o músculo subescapular recebe inervação de dois principais ramos: para sua porção torácica (superior) ele recebe inervação do nervo subescapular superior, que pode surgir junto ao nervo subescapular médio, que se junta ao nervo subescapular inferior e inerva a porção axilar (inferior) do músculo subescapular. Além disso, esse músculo pode receber também ramificações do nervo axilar em sua porção axilar (inferior). Se um mesmo músculo tem duas inerações, pode-se supor que cada feixe possa apresentar funções diferentes.

Alguns estudos verificaram a atividade muscular durante os movimentos do ombro em muitos esportes através do uso da eletromiografia (DECKER *et al.*, 2003; MOSELEY *et al.*, 2002; MULROY, 1996), sendo a população de atletas que sobrecarregam seus ombros em atividades que necessitam de arremesso como no beisebol, no golfe e no tênis (GLOUSMAN, 1993; PINK *et al.*, 1990), e na natação (PINK *et al.*, 1991, 1993), pela freqüente e persistente manifestação clínica no ombro sobre músculos estabilizadores (GLOUSMAN,

1993; AN, 2002), mas, os critérios encontrados para se identificar a instabilidade foram diversos.

A seqüência de ativação muscular na maioria dos músculos do ombro têm sido identificados na maioria dos estudos, mas, ainda são escassos os trabalhos na literatura sobre o comportamento dos músculos da cintura escapular, do ponto de vista do conceito atual de estabilização, deixando uma questão, se existem músculos que são especificamente responsáveis pela estabilidade da cintura escapular.

Mais especificamente, pode-se questionar:

1. Nos músculos que compõem a cintura escapular. Existe pré-atividade ao movimento?
2. Qual é o padrão de ativação dos músculos durante os movimentos do ombro?

## JUSTIFICATIVA

Devido à grande diversidade de problemas no ombro e da alta incidência de instabilidade articular, torna-se de grande interesse dos pesquisadores, de como se dá a estabilidade dinâmica do ombro.

Se for possível identificar quais são os músculos estabilizadores da cintura escapular, da mesma forma que os estudos de Cresswel *et al.*(1992) e de Richardson, Hodges e Hides (2004), todos esses para a coluna vertebral, poder-se-ia direcionar a prioridade de treinamento, através de exercícios específicos na região da cintura escapular. Assim, haveria maior base para as prescrições das atividades de prevenção e tratamento dos distúrbios relacionados a instabilidade do ombro que objetivam a melhora do controle motor, supondo, assim, que um músculo estabilizador saudável e condicionado pode minimizar o risco de lesões no ombro, ou melhorar o tratamento do mesmo.

## **2. OBJETIVO**

- Objetivo Geral

- Analisar a atividade elétrica dos músculos do ombro e identificar o possível papel estabilizador dos mesmos, durante os movimentos requeridos, seguindo os critérios atuais de músculo estabilizador articular dinâmico segundo Richardson, Hodges e Hides. (2004), a saber, pré-ativação, atividade constante, independente do movimento e de baixa amplitude.

- Objetivos específicos

- Identificar o tempo de ativação dos músculos TS, TI, SE, SS, SI, SE, DA, DP, GD, Rm do ombro, em relação ao início do movimento.
  - Analisar a intensidade do sinal EMG durante os movimentos de flexão e extensão diagonal e rotação lateral e medial.

### **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

Esse estudo foi submetido ao conselho de ética e pesquisa (CEP) da Universidade São Judas Tadeu no dia 08 de março de 2006 e aprovado pela mesma em 18 de maio de 2006. (Formulário n.9, Protocolo 001/2006. CAAE – 0002.0.219.000-06. ANEXO I). Foi realizado no Laboratório de Biomecânica do movimento da mesma instituição.

Para todos os indivíduos que participaram do experimento, foi apresentado uma breve explanação do trabalho que eles iriam participar, e apresentado a eles um termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO II), para que, no caso de haver concordância dos mesmos, fosse dado prosseguimento ao estudo.

#### ***3.1. Critérios de inclusão e exclusão***

Como critérios de inclusão foram considerados que os sujeitos deveriam ser saudáveis, sem história de dor ou lesão específica do complexo do ombro, ter idade entre 20 e 35 anos e ainda, que eles não poderiam ser praticantes de esporte que exige uso específico do ombro ou estivessem sendo submetidos a algum programa de treinamento específico para região do ombro. Foram excluídos os indivíduos que apresentassem alguma dor ou qualquer outro sintoma de desconforto ou mal estar durante a coleta.

#### ***3.2. Amostra***

Seguindo os critérios de inclusão e exclusão, para o presente estudo, foram avaliados 12 indivíduos do sexo masculino. Na tabela 2 estão caracterizados os indivíduos da amostra, quanto à idade, à altura e massa corporal.

**Tabela 1 – Características da amostra**

n	Idade	Estatura	massa
1	23	173	65
2	23	182	65
3	23	170	75
4	27	185	84
5	30	175	60
6	23	179	74
7	23	171	76
8	30	183	80
9	23	182	75
10	27	177	76
11	25	163	57
12	27	176	75
média	25,33	176,33	71,83
Desvio padrão	2,77	6,40	8,19

### **3.3. Instrumentação**

Para a captação dos sinais eletromiográficos e dinamométricos foram utilizados os seguintes materiais:

- Dinamômetro isocinético *Biodex Sistem 3 (Biodex Medical Systems®)*
- Eletrodos de superfície descartáveis (*Noraxon®*), sendo 2 eletrodos de captação e um eletrodo de referência;
- Eletrodos do tipo fio (*Viasys™ Healthcare*) para análise dos músculos profundos;
- Fita adesiva dupla face para fixação dos eletrodos;
- Sistema de Aquisição de Dados de Eletromiografia *MyoSystem (Noraxon®)*;
- Software para armazenamento dos dados *MyoResearch (Noraxon USA®)*;
- Gerador Universal de corrente da marca *Nemesys (Quark®)*.



### **3.4. Movimentos e Músculos selecionados**

Quatro movimentos foram analisados: flexão-extensão diagonal, e rotação lateral-medial com 90 graus de abdução do ombro, em duas velocidades diferentes para cada par de movimentos.

Devido ao fato do equipamento de EMG ter oito canais, os músculos selecionados para o estudo não foram os mesmos para os dois movimentos.

Para o movimento de flexão-extensão diagonal, foram selecionados os seguintes músculos:

- m. trapézio superior ,
- m. trapézio inferior,
- m. supra-espinhal,
- porção superior do m. subescapular,
- porção inferior do m. subescapular,
- m. serrátil anterior,
- m. deltóide anterior, e
- m. deltóide posterior

Para o movimento de rotação lateral-medial com 90 graus de abdução do ombro, foram selecionados os seguintes músculos:

- m. trapézio superior
- m. trapézio inferior,
- m. supra-espinhal,
- porção superior do m. subescapular,
- porção inferior do m. subescapular,
- m. serrátil anterior,
- m. grande dorsal, e

- m. redondo menor

### **3.5. Características da Eletromiografia**

O sinal EMG foi adquirido por um amplificador diferencial bipolar de oito canais, com eletrodos superficiais *Ag / Ag Cl* com 4 mm de altura e 9 mm de largura distanciados 2 cm centro a centro. O equipamento foi operado com um filtro passa-banda de 10 a 2000 Hz, com um ganho de 1.000. Outras características do sistema adotado foram as seguintes:

- Impedância de entrada: > 10 M $\Omega$
- Modo comum de rejeição (CMRR): > 85 dB
- Taxa de ruído: < 1  $\mu$ V RMS
- Saída USB para PC

A frequência de amostragem foi de 1.000 Hz, e foi controlada pelos programas de aquisição de dados, o *software Myoresearch*, versão 103.04 de acordo com dados da literatura. (SAMESHINA, 1987; TREPMAN *et al.*, 1994).

Os eletrodos intra-musculares utilizados foram do tipo fio fino, nos músculos supra-espinhal e nas porções superior e inferior do músculo subescapular, e os do tipo de superfície foram usados para os músculos trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior, deltóide anterior, deltóide posterior, grande dorsal e redondo menor.

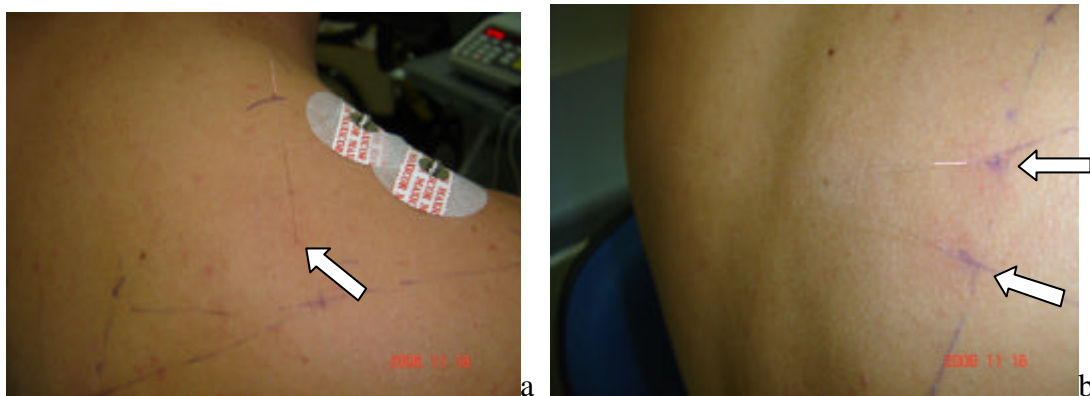
Para determinação da colocação dos eletrodos de fio fino foi realizada uma pesquisa para verificar se existia um padrão na colocação dos eletrodos, no músculo subescapular, por ser um músculo de difícil acesso, tendo sido encontrada uma abordagem pela região lateral ou axilar (NÉMETH, KRONBERG e BRONSTRÖN, 1990) e outra pela região medial (KABADA *et al.*, 1992).

Para decisão e treinamento da colocação desses fios, foi realizado um estudo piloto (Anexo IV).

Os eletrodos de superfície foram colocados no ventre muscular, entre o ponto motor e a inserção distal do músculo (HERMENS, FRERIKS, DISSELHORST-KLUG, 2000). Para a localização dos pontos motores dos músculos, um gerador universal de pulsos foi utilizado, sendo que o eletrodo passivo foi colocado na face posterior do dorso, e o eletrodo ativo, em forma de caneta, foi utilizado para explorar a região do ponto motor. Os parâmetros da corrente elétrica para esta técnica são: pulso retangular monofásico, duração do pulso de 1 ms, intervalo entre pulsos de 20 ms, tempo *on* de 0,5 s e tempo *off* de 0,5 s. O ponto mais excitável do músculo foi considerado como ponto motor.

### **3.6. Procedimento**

Os indivíduos receberam orientação das tarefas logo que chegaram ao laboratório e durante a colocação dos eletrodos. Os procedimentos seguiram a seguinte rotina. A pele recebeu tricotomia quando necessário na região do ombro, foi utilizado álcool para a limpeza da pele, em seguida foi achado o ponto motor para posterior colocação dos eletrodos de superfície, os pontos de inserção dos fios intramusculares seguiram as recomendações de Kabada *et al.*(1992). Então, foram realizados as marcações desses pontos com lápis dermatográfico. Os eletrodos de superfície foram colocados, e, por último, os fios foram introduzidos nos músculos, para que estes permanecessem o menor tempo possível durante a realização da coleta. As figuras 7, 8 e 9 ilustram a colocação dos eletrodos.



**Figura 7 - (a) à esquerda, ilustra a colocação dos fios finos no músculo supra-espinhoso. (b) à direita ilustra a colocação dos fios finos na porção superior e inferior d músculo subescapular.**

A primeira coleta foi a aquisição do sinal EMG durante os testes de força muscular segundo Kendall, McCreary e Provance(1995) para determinação da contração voluntária máxima, para posterior normalização do sinal, como descrito por Kronberg *et al.*(1990). Os indivíduos foram posicionados sentados e foram instruídos a realizar os movimentos em duas tarefas diferentes, totalizando 4 formas de coleta. A primeira tarefa foi a realização de um movimento de rotação lateral com o ombro abduzido, de forma breve e rápida (CRrot). A segunda tarefa foi a realização de um movimento de flexão diagonal curta e rápida (CRflex). Essas tarefas foram realizadas com o objetivo da análise da pré-ativação dos músculos em relação ao movimento. Para essas duas primeiras tarefas o dinamômetro foi preparado para realizar um movimento isocinético a 500°/s, para garantir pouca resistência ao indivíduo, já que dificilmente eles conseguem atingir tal velocidade angular nesse movimento. Além disso, os indivíduos realizaram 3 repetições de cada uma das duas tarefas.

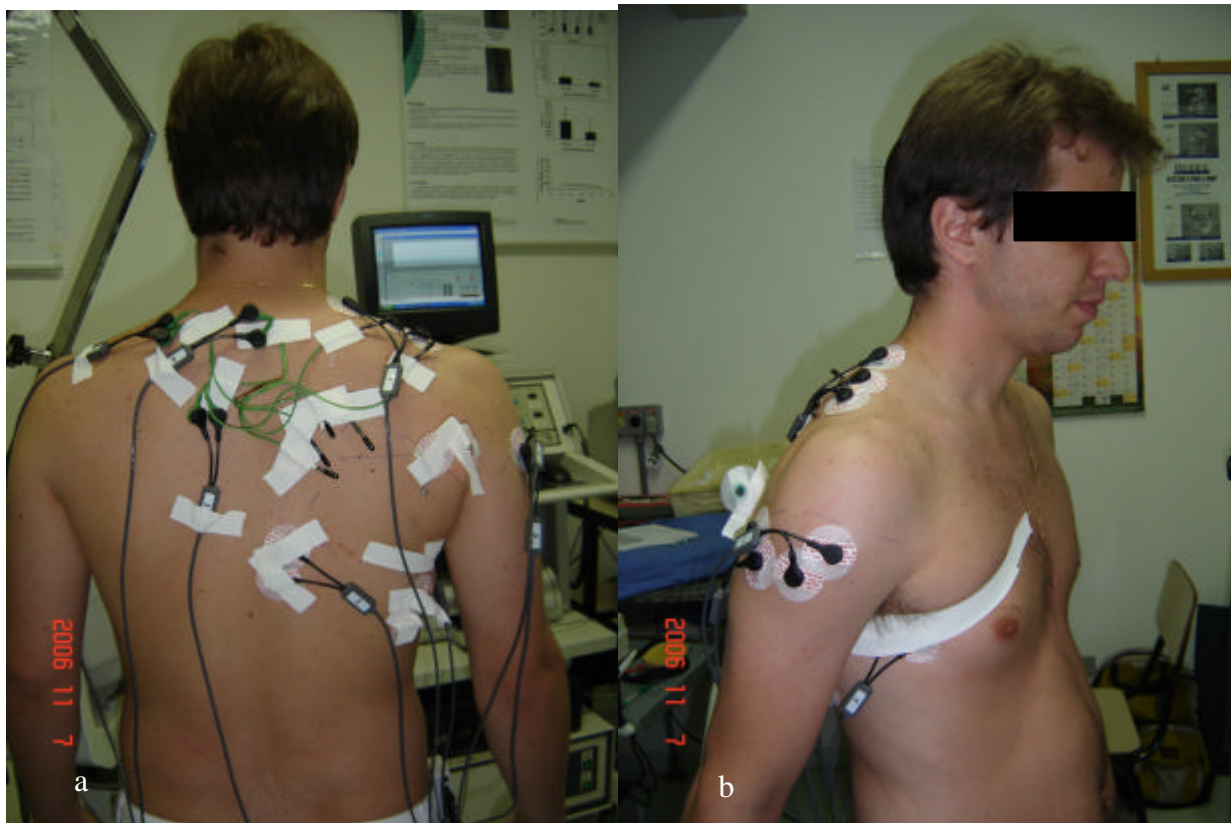
A terceira e a quarta tarefas foram feitas as coletas de FLEX60; EXT60; FLEX270; EXT270, e os ROTmed60; ROTlat60; ROTmed210; ROTlat210, os

indivíduos realizaram cinco repetições de cada movimento com intervalos de 90 s de descanso para diminuir o efeito da fadiga muscular. Essas duas tarefas foram feitas para analisar a intensidade do sinal EMG ao longo dos movimentos.



**Figura 8 – Ilustração dos adaptadores do fio fino dos músculos supra-espinal (os dois cabos superiores) e dos músculos subescapular nas suas duas porções (4 fios inferiores).**

Como o estudo pretende verificar músculos estabilizadores, adotou-se uma tarefa com movimento de baixa velocidade, para melhor controle do movimento, e uma tarefa na velocidade mais alta isocinética possível de ser realizada. Para determinar uma velocidade alta, mas que o indivíduo permanecesse em uma velocidade isocinética, foi realizado um segundo estudo piloto (ANEXO IV).



**Figura 9 - Ilustra a colocação de todos os eletrodos (fio fino e superficiais) momentos antes da coleta.**

### **3.7. Tratamento dos sinais**

O sinal eletromiográfico foi armazenado e exportado para o software *Origin 6.0* onde foi retificado, suavizado e normalizado pelo valor da CVM de cada músculo (EKSTROM, SODERBERG, DONATELLI, 2004), que foi adquirido momentos antes das tarefas nas posições de teste de força muscular, para possibilitar uma comparação inter-sujeitos. Então, foi feita a normalização na base do tempo, de forma que o início do movimento foi caracterizado pela posição angular obtida a partir do sinal oriundo do dinamômetro *Biodex*.

### **3.8. Determinação do início da atividade EMG e do intervalo de análise**

Foi selecionada uma janela de 800ms para as tarefas de contração curta, sendo 400ms antes e 400ms após o início do movimento. O início do movimento foi considerado pela posição angular, no instante em que essa foi diferente de zero.

Para determinação do início da atividade do músculo, adotou-se os procedimentos sugeridos por Hodges e Bui(1996); DiFabio(1987) e Brindle *et al.*(2006). Estes autores sugerem que, para determinar o início da atividade muscular, o sinal deve diferir do repouso de 1 à 5 desvios padrão (dp) da média. Então, foi feita uma janela de 500ms no repouso para determinar a média e o desvio padrão do repouso. Sobre o valor da média foi somado o valor de 5 desvios padrão, e, no dado instante que o valor era igual ou superior a esse valor de referência, eram somados a esse valor, 25 pontos para frente e 25 pontos para trás (janela de 51ms). Quando o valor da média dessa janela de 51ms superasse o valor de repouso, então, o ponto foi considerado o início da atividade muscular. Assim, pôde-se avaliar o instante que os músculos iniciaram a sua atividade de forma menos subjetiva.

### **3.9. Análise da intensidade**

Para análise da intensidade, foi determinado o início e o fim do movimento de acordo com a posição angular, e esse período de atividade foi dividido em cinco partes. Os cinco períodos analisados foram determinadas dividindo-se no tempo a execução do movimento. Para cada 20% do movimento foram determinados os valores da média e desvio padrão para posterior comparação.

### **3.10. Análise estatística**

Para análise estatística, foi utilizado o *software SPSS 13.0 for windows*. Os dados passaram pelos testes de normalidade *Kolmogorov-Smirnoff*, e de homogeneidade da variância, teste de *Levene*, além, do teste de esfericidade de *Mauchly*. Os dados se apresentaram com característica de distribuição normal e o teste de variância não apresentou diferenças. E então, utilizou-se o teste ANOVA multivariada para análise dos 5 tempos e ANOVA de 2 e 3 fatores com medidas repetidas de um fator para análise da intensidade, entre os músculos, entre as fases, entre os movimentos e entre as velocidades.

Para verificar as hipóteses nula ou alternativa, sobre as variáveis investigadas, utilizou-se um valor alfa de 5% ( $p=0,05$ ) (TRIOLA, 2005).



## 4. RESULTADOS

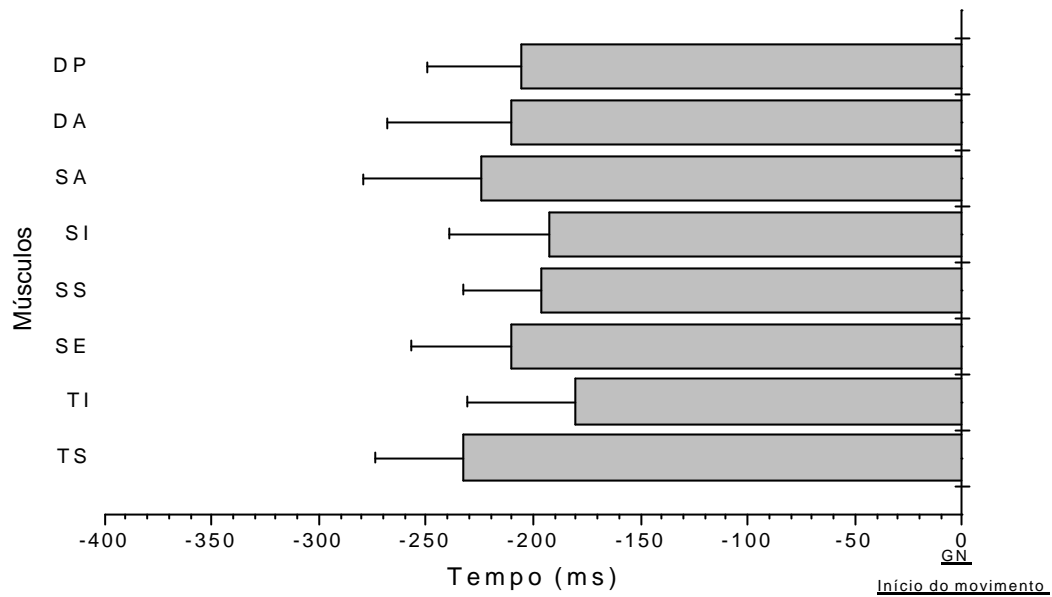
Optou-se por apresentá-los em relação à análise do instante de ativação dos músculos e da intensidade de sinal EMG, comparando os músculos por fase do movimento, entre os movimentos e entre as velocidades.

### **4.1. Análise do instante de ativação dos músculos**

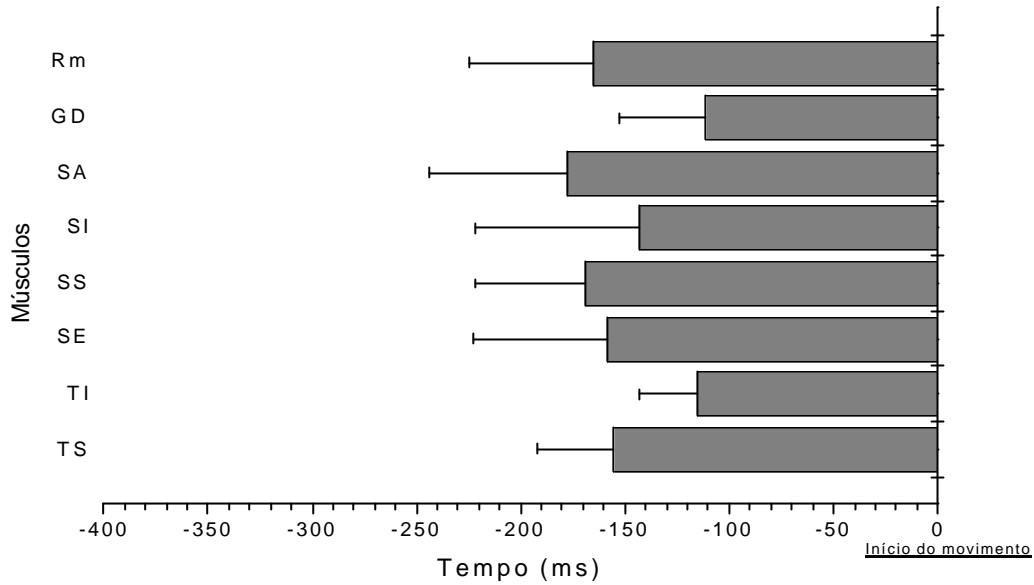
Neste capítulo são apresentados os resultados da análise do tempo em que o sinal EMG iniciou, em cada músculo, e comparou-se a média de cada músculo através do teste de MANOVA para indicar qual dos músculos tem uma atividade precoce ao movimento. Utilizou-se como referência do início do movimento, a variação da posição angular, esta considerada, tempo 0 ms.

Toda estatística descritiva está apresentada no anexo III, em forma de tabelas.

As figuras 10 e 11 mostram as médias e desvios padrão do tempo de ativação dos TS, TI, SE, SS, SI, SA, DA e DP em relação ao início do movimento de flexão diagonal e rotação lateral, respectivamente. Pode-se perceber que todos os valores de tempo de ativação estão negativos, mostrando que todos os músculos foram ativados antes do movimento angular ter sido detectado. Não foi identificada nenhuma diferença estatística pela MANOVA entre o momento do início da atividade dos músculos ( $F_{(7,173)}=1,9$ ;  $p= 0,07$ ) na flexão do ombro e também na rotação lateral ( $F_{(7,108)}=1,6$ ;  $p=0,18$ ).

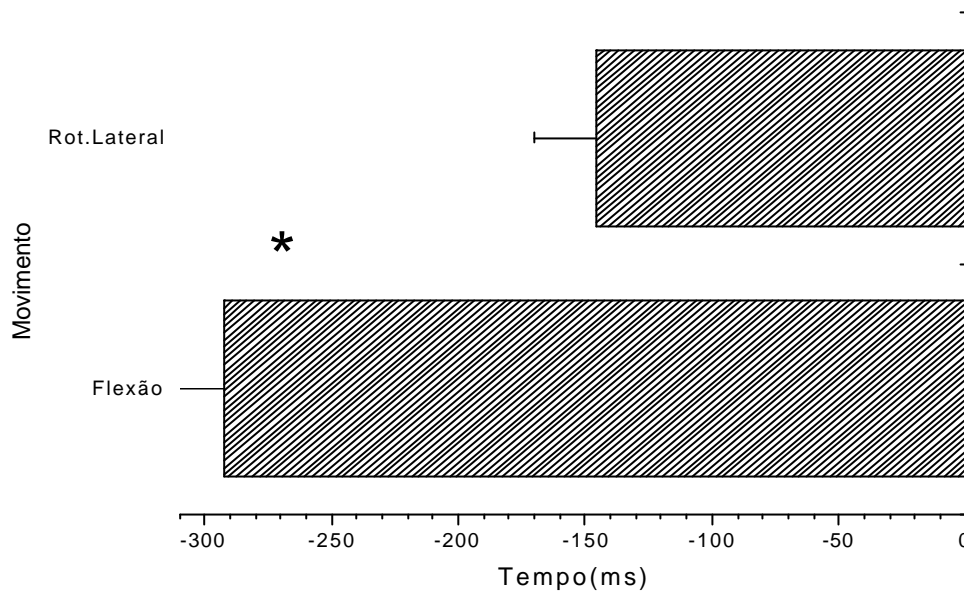


**Figura 10 – Início da atividade muscular (pré-atividade) em relação ao tempo, no movimento de flexão diagonal do ombro. (TS) m.trapézio superior; (TI) m.trapézio inferior; (SE) m.supra-espinhal; (SS) m.subescapular superior;(SI) m.subescapular inferior; (SA) m.serrátil anterior; (DA) m.deltóide anterior; (DP) m.deltóide posterior. O início do movimento determinado pela variação angular, padronizada como instante 0 ms do tempo.**



**Figura 11 – Início da atividade muscular (pré-atividade) em relação ao tempo, no movimento de rotação lateral do ombro com abdução de 90°. (TS) m.trapézio superior; (TI) m.trapézio inferior; (SE) m.supra-espinhal; (SS) m.subescapular superior;(SI) m.subescapular inferior; (SA) m.serrátil anterior; (GD) m.grande dorsal; (Rm) m.redondo menor. O início do movimento determinado pela posição angular que está padronizada pelo instante 0 ms.**

Devido ao fato de não haver diferença no tempo de ativação entre os músculos, analisou-se o efeito movimento pelo teste MANOVA que mostrou diferença estatisticamente significativa ( $F_{(7,264)}=46,2$ ;  $p<0,01$ ). O teste de comparação múltiplas mostrou que no movimento de flexão do ombro quanto ao início da atividade EMG ocorre antes do início da atividade EMG dos músculos na tarefa de rotação lateral do ombro ( $p<0,05$ ), como pode ser visto na fig.12. As duas tarefas mostram atividades antecipatórias ao início do movimento.



**Figura 12 – Média e desvio padrão da atividade EMG antecipatória aos movimentos de flexão diagonal e rotação lateral do ombro (\*) ( $p=0,05$ ).**

## **4.2. Análise da intensidade média do sinal EMG**

A grandeza analisada neste capítulo foi a intensidade média do sinal EMG. Para todas as comparações na análise da intensidade, o arco dos movimentos foi dividido em cinco fases: fase (1) 0-20%, fase (2) 21-40%, fase (3) 41-60%, fase (4) 61-80% e fase (5) 81-100% da amplitude de movimento, delimitada pelo desenho do estudo.

Para comparar as médias da intensidade EMG, utilizou-se uma ANOVA de 2 fatores com medidas repetidas de 1 fator e para facilitar a apresentação dos resultados deste capítulo, subdividiu-se as análises em sub-capítulos, como se segue abaixo.

### **4.2.1 Análise inter-músculos**

Nesta análise comparou-se a diferença de atividade EMG entre cada músculo em cada fase da amplitude dos movimentos. A comparação entre a intensidade do sinal EMG captado em músculos diferentes com eletrodos diferentes, fio fino intra-muscular e de superfície, torna essa análise pouco criteriosa. Então, aqui optou-se por comparar somente os músculos em dois grupos separados, grupo de músculos que tiveram sua atividade captada por eletrodos de superfície, mm. TS, TI, SA, DA e DP, e grupo de músculos que tiveram sua atividade captada por eletrodos intra-musculares de fio fino, mm. SE, SS e SI.

Na ANOVA de 2 fatores (músculos x fase) com medidas repetidas de um fator (EMG), durante o movimento de flexão do ombro na velocidade isocinética de 60°/s, o fator condição apresentou diferença significativa (fase x músculos),  $F_{(28,1140)}=2,232$ ;  $p= 0,0002$ . O teste *post hoc* Bonferroni indicou que nas fases (1) 0

– 20% e (2) 21 - 40% da amplitude do movimento de flexão do ombro, o SS se mostrou mais ativo que o SE,  $p=0,02$ . O SI mostrou maior atividade em relação aos SE e SS. ( $p<0,05$ ). Na fase (3) 41-60% do movimento, o padrão se mantém. Nas fases (4) 61-80% e (5) 81-100% da amplitude de movimento, a relação entre a intensidade do sinal EMG das fases iniciais se mantém igual ao início do movimento, somente o SS mostra-se com atividade elétrica igual ao SI. Os músculos TS, TI, SA, DA e DP não apresentaram diferenças estatísticas significantes entre si durante toda a amplitude de movimento. A figura 13 apresenta média e desvio padrão da atividade EMG no movimento de flexão do ombro na velocidade de  $60^\circ/s$ .

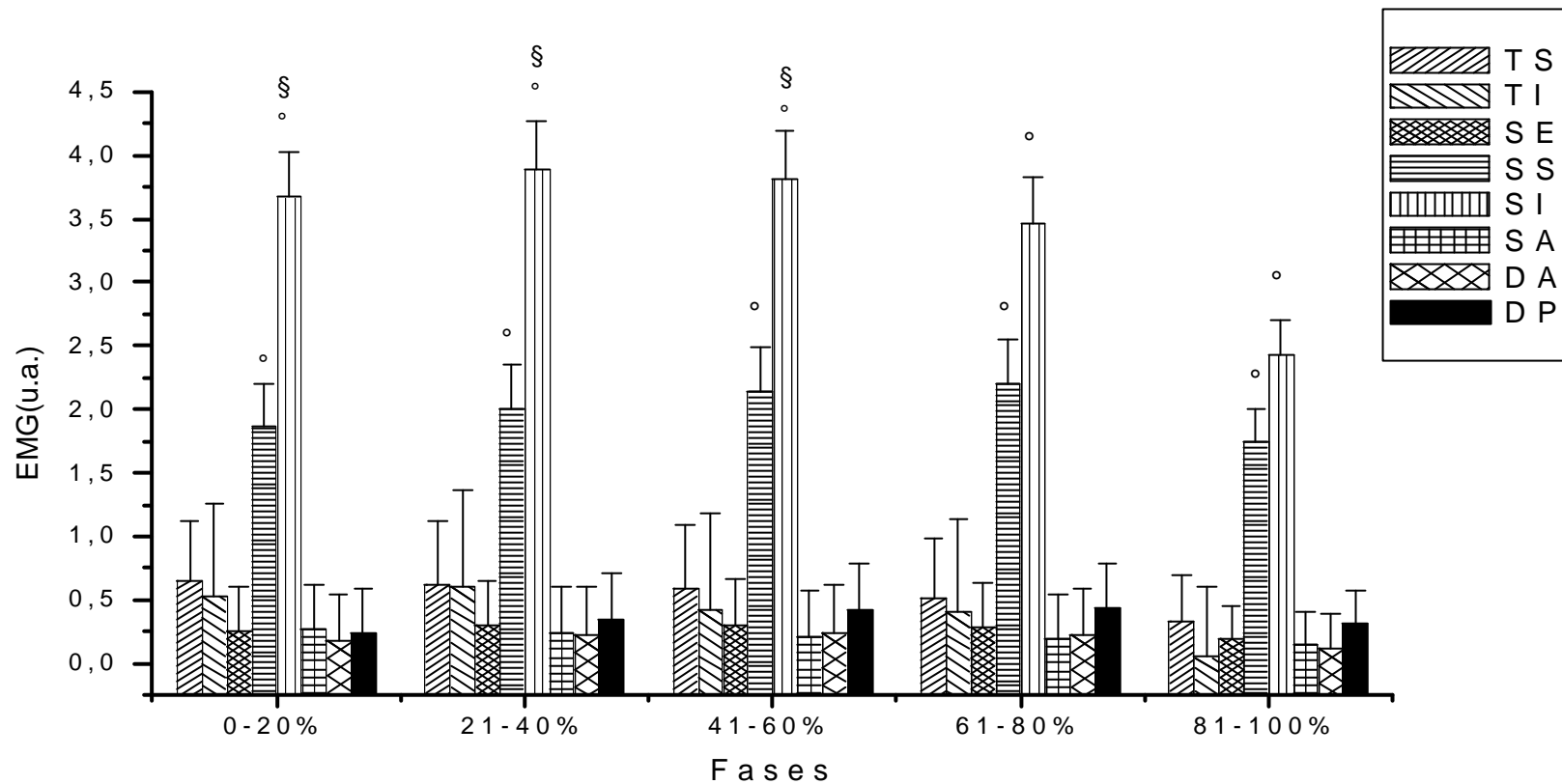
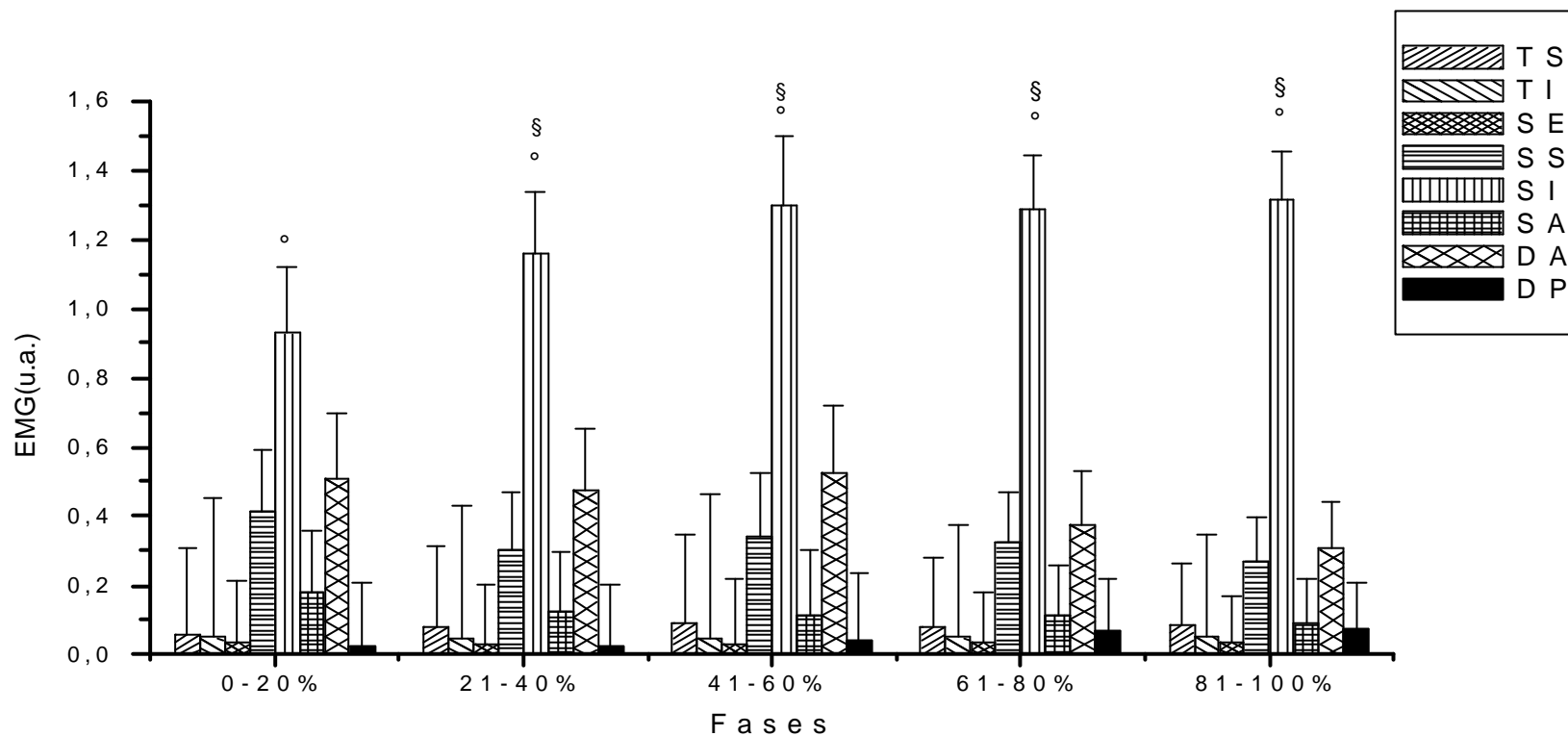


Figura 13 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de flexão do ombro na velocidade isocinética de 60°/s. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior. p=0,05 = ° diferente do SE, § diferente do SS.

Para o movimento de extensão do ombro com velocidade de 60°/s, a ANOVA de 2 fatores (músculos x fase) com medidas repetidas de um fator (EMG) o fator condição apresentou diferença significativa (fase x músculos –  $F_{(28,1136)}=2,2$ ,  $p= 0,0002$ ). O teste *post hoc* de Bonferroni indicou que nas fases (1) 0 – 20% os mm. TS, TI, SA, DA não mostraram diferenças significantes entre a intensidade do sinal EMG, apenas o SI apresenta atividade elétrica superior ao SE ( $p=0,02$ ). Nas fases (2), (3), (4) e (5) mostram que o SI foi o único músculo a apresentar um aumento na atividade elétrica do músculo durante a execução do movimento em relação aos SE e SS ( $p<0,05$ ). Os dados de média e desvio padrão, estão na figura 14.





**Figura 14 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de extensão do ombro na velocidade isocinética de 60°/s. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior. p=0,05 = ° diferente do SE, § diferente do SS.**

Outros dois movimentos analisados foram a rotação lateral e medial do ombro na posição de 90° de abdução do braço, na velocidade de 60°/s, que podem ser observados na figura 15 e 16, respectivamente. Para o movimento de rotação lateral do ombro, a ANOVA de 2 fatores (músculos x fase) com medidas repetidas de um fator (EMG) no fator condição apresentou diferença significativa (fase x músculos –  $F_{(28,1276)} = 5,9$ ,  $p = 0,001$ ). O teste *post hoc* Bonferroni indicou que o m.SI apresentou maior atividade elétrica se comparada à atividade dos mm. SE e SS em todas as fases da divisão da amplitude ( $p < 0,05$ ). Independentemente dos testes estatísticos mostrarem que a maioria dos músculos não apresenta diferenças entre a atividade elétrica, o que chama a atenção é que neste movimento não houve mudanças no comportamento da atividade dos músculos nas cinco fases observadas. Ao submetermos os dados a ANOVA de 2 fatores (músculos x fase) com medidas repetidas de um fator (EMG) o fator condição apresentou diferença estatisticamente significativa (fase x músculos –  $F_{(24,984)} = 1,5$ ,  $p = 0,05$ ). O teste *post hoc* Bonferroni indicou que o SI apresentou atividade elétrica superior aos músculos SE e SS em todas as fases da amplitude ( $p < 0,05$ ). O grupo de mm. que foram analisados com os eletrodos de superfície, não mostrou diferença estatística significativa.

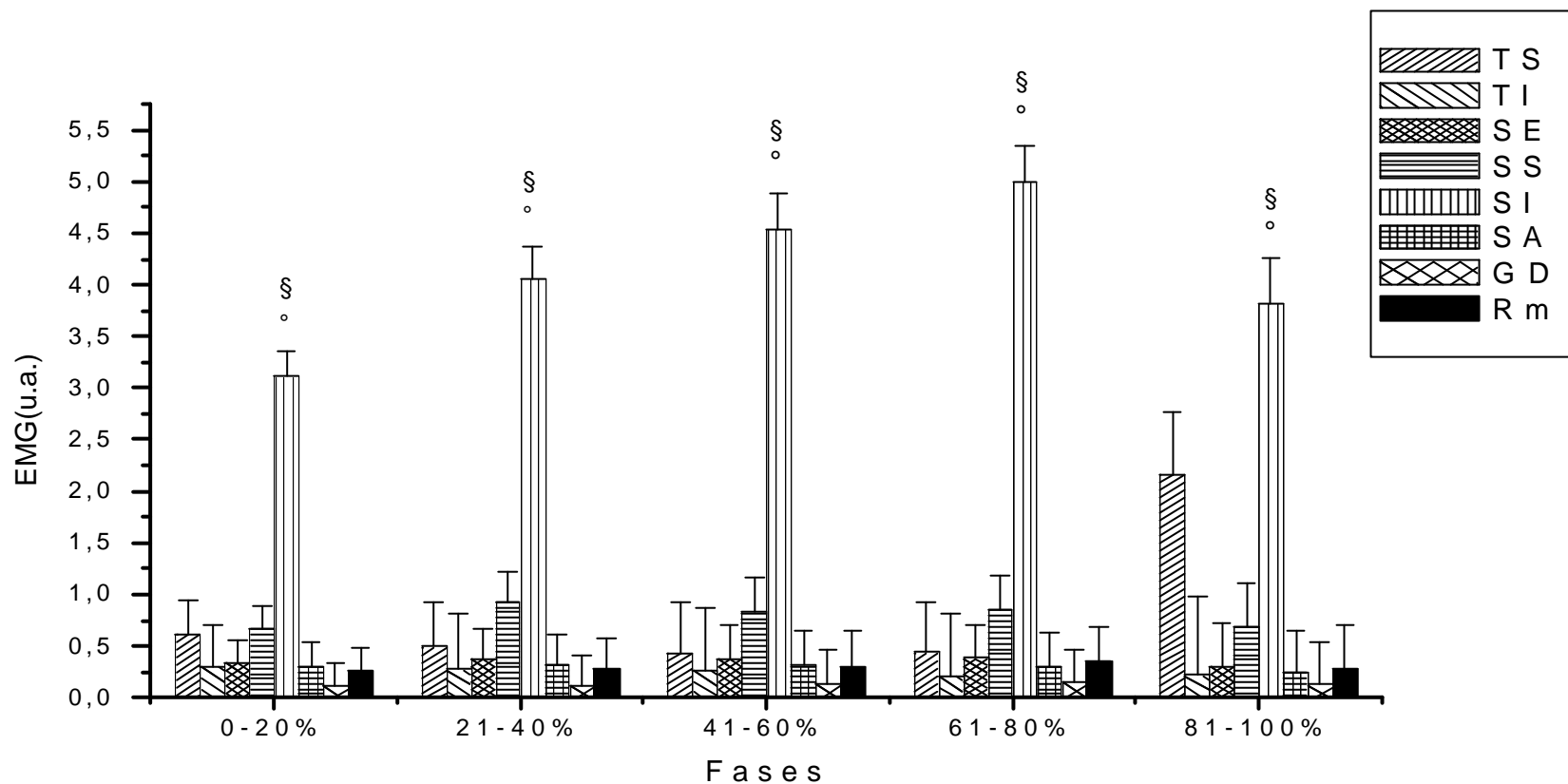
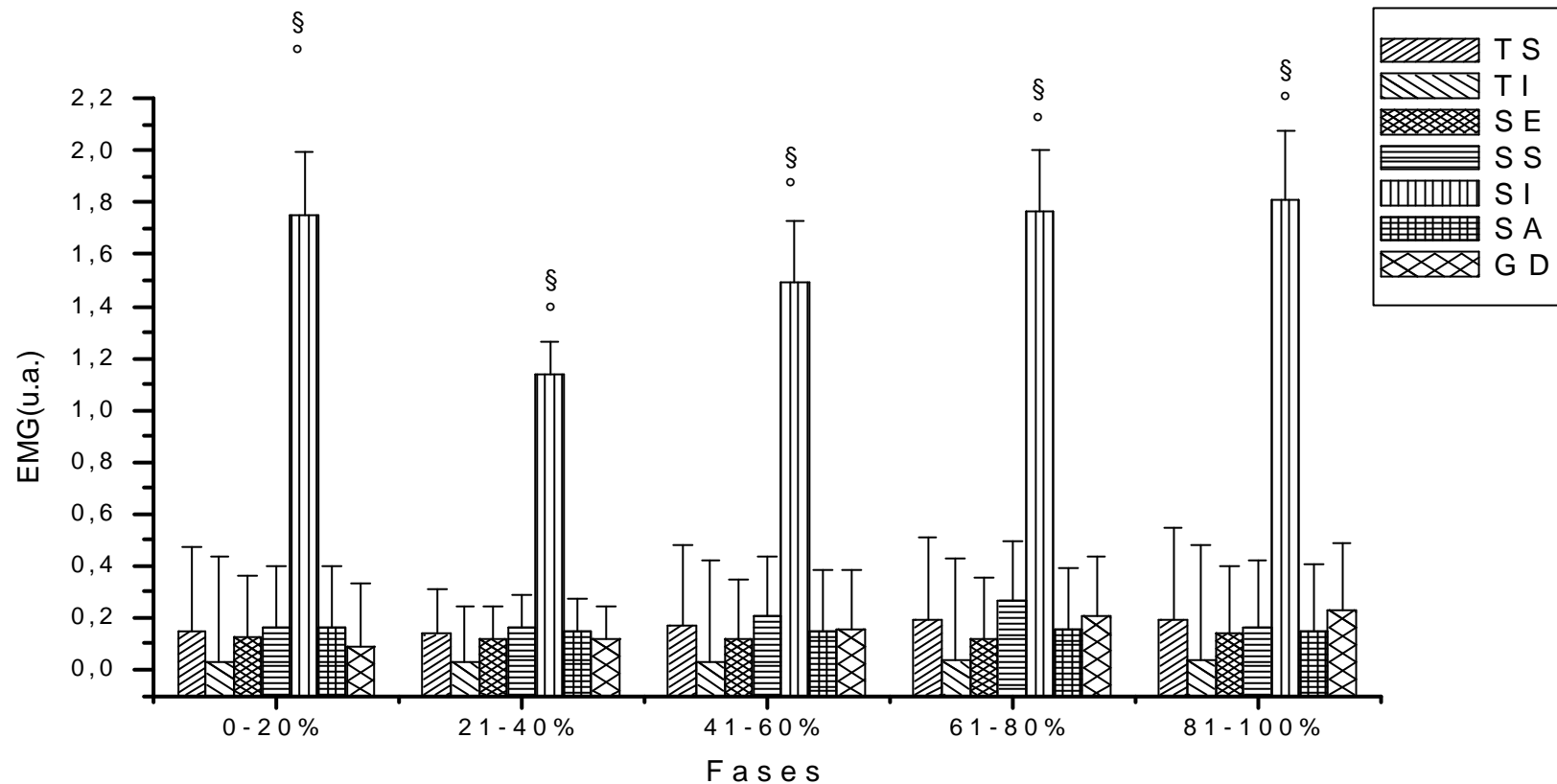
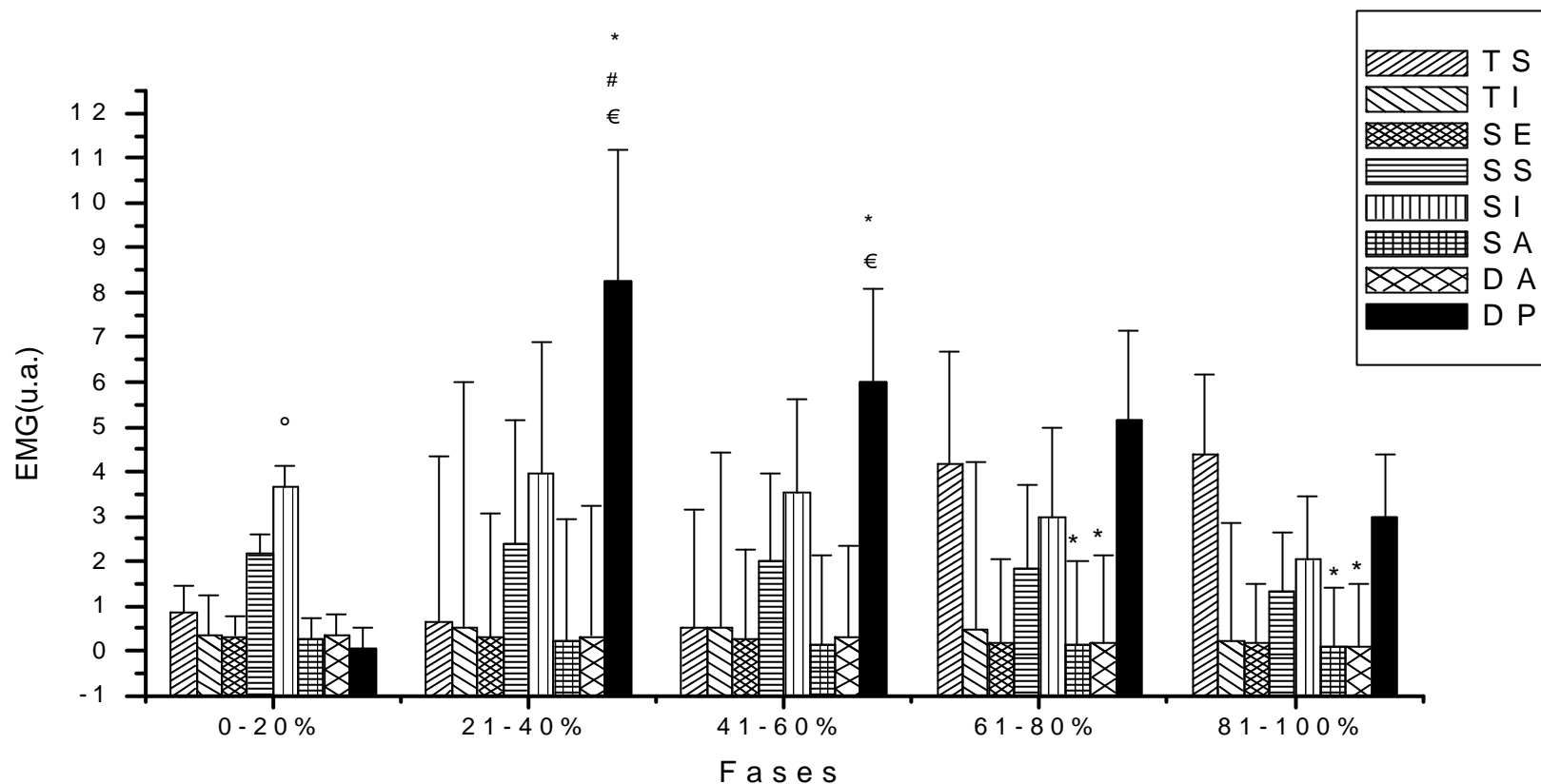


Figura 15 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de rotação lateral do ombro com 90° de abdução, na velocidade isocinética de 60°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.  $p=0,05=$  ° diferente do SE, § diferente do SS.

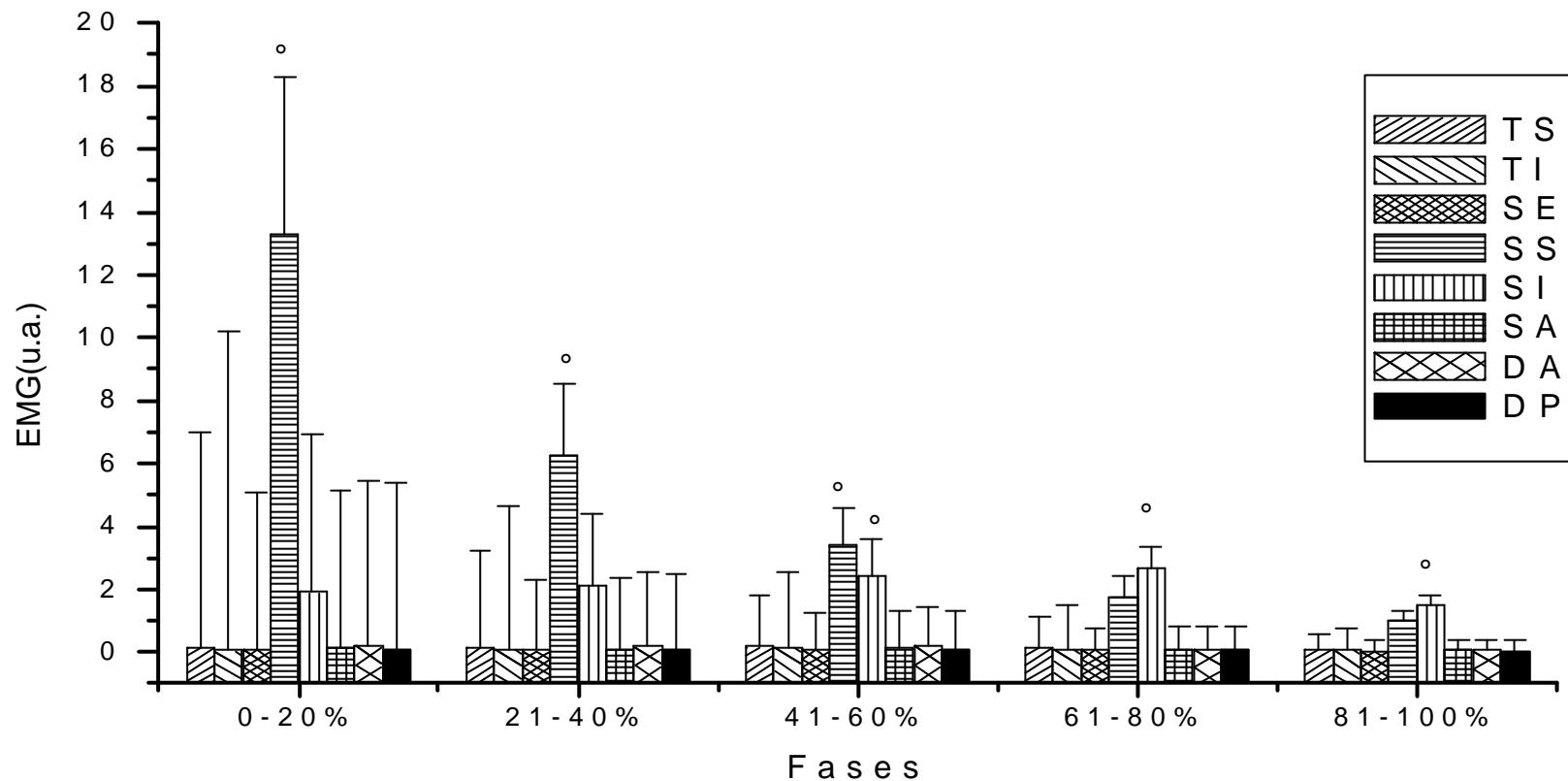


**Figura 16 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com 90° de abdução, na velocidade isocinética de 60°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela CVM, (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.  $p=0,05=$  ° diferente do SE, § diferente do SS.**

As figuras 17 e 18 mostram movimentos isocinéticos de flexão à 270°/s e extensão diagonal do ombro, respectivamente. Durante a flexão, quando os dados foram submetidos a ANOVA, existiu diferença estatística significativa entre os músculos ( $F_{(7,250)}=3,3$ ;  $p=0,02$ ). O SI foi mais ativo que o SE ( $p<0,05$ ). Os mm. TS, TI, SA, DA e DP não demonstraram ser diferentes entre si, durante a fase (1) da amplitude de movimento. Na fase (2) e (3), o DP ( $p=0,02$ ) teve sua atividade aumentada em relação a todos os músculos, que entre si não demonstraram diferença de atividade, quando comparados dentro do seu grupo. Nas fases (4) e (5) todos os músculos tiveram sua atividade aumentada e se igualaram ao SI, mas o TS teve um aumento significativo em relação ao m.DA. ( $p<0,05$ ). No movimento de retorno, extensão diagonal, a ANOVA, demonstrou que os dados diferiam entre si ( $F_{(7,262)}=7,328$ ;  $p<0,001$ ), mas o teste *post hoc* Bonferroni, somente apontou diferença significativa em relação ao SE ( $p<0,05$ ), que se manteve com atividade baixa durante todo o movimento em relação aos mm.SS e SI, que mantiveram-se sem diferenças na amplitude do sinal entre si.



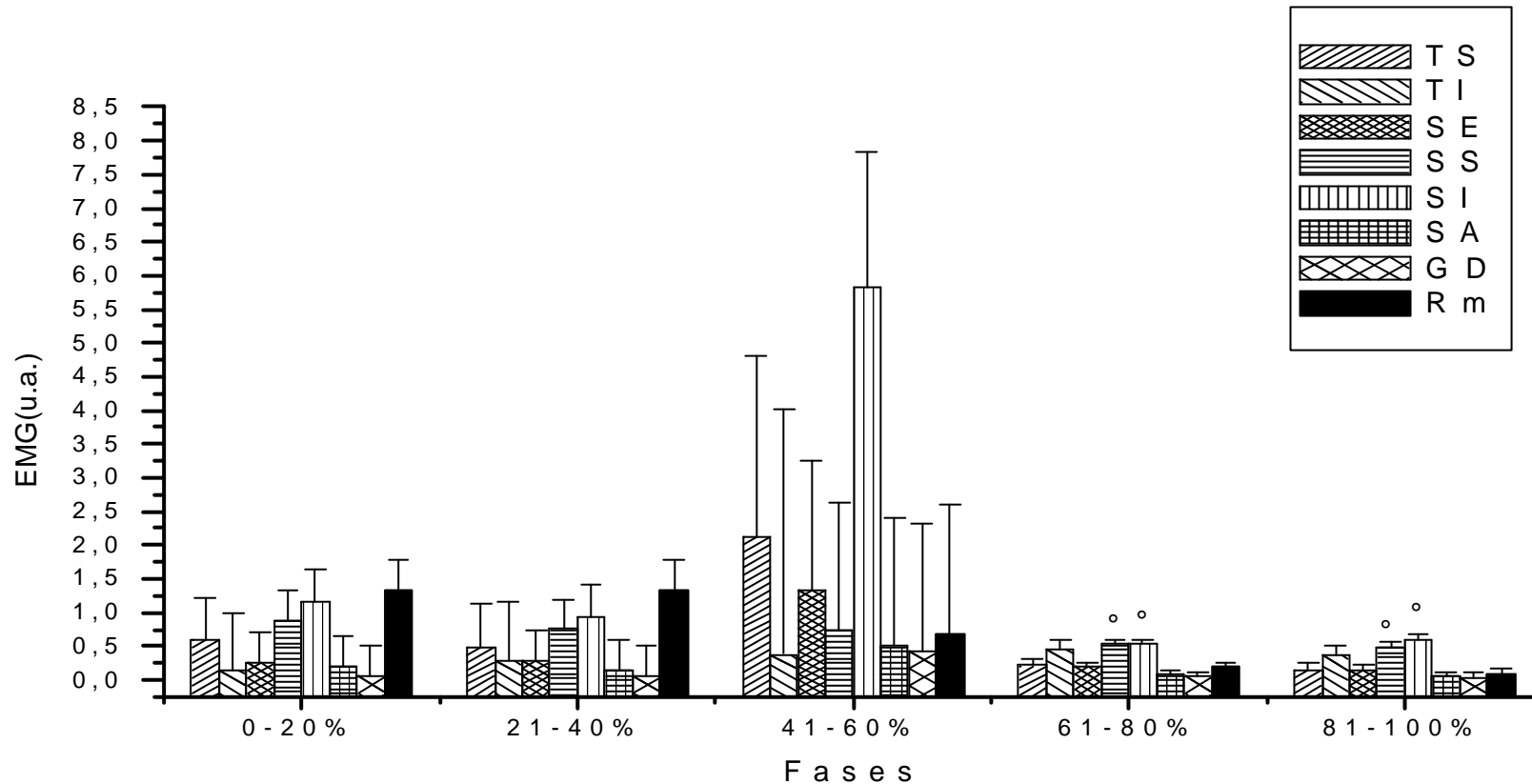
**Figura 17 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de flexão do ombro na velocidade isocinética de 270°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela contração voluntária máxima. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior.  $p=0,05$  \* diferente do TS, # diferente do TI, ° diferente do SE, € diferente do DA.**



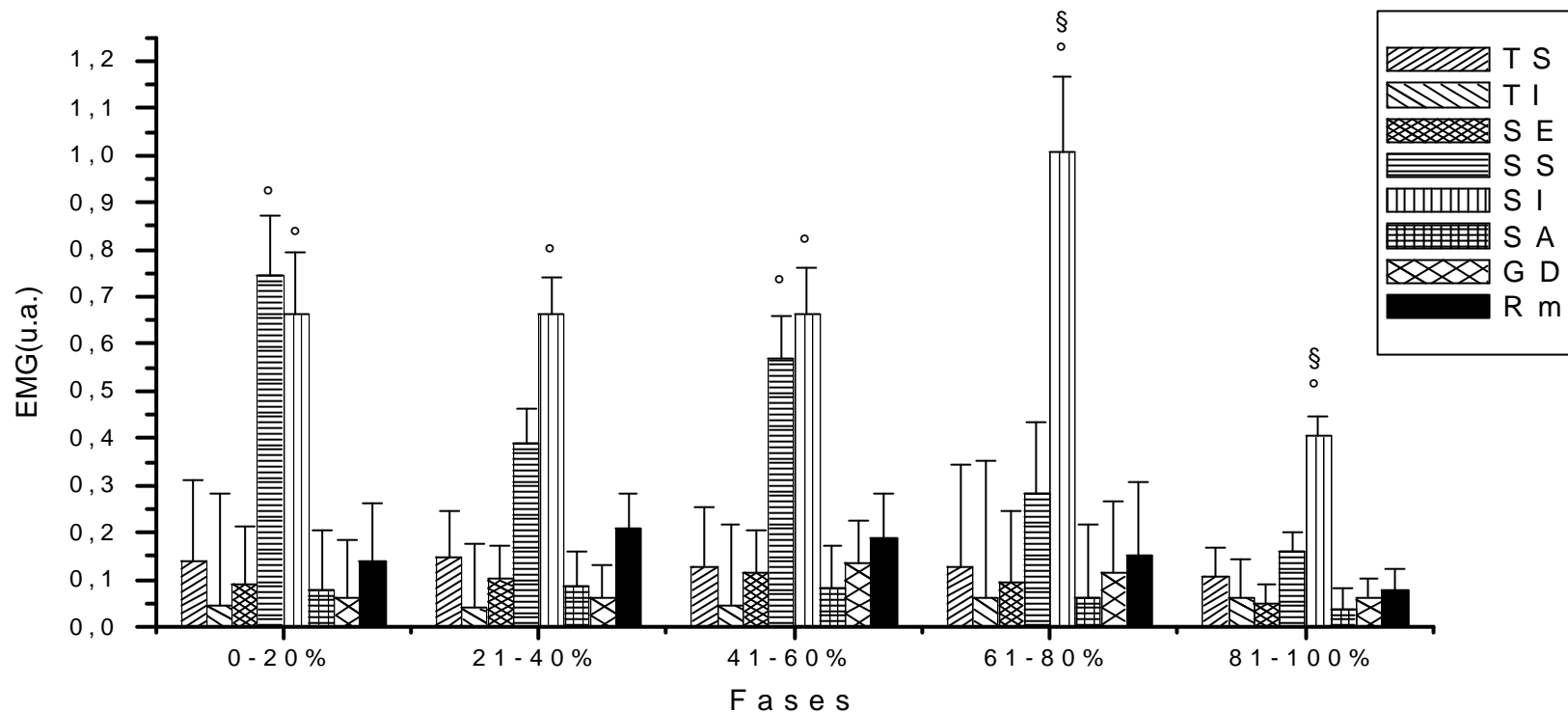
**Figura 18 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de extensão do ombro na velocidade isocinética de 270°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela contração voluntária máxima. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior.  $p=0,05=$  ° diferente do SE.**

Encontram-se a seguir, nas figuras 19 e 20, os movimentos isocinéticos a 210°/s durante a rotação lateral e medial do ombro com uma posição de 90° de abdução, respectivamente. Para a rotação lateral, não se observou diferenças significativas entre os músculos nas três primeiras fases (1), (2) e (3). A fase (4) 61-80% mostram uma atividade maior dos músculos SS e SI em relação aos mm. SE ( $p < 0,04$ ). Todos os outros músculos mantiveram a mesma atividade elétrica entre si. Na fase (5), o SE não demonstra mais diferenças significativas em relação ao SI. Os mm. SE, SA, DA e DP não apresentaram diferença elétrica entre eles.





**Figura 19 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de rotação lateral do ombro com 90° de abdução, na velocidade isocinética de 210°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela CVM, (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.  $p=0,05 = \circ$  diferente do SE.**



**Figura 20 - Comparação entre os músculos nas cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com 90° de abdução, na velocidade isocinética de 210°/s calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado e normalizado pela contração voluntária máxima. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 = ° diferente do SE, § diferente do SS.**

### 4.2.2 Análise inter-fases

Neste sub-capítulo foi analisada a diferença de atividade entre as fases de cada músculo. Para esta comparação adotou-se o a ANOVA de 2 fatores.

Nas figuras 21, 22, 23 e 24 as barras representam as médias do sinal EMG com seus respectivos desvios padrão no movimento isocinético a 60°/s na flexão diagonal, extensão diagonal, rotação lateral e medial do ombro, respectivamente.

Na ANOVA 2 fatores (músculo e fase) com medidas repetidas de um fator (EMG), o movimento de flexão apresentou valor  $F_{(7,285)}=6,668$ , com  $p<0,01$ . O teste *post hoc* Bonferroni encontrou diferenças significativas para os mm. SS e SI. Nas fases (2), (3), (4) o SS foi mais ativo em relação a fase (1) ( $p<0,05$ ), e teve uma queda de sua atividade na fase (5) ( $p=0,003$ ). O SI mostrou um aumento significativo da fase (1) para fase (2) ( $p<0,01$ ), da fase (3) para fase (4) ( $p=0,001$ ), e depois uma queda da atividade em relação a todas as fases anteriores ( $p<0,05$ ).

Para o movimento de extensão diagonal, o teste de ANOVA de 2 fatores (músculo x fase) com medidas repetidas de um fator (EMG) os mm TS, TI, SE, SS, SA, DA e DP não apresentaram variação da atividade durante toda amplitude de movimento, exceto o SI, que teve um aumento significante entre as fases ( $F_{(7,284)}=8,099$   $P<0,01$ ). Entre as fases (1) para (2) ocorreu um aumento da atividade EMG ( $p=0,006$ ) que depois se manteve na mesma amplitude durante as fases posteriores ( $p<0,01$ ).

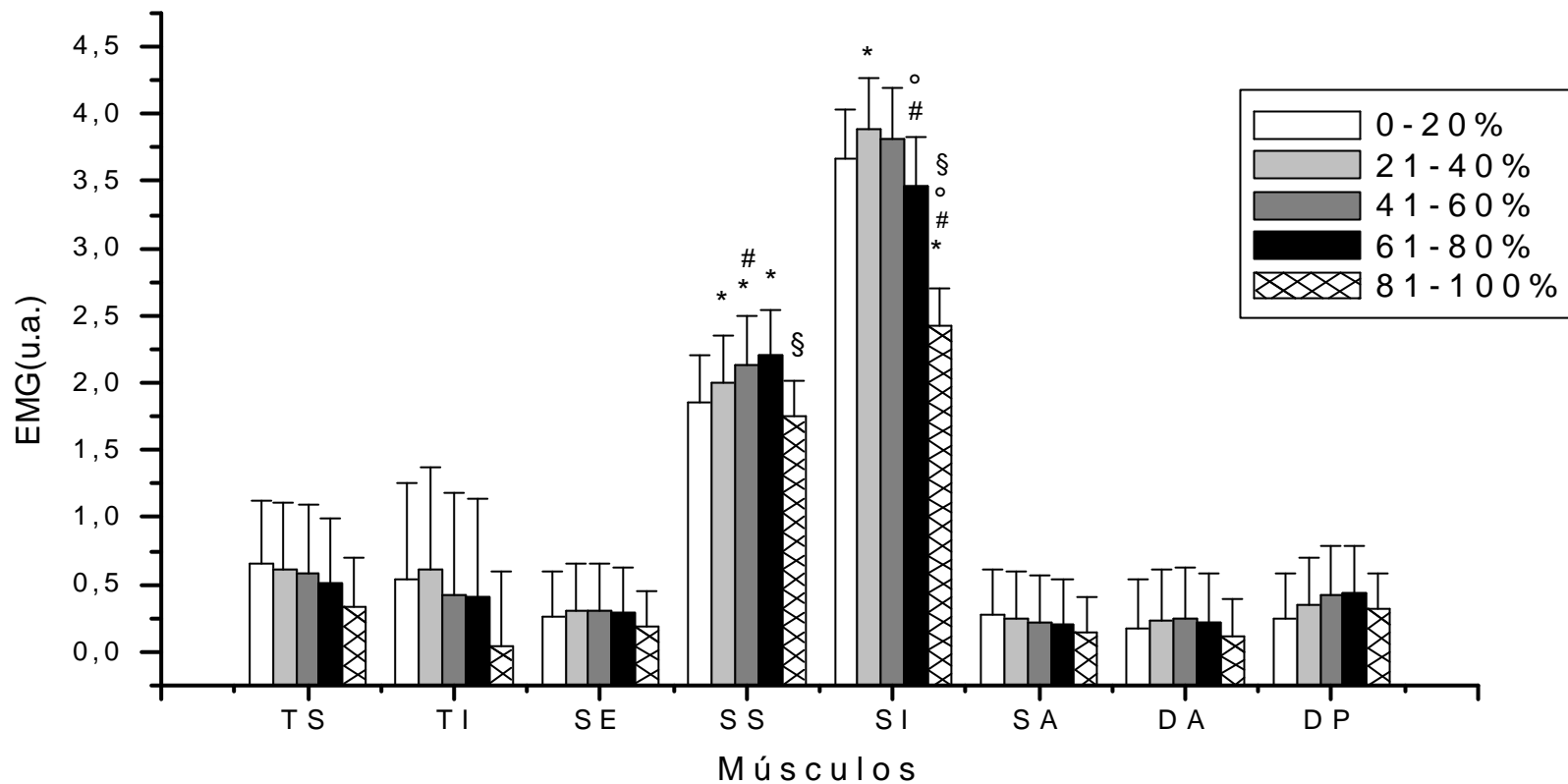


Figura 21 - Comparação entre as cinco fases do movimento de flexão do ombro, na velocidade isocinética de 60°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.  $p=0,05$  \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, ° diferente da fase 41-60%, § diferente da fase 61-80%.

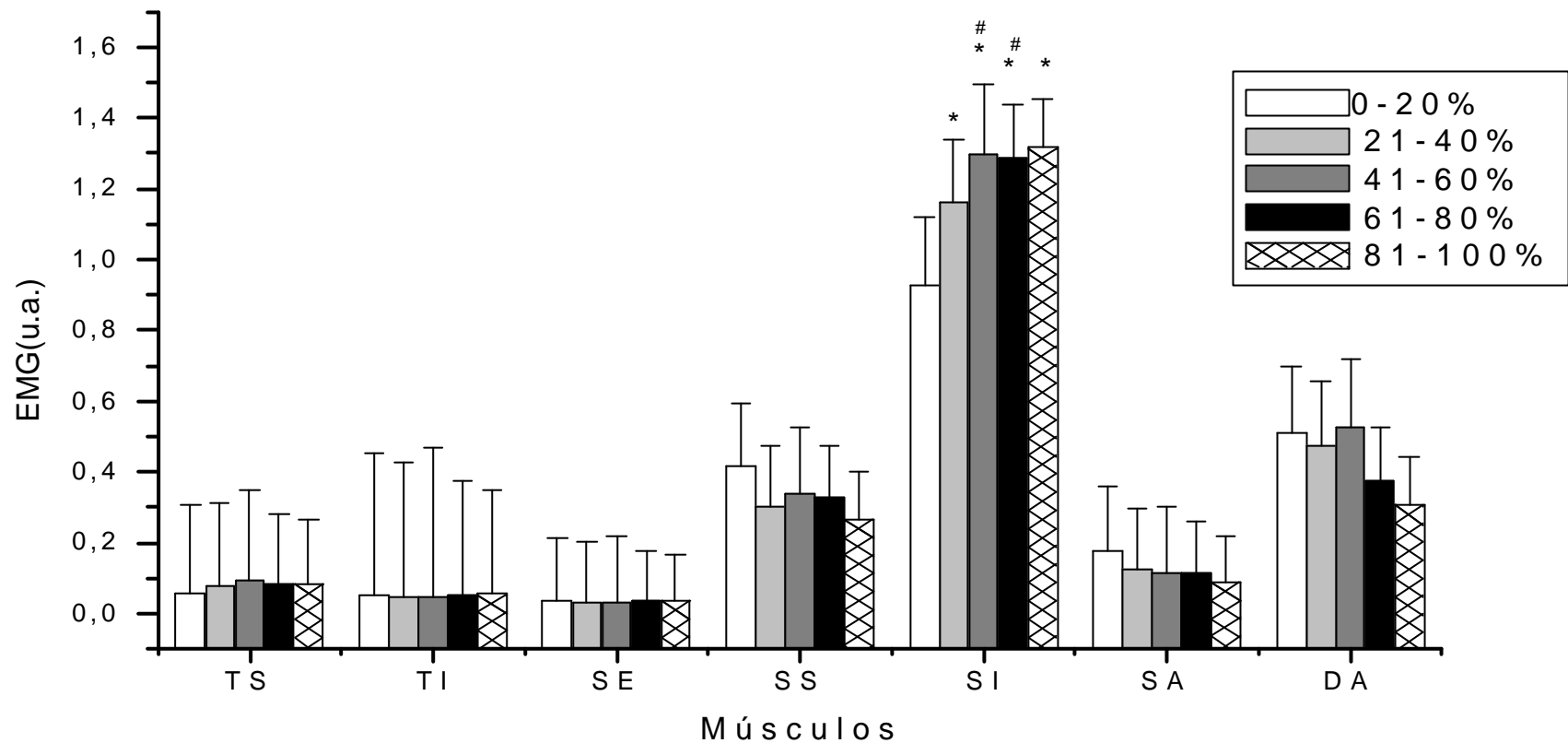


Figura 22 - As cinco fases do movimento de extensão do ombro, na velocidade isocinética de 60°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.  $p=0,05$  \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%.

No movimento de rotação lateral do ombro, foi identificado diferença entre as fases ( $F_{(7,319)}=33,2$ ;  $p<0,01$ ), somente na fase (5) do TS que foi mais ativo que nas fases (1) ( $p=0,029$ ), (2) ( $p=0,02$ ), (3) ( $p=0,02$ ) e (4) ( $p=0,01$ ) e para o m.SI durante a fase (5) demonstrando menor atividade que sua fase anterior ( $p=0,022$ ). Para o movimento de rotação medial do ombro o teste de ANOVA mostrou diferença significativa entre as variáveis testadas ( $F_{(7,246)}=6,1$ ,  $p<0,001$ ). O teste *post hoc* Bonferroni identificou que esta diferença significativa apresenta-se somente em relação ao SI, que tem uma atividade de início alta, sofrendo uma queda significativa na fase (2) ( $p=0,04$ ) e (3) e depois uma elevação nas fases (4) ( $p=0,03$ ) mantendo sua atividade na fase (5).

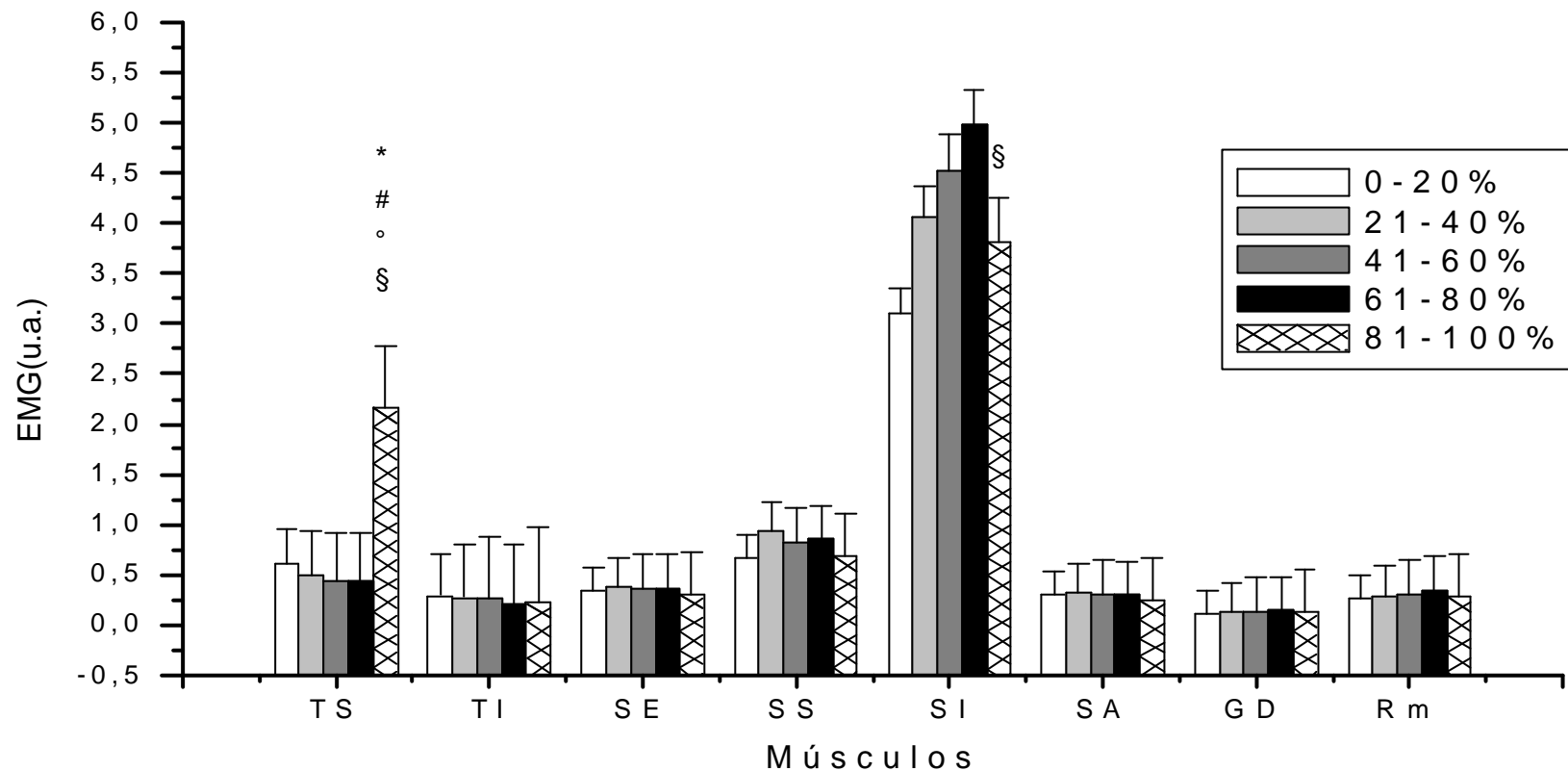


Figura 23 - Comparação entre as cinco fases do movimento de rotação lateral do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 60°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor  $p=0,05$  \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, ° diferente da fase 41-60%, § diferente da fase 61-80%.

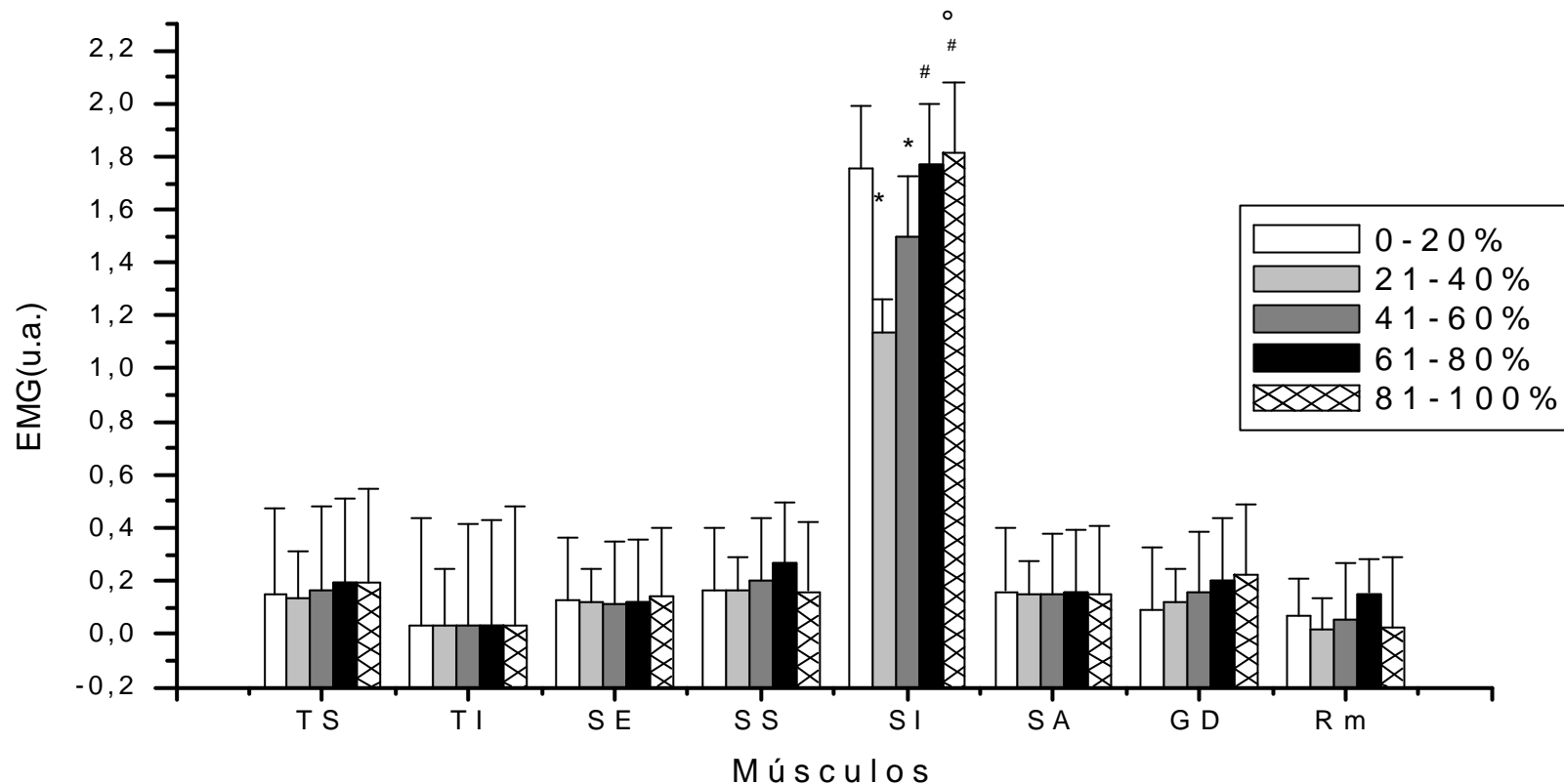


Figura 24 - Comparação entre as cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 60°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.  $p=0,05$  \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, ° diferente da fase 41-60%.



As figuras 25 e 26 são referentes ao movimento isocinético de 210°/s no movimento de flexão e extensão diagonal, respectivamente. As barras mostram a média e seus respectivos desvios padrão. Para o movimento de flexão diagonal, a ANOVA apontou diferença significativa entre as fases ( $F_{(7,250)}=3,3$ ,  $p=0,001$ ). Porém, o teste *post hoc* Bonferroni identificou diferenças significantes somente da fase (4) para (3) ( $p=0,01$ ) para o m.TS e alterações no comportamento do m.DP, que tem início de baixa atividade EMG e depois sofre um aumento significativo nas fases (2) ( $p=0,048$ ) e (3) ( $p=0,04$ ) e depois sofre uma queda significativa na fase (5) em relação à fase anterior ( $p=0,04$ ). Já durante a extensão diagonal do ombro, não houve diferenças significante, portanto, foi um movimento que não obteve mudanças no comportamento durante toda sua amplitude de movimento em nenhum dos músculos analisados.

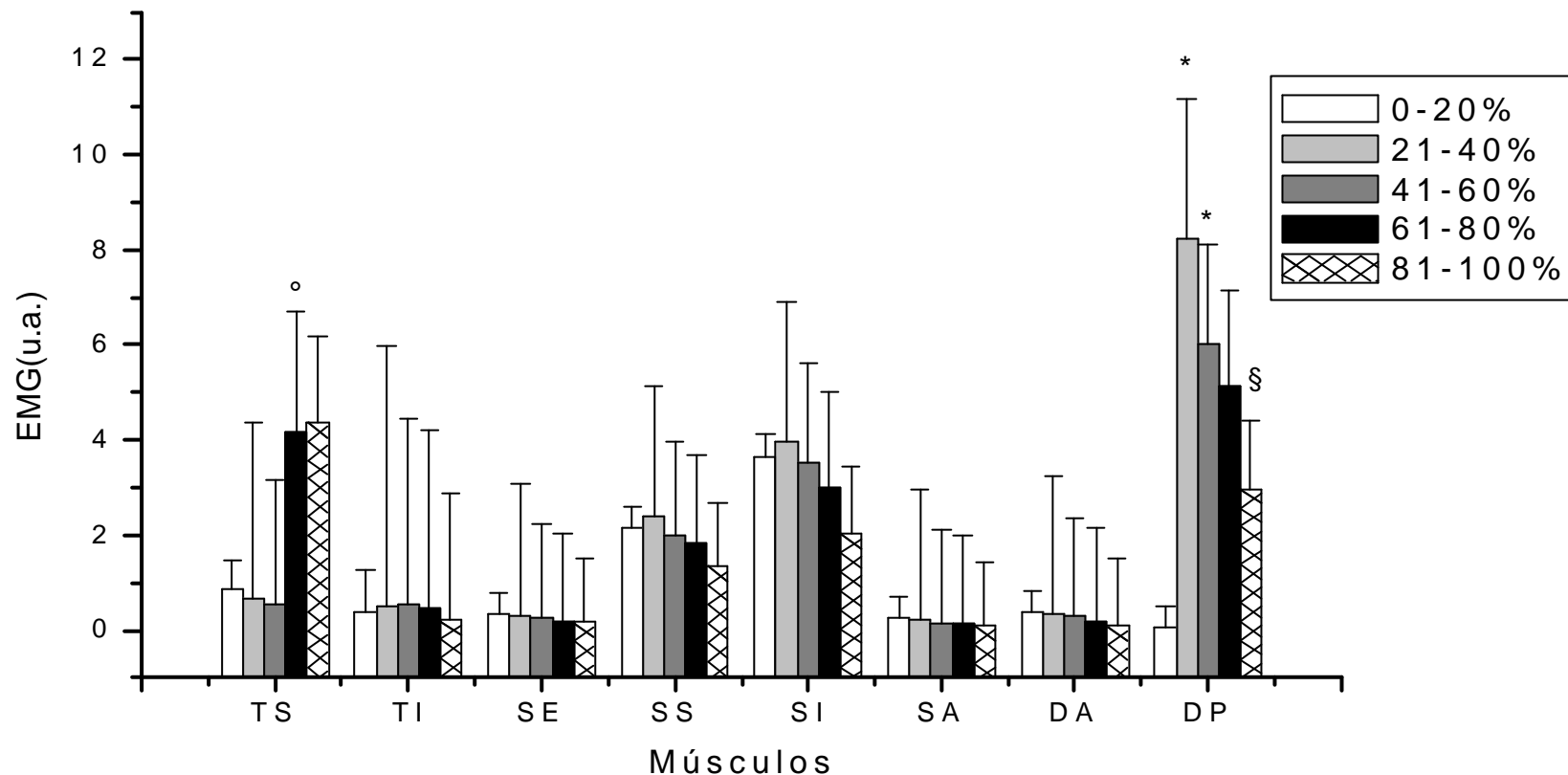


Figura 25 - Comparação entre as cinco fases do movimento de flexão do ombro, na velocidade isocinética de 270°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.  $p=0,05$  \* diferente da fase 0-20%, ° diferente da fase 41-60%, § diferente da fase 61-80%.

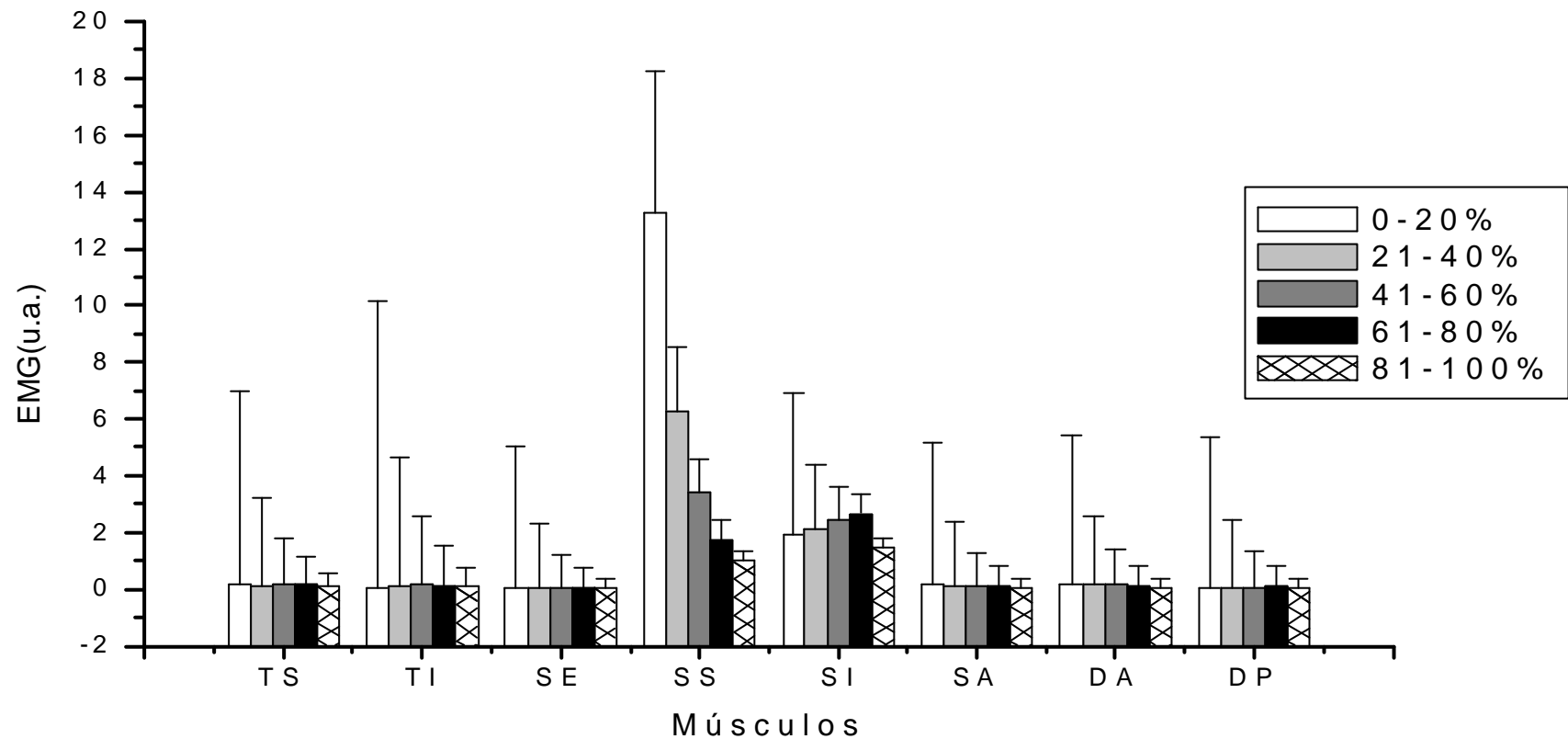
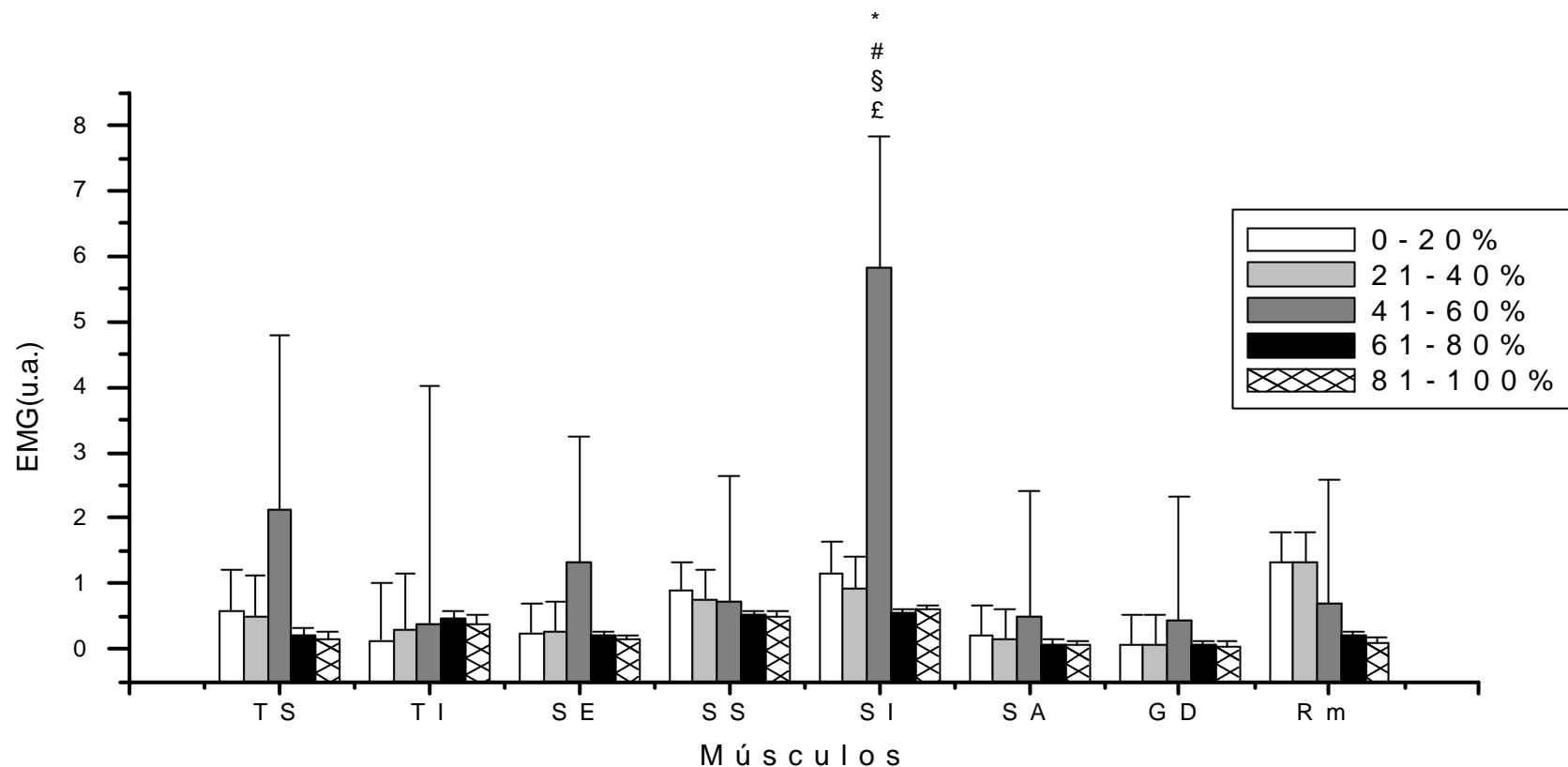


Figura 26 - Comparação entre as cinco fases do movimento de extensão do ombro, na velocidade isocinética de 270°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.

A figura 27 mostra as médias e desvio padrão dos movimentos de rotação lateral do ombro. A ANOVA de 2 fatores (músculo x fase) com medidas repetidas de um fator (EMG) não mostrou diferença significativa entre as fases dos oito músculos analisados. Na figura 28, está ilustrado o comportamento dos músculos durante as cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com velocidade isocinética de 210°/s. A ANOVA identificou que existe diferença significativa entre as fases do movimento ( $F_{(7,304)}=5,453$ ,  $p<0,01$ ). Então, o teste *post hoc* Bonferroni apresentou diferença estatística significativa para o m. SS, mostrando que ele inicia o movimento com uma atividade alta, e na fase (2) ele tem uma queda da atividade ( $p<0,01$ ). Nas fases seguinte, inicia uma oscilação do sinal, tendo uma elevação na fase (3) ( $p=0,01$ ), uma queda contínua nas fases (4) e (5) ( $p<0,05$ ). O m. SI também apresenta diferença significativa entre as fases, mas somente na última fase (5) que sofre uma diminuição do sinal EMG ( $p<0,01$ ).



**Figura 27 - Comparação entre as cinco fases do movimento de rotação lateral do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 210°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.  $p=0,05$  \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, § diferente da fase 61-80%, £ diferente da fase 81-100%.**

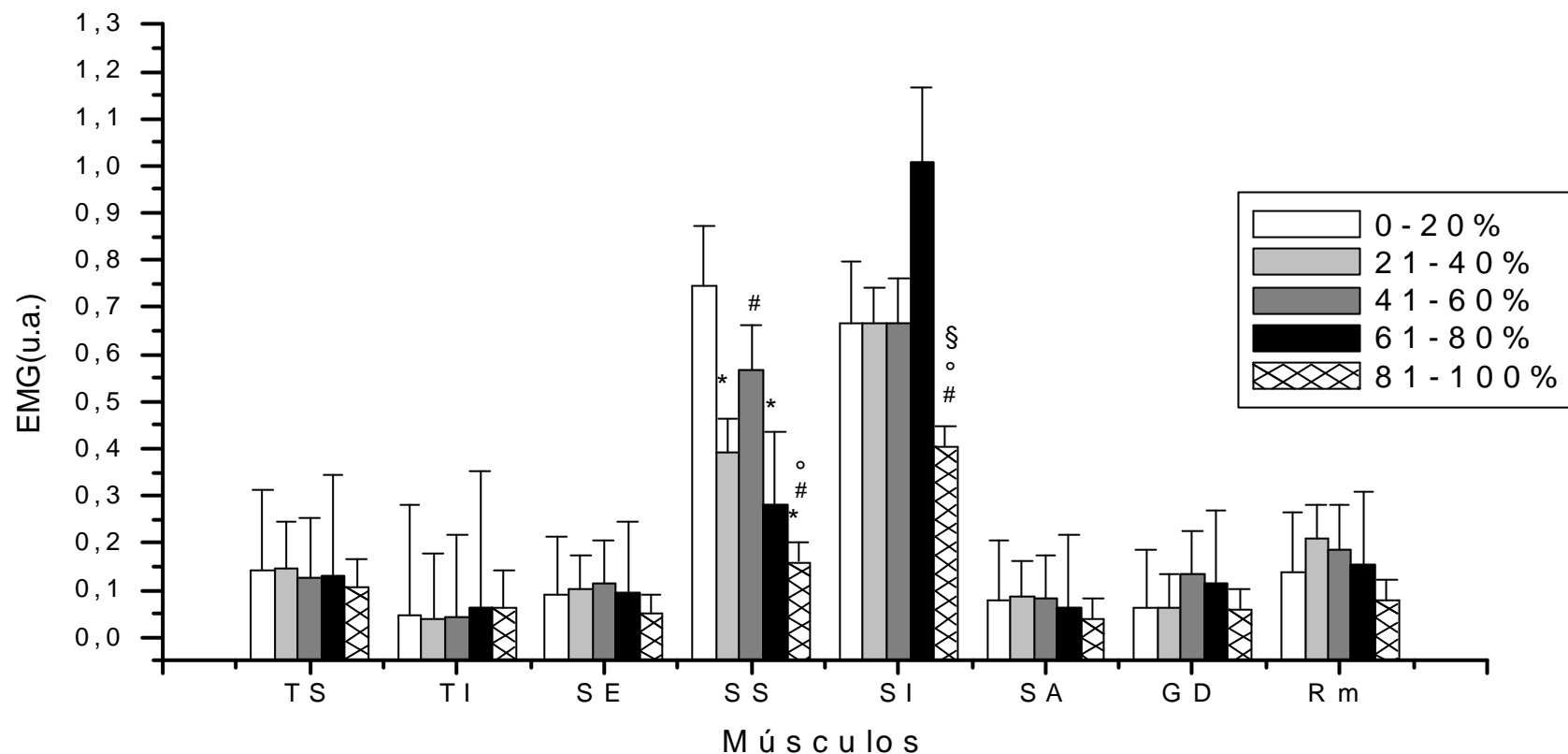


Figura 28 - Comparação entre as cinco fases do movimento de rotação medial do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 210°/s, calculado pelo valor médio do sinal EMG de cada músculo analisado. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor. p=0,05 \* diferente da fase 0-20%, # diferente da fase 21-40%, ° diferente da fase 41-60%, § diferente da fase 61-80%.

### 4.2.3 Análise inter-movimentos

Nesta parte das análises, compararam-se os movimentos de flexão e extensão diagonal na velocidade de 60°/s. Adotou-se a ANOVA de 3 fatores (músculo x fase x movimento) com medidas repetidas de um fator (EMG).

As figuras 29 e 30 ilustram os movimentos de flexão e extensão diagonal na velocidade de 60°/s e 270°/s. A ANOVA para os movimentos isocinéticos de 60°/s, mostra que houve diferença estatisticamente significativa entre os movimentos de flexão e extensão diagonal do ombro ( $F_{(7,569)}=7,7$ ,  $p<0,01$ ). O teste *post hoc* Bonferroni identificou que a diferença significativa se encontrava no m. SS, nas fases (1), (2), (3), (4) e (5) ( $p<0,01$ ), mostrando que ele é mais ativo para a realização do movimento de flexão. Além disso, o teste *post hoc*, também identificou diferença significativa entre a atividade EMG do m. SI, que sempre foi mais ativo na flexão diagonal nas 5 fases analisadas ( $p<0,01$ ). Para o movimento com velocidade de 270°/s, a ANOVA mostra que houve diferença entre os movimentos ( $F_{(7,511)}=1,6$ ,  $p<0,05$ ). O teste *post hoc* Bonferroni apontou a diferença significativa na fase (5) do TS, estando este mais ativo no movimento de flexão diagonal do ombro ( $p=0,01$ ), o SS mostra-se mais ativo na extensão somente durante a fase (1) e o DP apresenta-se com atividade maior nas fases (2) ( $p=0,03$ ), (3) ( $p=0,01$ ), (4) ( $p=0,01$ ) e (5) ( $p=0,04$ ) durante a flexão diagonal do ombro.

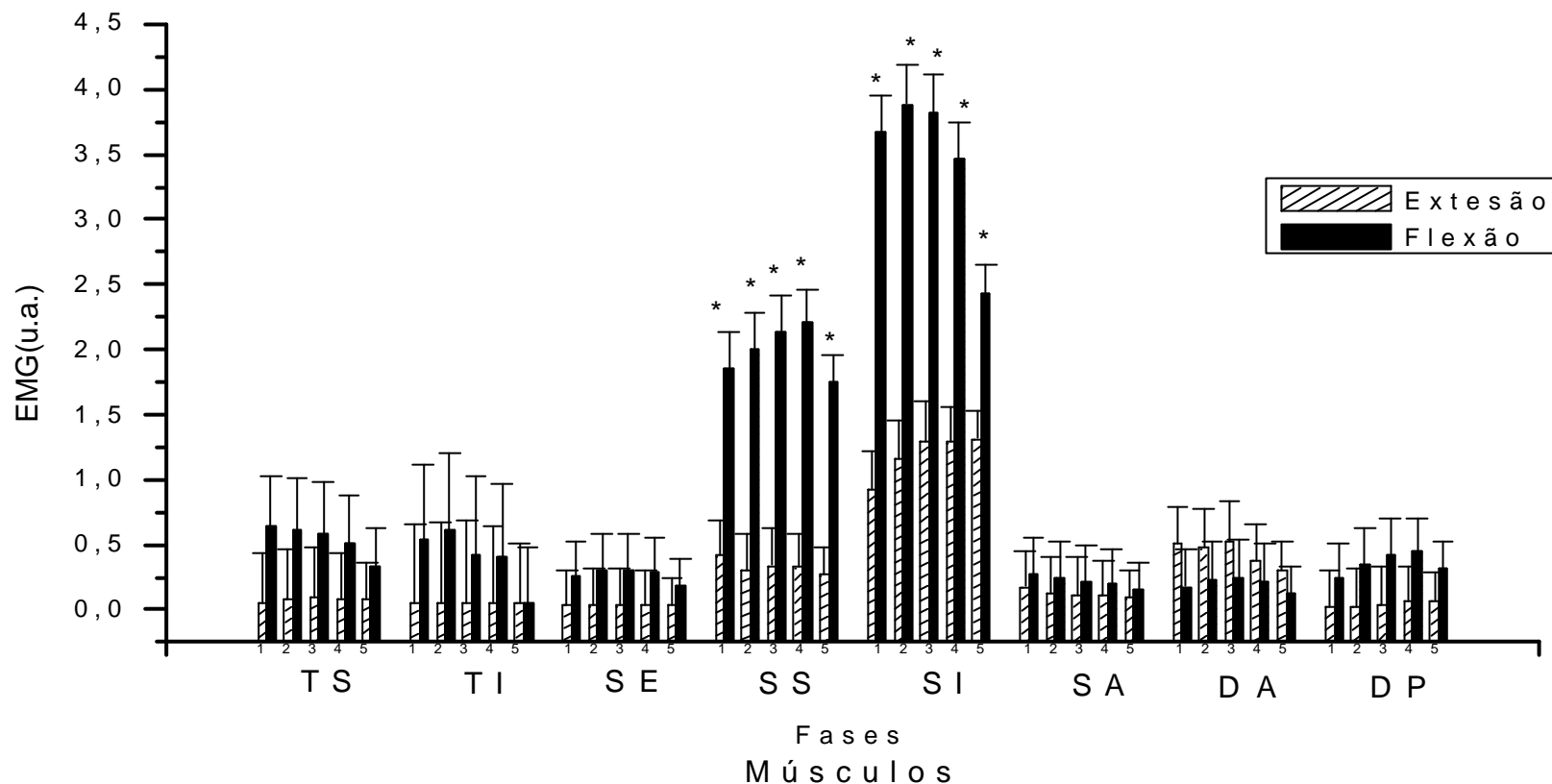


Figura 29 - Comparação entre os movimentos de extensão e flexão diagonal do ombro, na velocidade isocinética de 60°/s. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal (Rm) m.redondo menor.(\*)=p=0,05.



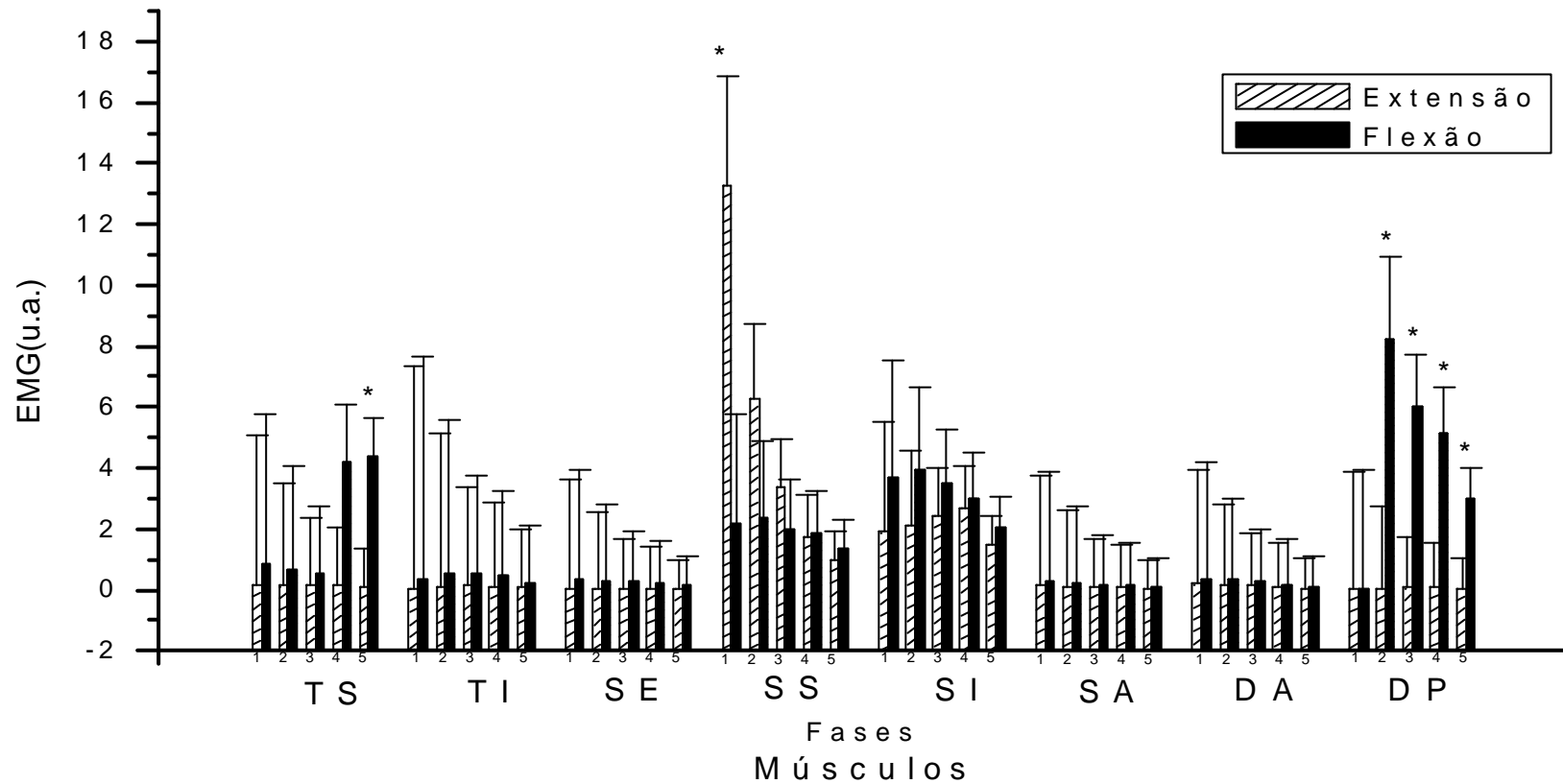


Figura 30 - Comparação entre os movimentos de extensão e flexão do ombro, na velocidade isocinética de 270°/s. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior.(\*)=p=0,05.

As figuras 31 e 32 são relativas aos movimentos isocinéticos de 60°/s e 210°/s, respectivamente, comparando os movimentos de rotação lateral e medial do ombro nas cinco fases do movimento dos oito músculos analisados.

A ANOVA 3 fatores (movimento x fase x músculos) com medidas repetidas de um fator (EMG) identificou diferença significativa nas duas velocidades analisadas 60°/s e 210°/s, ( $F_{(7,565)}=18,5$   $p<0,01$ ) e ( $F_{(7,610)}=3,5$ ,  $p<0,01$ ), respectivamente. No movimento a 60°/s, o teste *post hoc* Bonferroni, mostra que a diferença estatisticamente significativa se encontra na fase (5) do sinal EMG do m.TS, indicando que este é mais ativo na rotação lateral, além disso, o m.SS também apresenta-se com maior atividade EMG na rotação lateral durante a fase (2) do movimento e o m.SI se manteve mais ativo em toda a amplitude do movimento de rotação lateral do ombro. Na análise do movimento isocinético a 210°/s, foi identificado maior atividade muscular dos mm. TI ( $p=0,04$ ) e SS( $p<0,01$ ) na fase (5), além, do m. SI nas fases (3) ( $p=0,01$ ), (4) ( $p=0,008$ ) e (5) ( $p=0,02$ ).

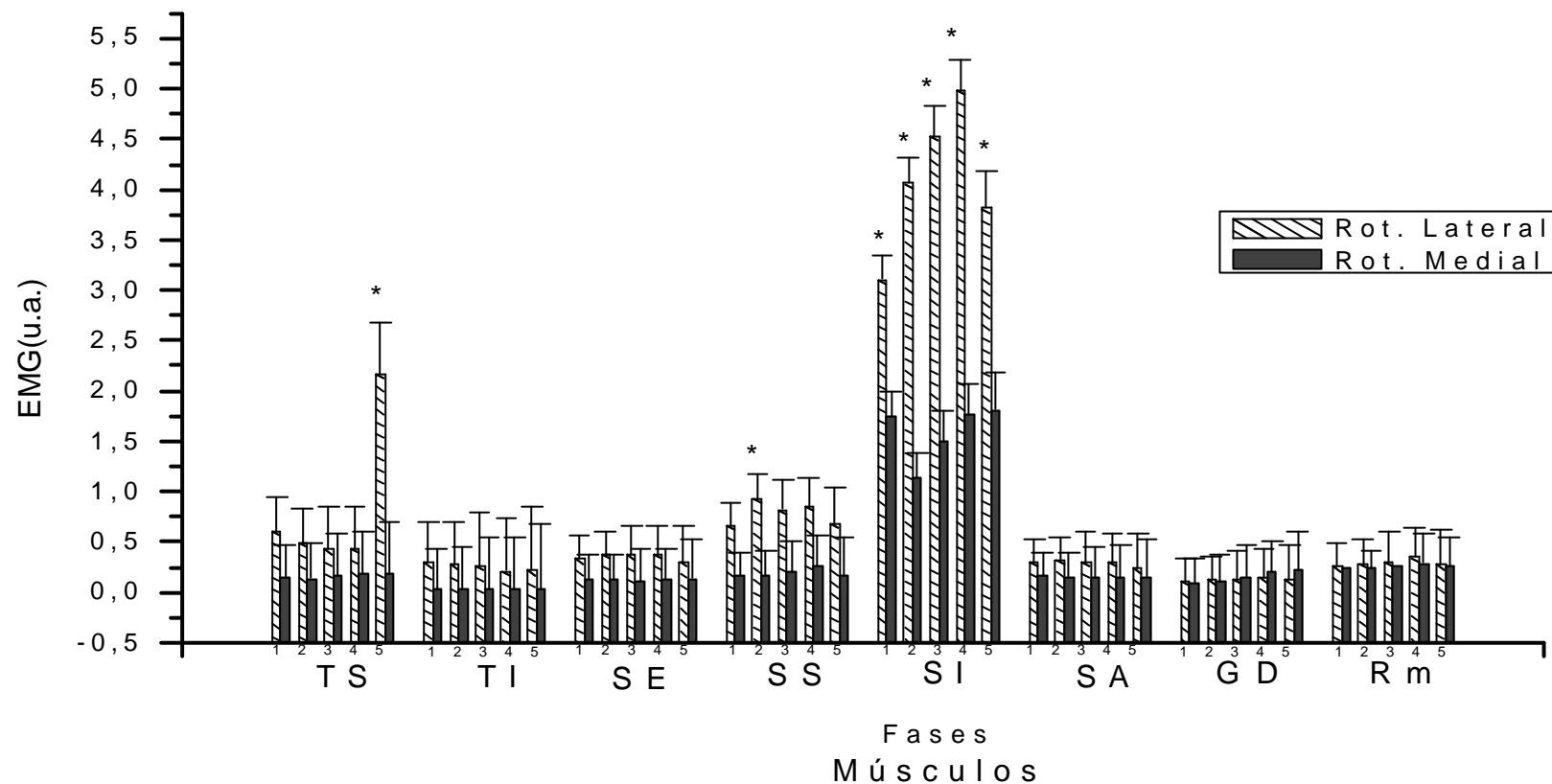


Figura 31 - Comparação entre os movimentos de rotação lateral e medial do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 60°/s. (TS) m.trapézio superior (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal e (Rm) m.redondo menor. (\*)=P=0,05.

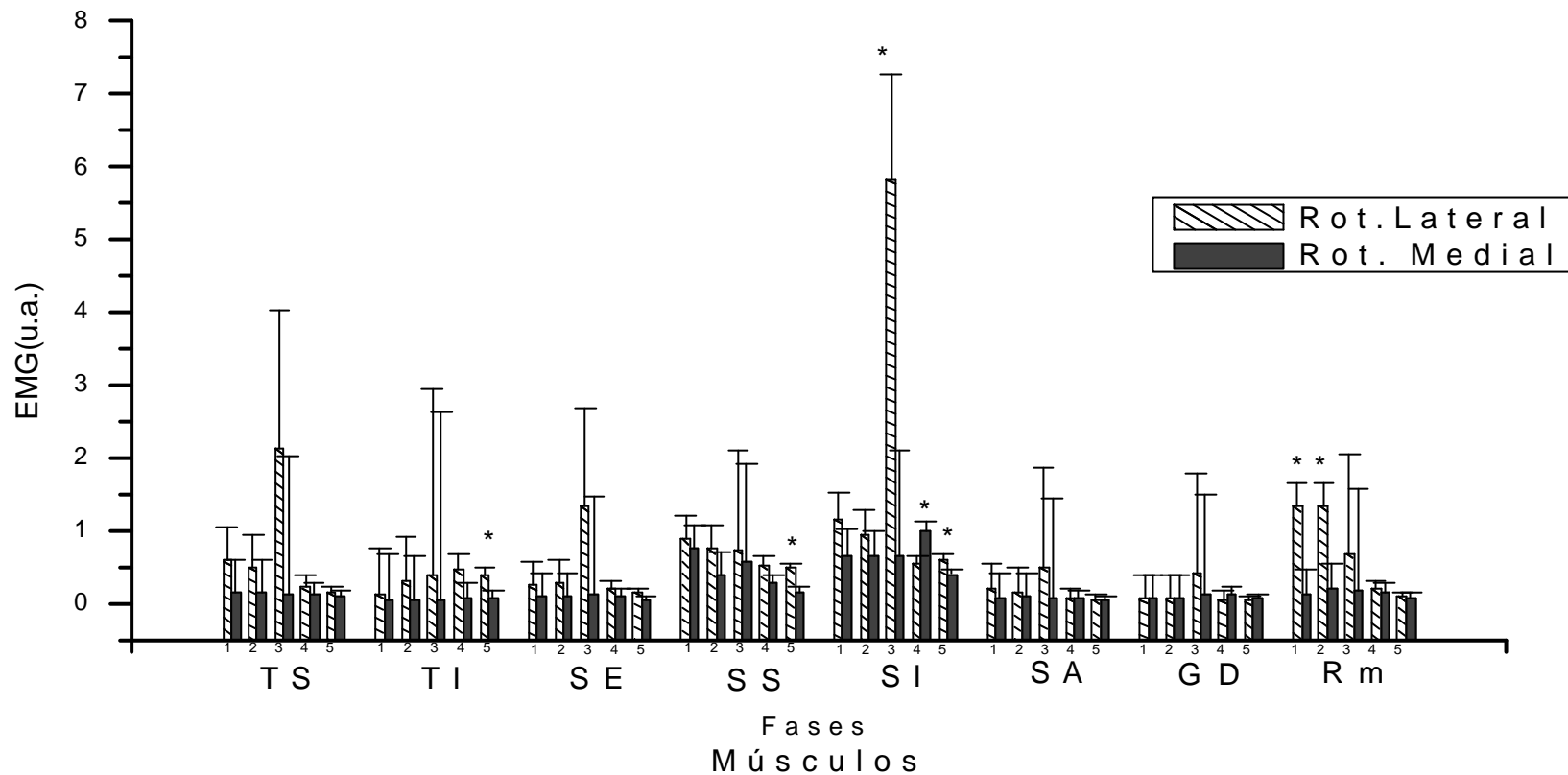


Figura 32 - Comparação entre os movimentos de rotação lateral e medial do ombro com abdução de 90°, na velocidade isocinética de 210°/s. Sendo, (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal e (Rm) m.redondo menor. (\*)=P=0,05

#### 4.2.4 Análise inter-velocidades

Para análise entre as velocidades isocinéticas, comparou-se as duas velocidades nos quatro movimentos executados, flexão e extensão diagonal do ombro, e rotação lateral e medial do ombro. As figuras 33, 34, 35 e 36, ilustram a média e desvio padrão das análises obtidas durante a flexão e extensão diagonal do ombro, e rotação lateral e medial do ombro, respectivamente.

No movimento de flexão, a ANOVA 3 fatores (velocidade x fase x músculos) com medidas repetidas de um fator (EMG) não apontou diferença significativa ( $F_{(7,535)}=1,931, p=0,06$ ). Porém a comparação de pares revelou diferença significativa para o m.DP nas fases (2), (3), (4) e (5) ( $p<0,05$ ), sendo este mais ativo na velocidade de 270°/s do que na de 60°/s.

Para o movimento de extensão, foi identificado diferença significativa ( $F_{(7,535)}=6,1, p<0,01$ ). O teste *post hoc* Bonferroni identificou diferença significativa para o m.SS nas fases (1), (2), (3), (4) e (5) ( $p<0,05$ ), sendo este mais ativo na velocidade de 270°/s do que na de 60°/s. O m.SI também apresentou atividade maior em 270°/s, somente na fase(4)( $p=0,05$ ).

O movimento de rotação lateral, apresentou diferença pela ANOVA ( $F_{(7,618)}=15,7, p<0,01$ ). O teste *post hoc* Bonferroni foi realizado para identificar onde se encontrava a diferença significante. O m. SI se mostrou mais ativo nas cinco fases, na velocidade de 60°/s. Foi encontrado também que o m. Rm foi mais ativo na velocidade de 210°/s, durante a fase(1) e o m.TS mais ativo na velocidade de 60°/s, na fase(5).

O movimento de rotação medial do ombro, apresentou diferença significante na ANOVA ( $F_{(7,586)}=3,6, p=0,001$ ). O teste *post hoc* Bonferroni

identificou diferença significativa para o m. SI que se mostrou mais ativo nas cinco fases, na velocidade de 60°/s.

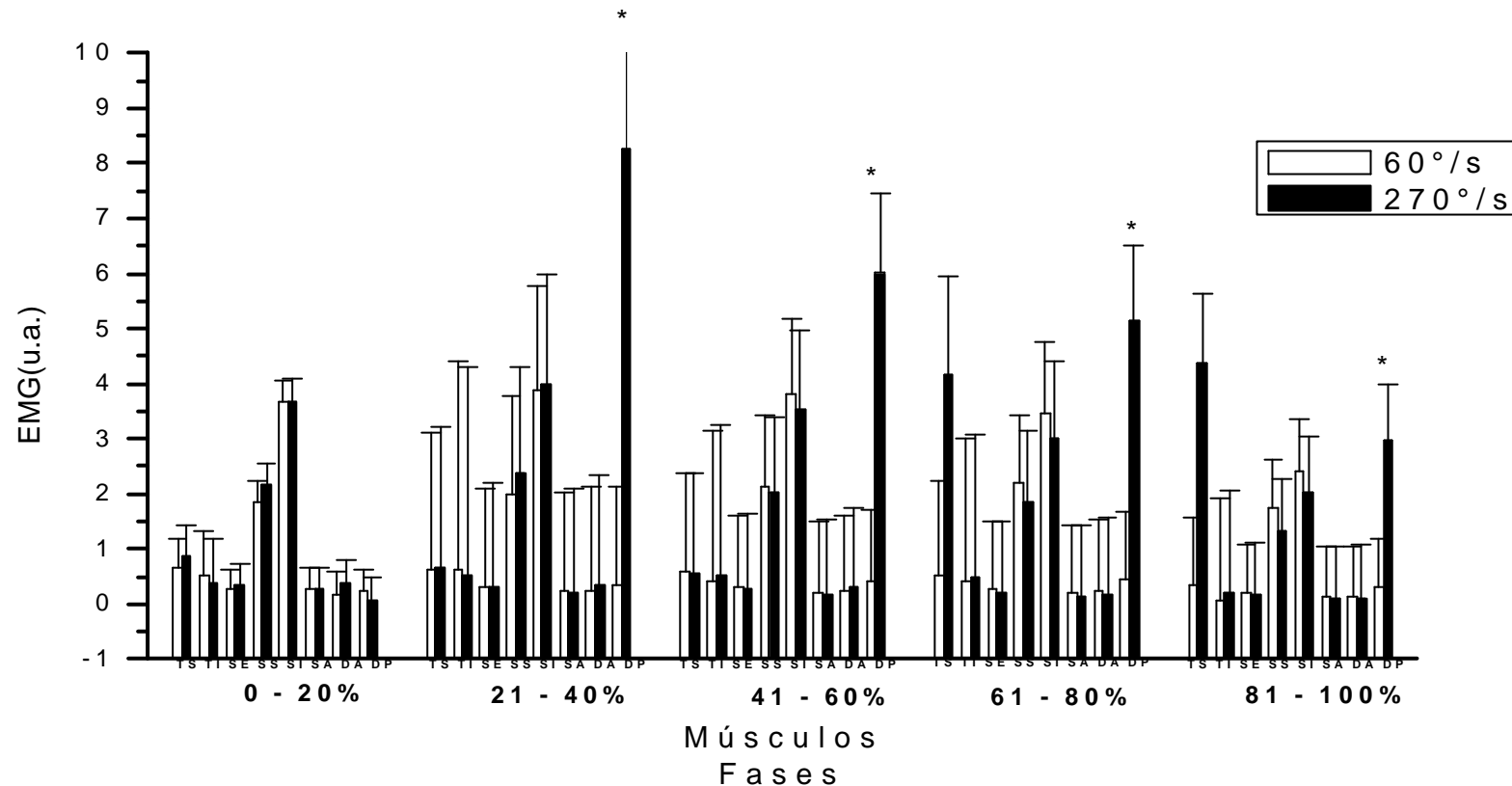


Figura 33 - Comparação entre as velocidades de 60°/s e 270°/s no movimento de flexão do ombro. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior.(\*) P=0,05.

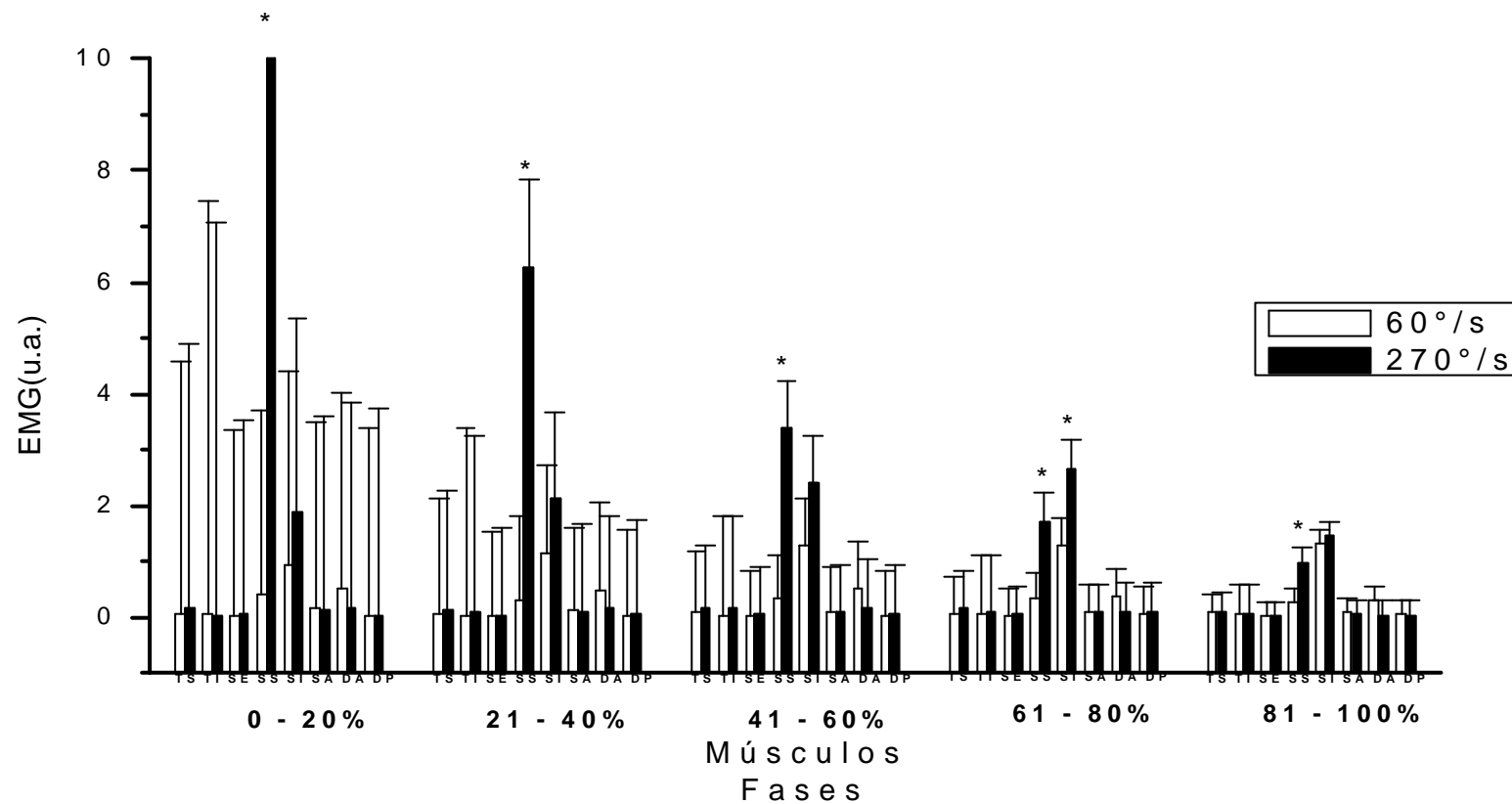


Figura 34 - Comparação entre as velocidades de 60°/s e 270°/s no movimento de extensão do ombro. (TS) m. trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (DA) m.deltóide anterior (DP) m.deltóide posterior. (\*) p=0,05.



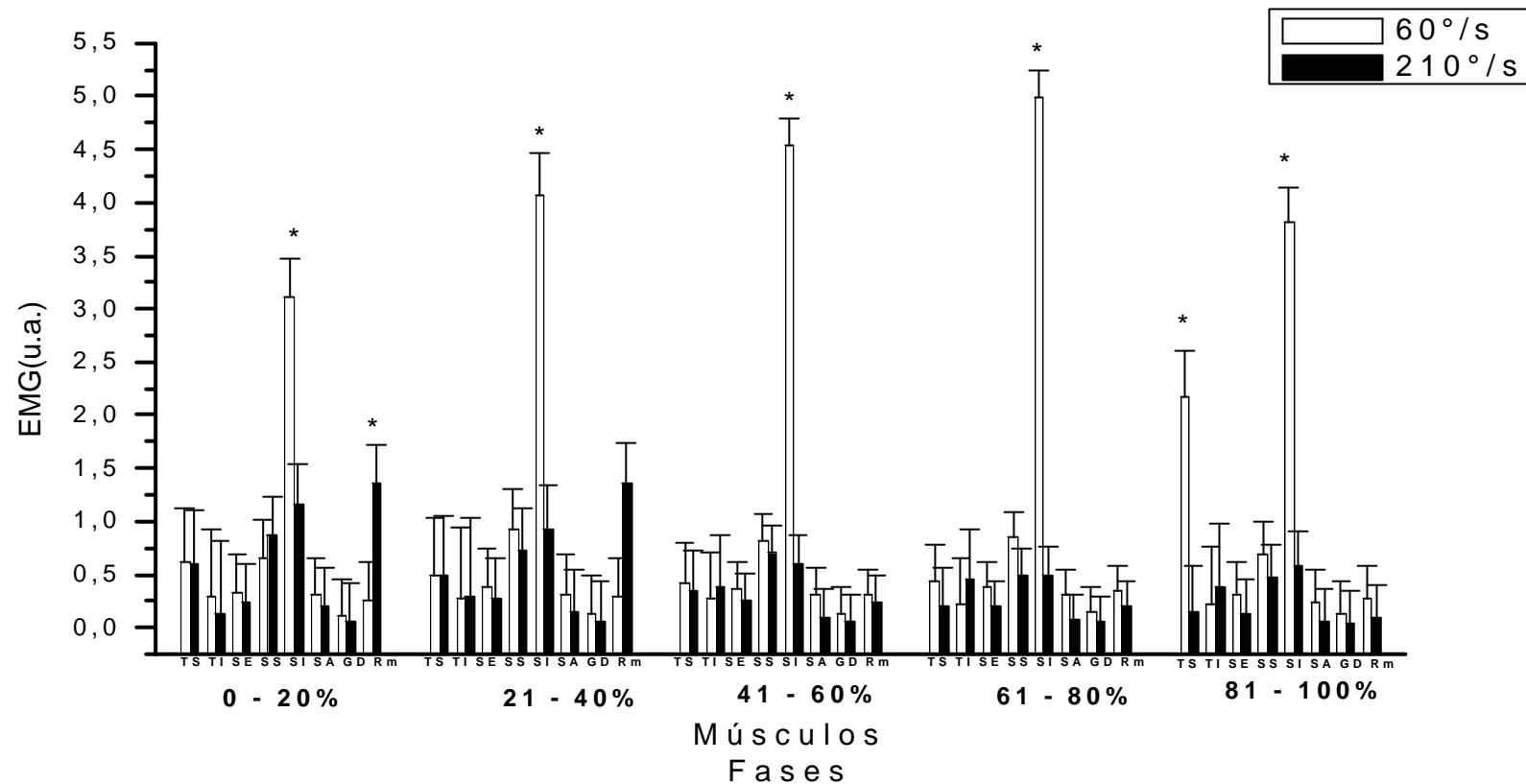


Figura 35 - Comparação entre as velocidades de 60°/s e 210°/s no movimento de rotação lateral do ombro com 90° de abdução. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal e (Rm) m.redondo menor .(\*)=p=0,05.

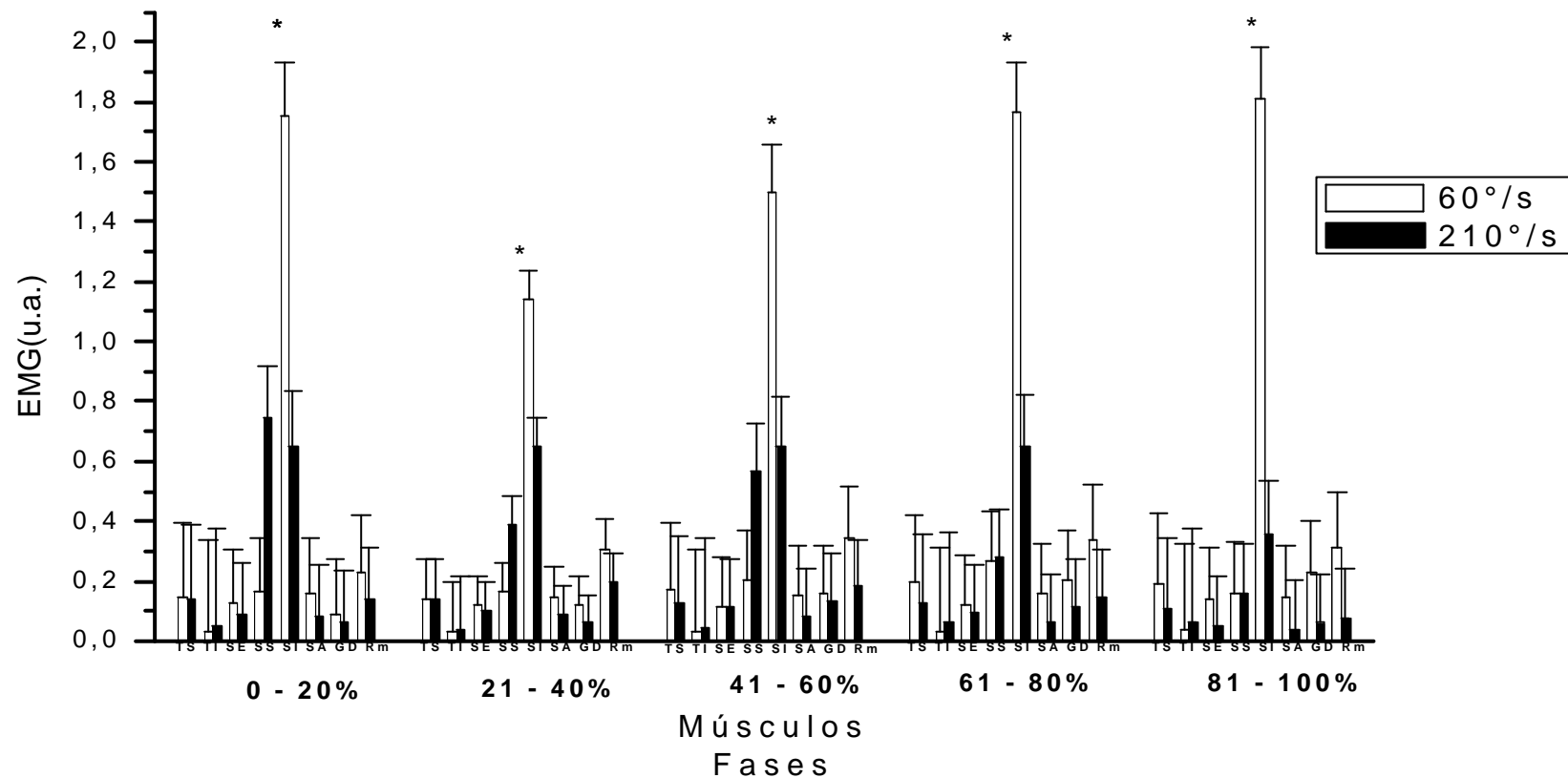


Figura 36 - Comparação entre as velocidades de 60°/s e 210°/s no movimento de rotação medial do ombro com 90° de abdução. (TS) m.trapézio superior, (TI) m.trapézio inferior, (SE) m.supra-espinhoso, (SS) m.subescapular superior, (SI) m.subescapular inferior, (SA) m.serrátil anterior, (GD) m.grande dorsal e (Rm) m.redondo menor. (\*) p=0,05.

## **5 - DISCUSSÃO**

O objetivo principal desse trabalho foi verificar se os critérios de caracterização de um músculo como estabilizador, descritos por Richardson *et al* (2004), para o controle da estabilidade da coluna lombar, também podem ser encontrados nos músculos da cintura escapular, através do uso da EMG nas análises do tempo e da amplitude da ativação dos músculos do ombro.

### ***5.1 – Análise do instante da ativação muscular***

Os resultados apresentados nas figuras 10 e 11 mostram que não há um músculo que se destaca quanto à pré-ativação em relação aos demais em ambas as tarefas, CRFlex e CRRot. Pode-se observar nessas figuras que todos os músculos são ativos previamente ao início do movimento. No entanto, não se encontrou um músculo que seja ativo previamente em relação ao outro. Assim, considerando-se a atividade de todos os músculos analisados, pode se conferir na figura 12 que há pré-ativação média de  $292,5 \pm 29,7$ ms para a flexão e  $146 \pm 24$ ms para a rotação lateral. Ou seja, ao se analisar os músculos da cintura escapular quanto ao critério de pré-ativação, parece que não há um único músculo estabilizador, mas que esse papel é desempenhado pelo conjunto deles.

Aspecto curioso desses resultados está no fato de haver maior pré-ativação para a CRFlex do que para a CRRot. Ao se questionar sobre a razão dessa diferença entre os movimentos, pode-se sugerir que, pelas condições de posicionamento do membro superior do paciente no dinamômetro isocinético, constata-se que no movimento de CRRot houve maior condição de estabilidade

para a articulação do ombro do que no CRFlex, devido aos acessórios que o equipamento de dinamometria oferece para realização da tarefa. E, assim, sugere-se que no movimento de CRFlex houve maior solicitação de estabilidade muscular pela pior condição de fixação do braço, devido ao grande braço de alavanca que a tarefa promoveu.

A ausência de diferença na ativação entre os músculos nas duas tarefas analisadas pode ter sido originada pelo torque requerido para acelerar o braço do dinamômetro, já que cargas elevadas exigem recrutamento de mais músculos. A fim de se minimizar esse efeito retroativo, utilizou-se da máxima velocidade angular disponível no protocolo do dinamômetro. Nesse caso, o dinamômetro não impunha resistência em velocidades angulares acima de 500°/s e os sujeitos não conseguiam atingir tal velocidade dentro do período analisado, de 800ms; ou ainda, nem mesmo conseguiram atingir tal velocidade isocinética, conforme resultados do estudo piloto 2 (ANEXO IV).

Este estudo foi realizado em sujeitos com ombro saudável, e não foi capaz de verificar diferenças entre a pré-atividade entre os músculos. Em contrapartida, Barden *et al.*(2005) estudaram indivíduos normais e com instabilidade do ombro. Apesar de eles não terem investigado a relação inter-músculos, encontraram diferenças no início da atividade dos músculos entre os grupos, mostrando que a instabilidade do ombro causa atraso no início da ação muscular, deixando como indício que a pré-ativação muscular pode realmente ajudar na estabilidade articular para que o movimento ocorra, o que corrobora com os resultados do presente trabalho, de que há uma pré-ativação geral de vários músculos da cintura escapular em sujeitos saudáveis.

Em contrapartida, Wadsworth e Bullock-Saxton (1997) realizaram uma análise do instante em que os mm. TS e TI e o SA iniciam sua atividade no movimento de elevação do braço no plano da escapula em atletas de natação em um grupo controle e em sujeitos que tinham lesão do ombro. Os autores não encontraram diferenças entre os grupos, e, assim, os achados do estudo não parecem corroborar com os nossos resultados. Os autores encontraram uma pré-atividade somente do TS, não corroborando com os resultados aqui apresentados. No entanto, a metodologia utilizada para obtenção do instante de início da atividade EMG, foi divergente em relação ao utilizado no presente estudo, já que foi realizada de forma subjetiva com critério visual sobre o gráfico. Estes autores também consideram que a pré-atividade encontrada do m.TS é um indício que a escápula necessita de uma estabilidade prévia ao movimento.

Cools *et al.*(2003) também estudaram o instante em que o m TS entra em atividade devido eles corroborarem com a importante atividade do m.TS na elevação do ombro, quanto ao movimento de rotação da escápula, para evitar o impacto da cabeça do úmero na região subacromial. Além disso, os autores mostraram que existe latência da atividade do m.TS em indivíduos que são portadores de impacto subacromial.

## **5.2 – Análise da intensidade do sinal**

### **5.2.1 Análise inter-músculos**

Os músculos cujo atividade elétrica foi obtida através de eletrodos de superfície não apresentaram diferenças significativas, nas intensidades dos

sinais EMG quando comparados entre músculos, como indicado nas figuras 13 à 20.

Um dos poucos trabalhos que analisa a atividade EMG de indivíduos normais em diversos movimentos dividindo a atividade durante a amplitude de movimento, é o de Kronberg *et al.*(1990), que realizaram um estudo avaliando a atividade dos mm. subescapular, supra-espinhal, infra-espinhal, grande dorsal, peitoral maior e deltóide anterior, médio e posterior. Foram analisados os movimentos de flexão, extensão, abdução e rotação lateral e medial na posição neutra, 45 e 90° de abdução do ombro. Kronberg *et al.* (1990) dividiram a amplitude de movimento em 6 partes. Ao analisar os dados que os autores apresentaram o m.subescapular, analisado sem a divisão SI e SS, tem todas as características para que seja apontado como um músculo estabilizador, pois os autores mostram que esse músculo não tem atividade aumentada em relação aos movimentos de rotação lateral e medial do ombro, no entanto, a metodologia da análise dos dados foi diferente, já que, os autores utilizaram o valor de pico da atividade EMG para realização das análises. O m.subescapular, que no presente estudo foi dividido em duas porções como sugerido por Decker *et al.*, (2003), que mostraram a maior atividade elétrica, na porção inferior, na maioria dos movimentos, não corroborando com Kronberg *et al.*, (1990).

Decker *et al.*, (2003) mostraram que as porções deste músculo teriam atividade diferente dependendo do movimento realizado, isto está de acordo com os resultados deste estudo, pois demonstraram que em quase todos os movimentos analisados, na velocidade de 60°/s, os ventre do m.subescapular se comportaram de forma diferente. Achado intrigante é que, na velocidade de

60°/s o SI sempre é mais ativo que o SS. Em contrapartida, na velocidade de 270°/s não há diferenças entre as duas porções. Esta ausência de diferença na atividade EMG também foi observada na maior parte de todas as relações inter-músculos analisadas nesta velocidade, sugerindo que quanto maior a velocidade do movimento, maior é a similaridade do disparo dos diversos músculos sinergistas, sem muitas variações na solicitação de músculos específicos.

Outro aspecto analisado, como um requisito para que o músculo seja um estabilizador articular dinâmico, segundo Richardson *et al* (2004), é que o músculo não deve apresentar intensidade alta. Deste ponto de vista, os mm. SE (comparado aos demais mm. profundos) e o SA (comparado aos demais superficiais) foram os músculos que apresentaram menor intensidade, principalmente na rotação medial e extensão, com a gravidade a seu favor. Kronberg e Broström (1995) afirmam que os mm. SE e Subescapular são estabilizadores por se apresentarem mais ativos, ao contrário de nosso pressuposto, e foi este o resultado que eles acharam em situações de maior instabilidade, dando margem esta discussão controversa.

Diversos estudos apontam o manguito rotador como um grupo de músculos que geram estabilidade para o ombro, que através de sua contração ela pode gerar compressão contra cavidade glenóide, além de, rodar a cabeça do úmero. Esse fato é aparente em estudos de tratamento de patologias relacionados a instabilidade do ombro (Jobe e Moynes, 1982; Jobe, 1983) que sugerem que o SE, como um componente do manguito rotador, sempre seja enfatizado.

O SA vem sendo investigado e apontado como um músculo essencial na estabilidade da cintura escapular, somente por volta da última década, (GLOUSMAN, 1993; DECKER *et al.*, 1999), por ele ser um músculo que pode controlar a posição da escápula em relação à caixa torácica, promovendo uma relação glenoumeral estável durante a dinâmica do ombro.

Glousman (1993) enfatiza a importância do manguito rotador e do SA para as diversas atividades esportivas que envolvem movimento do ombro.

Os exercícios que enfatizam o recrutamento do SA sobre a preposição que este é um músculo de suma importância para a estabilidade da cintura escapular, foram estudado por Decker *et al.*(1999).

Na comparação da intensidade inter-músculos, deste estudo, foram observadas diferenças significativas em relação aos mm. SS e SI, porém a maioria dos músculos não apresentou diferenças significativas em relação à sua amplitude. Estes achados, corroboram com Kronberg e Broström (1995) que estudaram a amplitude do sinal EMG em indivíduos normais e com instabilidade do ombro em contrações excêntricas. Os autores concluíram que a contração excêntrica, de forma geral, gera uma atividade menor que as contrações concêntricas. Interessantes, foram os resultados encontrados nos mm. subescapular e infra-espinhal que tiveram suas atividades aumentadas nos indivíduos com instabilidade. Os autores colocam que os mm. subescapular e infra-espinhal formam uma unidade de estabilidade anterior do ombro.

Pink *et al.* (1991, 1993a,b) analisaram diferentes músculos do ombro em nadadores. Eles demonstraram que os mm. do manguito rotador, que quase sempre são colocados como uma unidade têm os músculos com discreta



função independente, já que variaram durante o movimento do nado livre. O presente estudo corrobora com estes achados, pois também foi encontrada diferença entre o m.subescapular e SE em grande parte dos movimentos.

### **5.2.2 – Análise inter-fases**

Um músculo estabilizador articular, seguindo os critérios adotados, tem como característica, ser um músculo que está ativo durante todo movimento realizado. Entre os mm. TS, TI, SE, SS, SI e SA, que não são agonistas dos movimentos analisados, pode-se eliminar da hipótese de estabilizador dinâmico do ombro os mm. TS, SS e SI, devido à grande variabilidade do sinal, encontrado durante os movimentos. Músculos que não variaram em nenhum momento da análise nas diversas condições solicitadas foram os mm. TI, SE e SA.

Em relação ao m. SA, estes achados parecem corroborar com o trabalho de Pink *et al.* (1993a), que estudaram nadadores na modalidade borboleta. Eles também encontraram uma constante atividade EMG do SA em todas as fases do movimento.

Ryu *et al.*(1988) estudaram os músculos do ombro nos movimentos de jogadores de Tênis, e verificaram que na atividade de *forehand*, que tem rotação interna associada ao movimento, o m. subescapular apresentou atividade aumentada na segunda fase do movimento (chamada de fase de aceleração do movimento). Estes achados não foram encontrados no presente estudo, no qual, o. m. subescapular, em ambos os ventres apresentou atividade variada em relação a sua intensidade do sinal nas diversas fases analisadas e nos diversos movimentos realizados.

### 5.2.3 – Análise inter-movimentos

Esta análise foi realizada para ver o comportamento dos músculos em relação a diferentes movimentos. Hodges, Richardson e Hides (2004) mencionam que os músculos estabilizadores devem estar ativos independentemente do movimento. Os resultados apresentados identificaram que todos os músculos analisados se mantiveram ativos durante todos os movimentos, como pode ser conferido nas figuras 29, 30, 31 e 32.

O SI apresentou-se mais ativo na rotação lateral em relação à rotação medial, fato que não era o esperado, já que este é um músculo rotador medial (KENDALL, MCCREARY, PROVANCE, 1995). Na velocidade de 270°/s o SI também apresentou-se mais ativo na rotação lateral, porém sempre ao final do arco de movimento, este é um resultado provavelmente explicado como uma atividade de desaceleração do movimento da rotação lateral. Estes achados parecem não corroborar com Pink *et al.*(1990), que estudaram a atividade dos mm. do ombro durante o movimento de *swing* em jogadores de Golf. Estes apresentaram atividade aumentada do m. subescapular durante a solicitação da rotação medial do ombro. Porém, eles parecem estar de acordo com Kabada *et al.*,(1992), que afirmam que este parece assistir a rotação medial. No entanto, segundo esses autores, o m. subescapular parece ter mais função dinâmica como um músculo que é responsável pela centralização da cabeça do úmero e agir de forma antagonista ao músculo deltóide.

### 5.2.3 – Análise inter-velocidades

Na análise do sinal EMG deste estudo, não houve diferenças para os músculos TS, TI, SE e SA entre as velocidades estudadas.

Brindle *et al.* (2006) verificaram a influência da velocidade sobre o controle motor, de movimentos do ombro, através da EMG e cinemática. Os autores mostraram que o pico da aceleração, velocidade e desaceleração foram maiores nas velocidades mais altas. Na análise dos sinais EMG estes autores denominaram de  $Q_{30}$  os primeiros 30ms do sinal EMG de cada músculo e verificaram que o aumento da velocidade teve uma tendência em aumentar o envelope linear do sinal adquirido. Corcos, Gottlieb e Agarwal (1989), Gottlieb, Corcos e Agarwal (1989), Gottlieb *et al* (1990) mostraram que o aumento da velocidade do movimento geraria um aumento do pico de atividade EMG se os músculos se comportassem como agonistas e antagonistas do movimento. Nos presentes resultados, este comportamento não foi verificado quando comparou-se as velocidades, FLEX60 e FLEX270; EXT60 E EXT270; RL60 e RL210; RM60 e RL210, porém, a comparação entre os estudos se torna difícil, devido aos diferentes métodos para comparação dos sinais EMG.

Cordo *et al.* (1994) também estudaram a influência da informação proprioceptiva de variação da velocidade sobre o movimento humano na articulação do cotovelo. Estes autores encontraram que a variação da velocidade sofre influência das informações proprioceptivas do movimento, sendo estas, informações necessárias para o disparo da seqüência coordenada para realização da tarefa final. No entanto, os presentes resultados apresentados no sub-capítulo 4.2.4.análise inter-velocidades, não mostram uma variabilidade muito grande entre os sinais dos mm. durante a realização de movimentos nas velocidades comparadas.

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Dada a análise da atividade dos músculos do ombro durante os movimentos selecionados em questão e a diversidade dos resultados encontrados, pode-se resumir que os músculos TI, SE e SA são os que apresentam mais característica de estabilizador dinâmico, já que atendem aos critérios propostos, de pré-ativação, atividade constante, baixa intensidade e independente do movimento.

Ao analisar exclusivamente o critério de pré-ativação, não se pode identificar um músculo ativo mais precocemente que o outro. Mas todos os músculos estão ativos antes do início do movimento. Ainda sob esse aspecto de pré-ativação, os músculos são recrutados mais precocemente na flexão do que na rotação lateral.

Ao se analisar exclusivamente o critério de intensidade, não foi possível identificar um músculo mais constante, ou atividade menor que os demais, provavelmente devido à grande variabilidade do sinal EMG, denotada pelos altos desvios padrão encontrados. Tal fato evidencia as múltiplas formas e combinações de recrutamento dos músculos pelo SNC.

Não se identificou um músculo estabilizador dinâmico com todas as suas características, mas confirmou-se que todos os músculos têm potencial para gerar estabilidade a esta articulação, em especial os SA e SE e TI.

Sugere-se que, para os programas de treinamento, que visam prevenção de instabilidade articular do ombro, ou quando já identificado déficit na estabilidade da cintura escapular, deve-se incluir no protocolo exercícios que enfatizam o ganho de força e controle neuro-muscular dos mm. TI, SA e SE.



## 7.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALEXANDER, C.M.; MILEY, R.; HARRISON, P.J. Functional modulation of shoulder girdle stability. **Exp. Brain Res.** n.161, p.417, 2005.

AN, K.N. Muscle Force and its role in joint dynamic stability. **Clin Orthop and Relat Res**, n.403S, p.S37-S42, 2002.

BARDEN, J.M.; BALYK, R.; RASO, V.J.; MOREAU, M.; BEGNALL, K. Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. **Clin Neurophysiol.** v. 16, n. 8, p. 1846, 2005.

BRINDLE, T.J.; NITZ, A.J.; UHL, T.L.; KIFER, E.; SHAPIRO, R. Kinematic and EMG characteristics of simple shoulder movements with proprioception and visual feedback. **Journal of Electromyogr Kinesiol** . n.16, p.236-49, 2006.

CHANDNANI, V.P.; GAGLIARDI, J.A.; MURNANE, T.G.; BRADLEY, Y.C.; DeBERARDINO, T.A.; SPAETH, J.; HANSEN, M.F.; Glenoumeral ligament and shoulder capsular mechanism: Evaluation with MR Arthrography. **Musculoskeletal Radiology.** n.196, p. 27, 1995.

COOLS, A.M.; WITVROUW, E.E.; DECLERCQ, G.A.; DANNEELS, L.A.; Scapular muscle recruitment patterns trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. **Am J Sports Med.** n. 3, v. 4, p.542, 2003.

GOTTLIEB, G.L.; CORCOS, D.M.; AGARWAL, G.C. Organizing principles for single-joint movement I.A speed-insensitive strategy. **J Neurophysiol.** v. 62, n. 2, p. 342, 1989.

CORCOS, D.M.; GOTTLIEB, G.L.; AGARWAL, G.C, Organizing principles for single-joint movement II.A speed-sensitive strategy. **J Neurophysiol.** v. 62, n. 2, p. 358, 1989.

GOTTLIEB, G.L.; CORCOS, D.M.; AGARWAL, G.C.; LATASH, M.L. Organizing principles for single-joint movement III. speed-insensitive strategy as a default. **J Neurophysiol.** v. 63, n. 3, p. 625, 1990.

CORDO, P.; CARLTON, L.; BEVAN, L.; CARLTON, M.; KERR, K. Proprioceptive coordination of movement sequences: Roles of Velocity and position information. **J Neurophysiol.** v. 71, n. 5, p. 1848, 1994.

CAMBIER, D.C. Scapular muscle recruitment patterns trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. **Am J Sports Med.** N.3, v.4, p.342, 2003.

CRESSWELL, A.G.; GRUNDSTROM, A.; THORSTENSSON, A.; Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man, **Acta Physiol Scand**, n.144, p.409-418, 1992.

DECKER, J. M.; TOKISH, J.M.; ELLIS, H.B.; TORRY, M.R.; HAWKINS, R.J.  
Subscapularis Muscle Activity during Selected Rehabilitation Exercise, **Am J Sports Med**, v.31, n.1, 2003.

DECKER, M.J., HINTERMEISTER, R.A., FABER, K.J., HAWKINS, R.J.,  
Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. **Am J Sports Med**. V.27, n.6, p.784-791, 1999.

DiFABIO, R.P., Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. **Phys Ther**. V.67, n.1, p.43-48, 1987.

EKSTROM, R.A., SODERBERG, G.L., DONATELLI, R.A., Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. **J Electromyogr Kinesiol**. n.15, p.418-428, 2005.

FU, F.H.; HARNER, C.D.; KLEIN, A.H., Shoulder Impingement Syndrome: A clinical review. **Clin Orthop Relat Res**, n.269, p.162-173, 1991.

GLOUSMAN, R. Electromyographic Analysis and Its Role in the Athletic Shoulder, **Clin Orthop Relat Res**, n.288, 1993.

HIDES, J.A.; RICHARDSON, C.A.; JULL, G.A.; Use of real-time ultrasound imaging for feedback in rehabilitation, **Man Ther** n.3, p.125-131, 1998.



HODGES, P.W.; BUI, B.H. A comparison of computer-based methods for determination of onset of muscle contraction using electromyography. **Electroencephal clin Neurophysiol.** N.101, p.511-19, 1996.

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. **Arch Phys Med Rehab.** n.80, p.1005-1012, 1999

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of lower limb, **Phy Ther.** v.77, p.132-144, 1997.

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Inefficient muscular stabilisation of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis, **Spine**, v.21, p.2640-2650, 1996.

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. **Scand J Rehab Med.** N.25, p.57-62, 1993.

JOBE, F.W. Serious rotator cuff injuries. **Clin Sports Med.** N. 2, v. 3, p. 407, 1983.

JOBE, F.W.; MOYNES, D.R. Delimitation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. **Am J Sports Med.** n. 10, v. 6, p.336, 1982.

KABADA, M.P., COLE, A., WOOTTEN, M.E., McCANN, P., REID, M., MULFORD, G., APRIL, E., BIGLIANI, L., Intramuscular wire electromyography of subscapularis. **J Orthop Res**, n.10, p.394-397, 1992.

KATO, K., Innervation of the scapular muscles and its morphological significance in man. **Anat. Anz.**, v.168, p.155-168, 1989.

KENDALL, F.P., McCREARY, E.K., PROVANCE, P.G., **Músculos: Provas e funções**. 4 ed., Ed. Manole, 1995.

KRONBERG, M.; BROSTRÖM, L. Electromyographic recording in shoulder muscles during eccentric movements. **Clin Orthop Relat Res**. n. 314, p.143, 1995.

KRONBERG, M., NÉMETH, G., BRONTRÖM, L., Muscle activity and coordination in the normal shoulder. **Clin Orthop Relat Res**. n.257, p.76-85, 1990.

LIPPITT, S.; MATSEN, F. Mechanisms of Glenoumeral Joint Stability. **Clin Orthop Relat Res** N.291,p.20-28, 1993.

LUDEWIG, P. M.; COOK, T.M.; NAWOCZENSKI, D.A. Three-Dimensional Skapular Orientation and Muscle Activity at selected Positions of Humeral Elevation, **J Orthop Sports Phys Ther**, v.24, p.57-65, 1996.

LUDEWIG, P. M.; MESCHKE, S. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises, **Am J Sports Med**, v.32, n.2, p.484-493, 2004.

MATIAS, R.; PASCOAL, A.G. The unstable shoulder in arm elevation: A three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. **Clin Biomech**. n.21, pS52-58, 2006.

MOSELEY, J.B.; JOBE, F.W.; PINK, M.; PERRY, J.; TIBONE, J. EMG analysis of the scapular muscle during a shoulder rehabilitation program, **Am J Sports Med**, 2002.

MULROY, S.J.; GRONLEY, J.K.; NEWSAM, C.J.; PERRY, J. Electromyographic Activity of Shoulder Muscles During Wheelchair Propulsion by Paraplegic Persons, **Arch Phys Med Rehabil**, v.77, 1996.

MYERS, J.B.; JU, Y-Y., HWANG, J-H, MCMAHON, P.J.; RODOSKY, M.W.; LEPHART, S.M. Reflexive muscle activation alterations in shoulder with anterior glenohumeral instability. **Am J Sports Med**. v. 32, n. 4, p.1013, 2004.

MYERS, J.B.; WSSINGER, C.A.; LEPHART, S.M. Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. **Man Ther**. N. 11, p.197-201, 2006.

NÉMETH,G., KRONBERG, M., BROSTRÖM, L., Electromyogram (EMG) recordings from the subscapularis muscle: Description of a technique. **J Orthop Res**, n.8, p.151-153, 1990.

OIZUMI, N.; TADANO, S.; NARITA, Y.; SUENAGA, N.; IWASAKI, N.;MINAMI, A. Numerical analysis of cooperative abduction muscle forces in a human shoulder joint. **J Shoulder Elbow Surg.** n.15, p.331-8, 2006.

TOWNLEY, C.O. The capsular mechanism in recurrent dislocation of the shoulder. **J. Bone Joint Surg.** n.32-A, p. 370, 1950.

OVESEN, J., NIELSEN, S., Stability of the shoulder joint. **Acta Orthop Scand**, n.56, p.149-151, 1985.

PANJABI, M.M. The stabilising system of the spine. Part II. Neutral Zone. And stability hypotesis. **J Spinal Disorders**, v.5, p.390, 1992.

PINK, M., JOBE, F.W., PERRY, J., Electromyographic analysis of the shoulder during the golf swing. **Am J Sports Med.** v.18, n.2, p.137-140, 1990.

PINK, M., JOBE, F.W.,PERRY, J.,KERRIGAN, M.S.E., BRWNE, A., SCOVAZZO, M.L., KERRIGAN, J., The normal shoulder during the butterfly stroke: An Electromyographic and cinemtographic analysis of twelve muscles. **Clin Orthop Relat Res.** n.268, p.48-59, 1993.

PINK, M., PERRY, J., BROWNE, A., SCOVAZZO, M.L., KERRIGAN, J., The normal shoulder during freestyle swimming: An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. **Am J Sports Med.** n.19, v. 6, p. 569-576, 1991.

PINK, M., PERRY, J., BRWNE, A., SCOVAZZO, M.L., KERRIGAN, J., The painful shoulder during the butterfly stroke: An Electromyographic and cinemtographic analysis of twelve muscles. **Clin Orthop Relat Res.** n. 268, p. 60-72, 1993.

PINK, M.; JOBE, F.W., PERRY, J.; KERRIGAN, J.; BROWNE, A. The normal shoulder during the butterfly swin stroke. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. **Clin Orthop Relat Res.** n. 288, p. 48, 1993.

RICHARDSON , C.; HODGES, P.; HIDES, J. **Therapeutic Exercise For Lumbopelvic Stabilization. A motor control approach for the treatment and prevention of low back pain**, 2 ed., London, Churchill Livingston, 2004.

RICHARDSON , C.; JULL, G.; HODGES, P.; HIDES, J. **Therapeutic Exercise For Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain**, London, Churchill Livingston, 1999.

LIEB, F.J., PERRY, J. Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. **J Bone Join Surg.** v. 53, n. 4, 1971.

RYU, R.K.N., McCORMICK, J., JOBE, F.W., MOYNES, D.R., ANTONELLI, D.J., An electromyographic analysis of shoulder function in the tennis players. **Am J Sports Med**, v.16, n.5, p.481-485, 1988.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG,C., RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**. v.10, n.5, p.361, 2000.

SAHA, A.K., Dinamic stability of the glenoumeral joint. **Acta Orthop Scand.**, n.42, p.491-505, 1971.

SAMESHINA, K. Princípios gerais de aquisição e processamento de sinais biológicos. **Jornal de Pneumologia**, v. 13, n. 1, p. 50-61, 1987.

TREPMAN, E.; GELLMAN, R.E.; SOLOMON, R.; MURTHY, K.R.; MICHELI, L.J.; De LUCA, C.J. Electromyographic analysis of standing posture and demi-plie in ballet and modern dancers. **Med Sci Sports Exerc**, v. 26, n. 6, p. 771-82, 1994.

TRIOLA, M., **Introdução estatística**. 9 ed., Ed. LTC, 2005.

WADSWORTH, D.J.S.; BULLOCK-SAXTON, J.E.; Recruitment Patterns of the Scapular Rotator Muscles in Freestyle Swimmers with Subacromial Impingment. **Int. J. Sports Med**. n 18, p.618-24, 1997.



# ANEXO I



**UNIVERSIDADE SÃO JUDAS TADEU**

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa  
Registro CONEP nº 1100/2003, em 14/11/2003

**FORMULÁRIO Nº 9**

AMC – Serviços Educacionais S/C Ltda  
Rua Taquari, 346 - Mooca - São Paulo - SP  
CEP 03198-000  
FABX: 6099-1999 - FAX: 6099-1092

## PARECER CONSUBSTANCIADO

Protocolo: 001/2006

**Título do Projeto:** ANÁLISE BIOMECÂNICA DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES DA ESCÁPULA

**Professor Orientador:** PROF. DR. RUBENS CORREA ARAUJO

**Grupos temáticos:** III

**Decisão:** Aprovado

### Parecer:

1. O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

2. O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo COEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.

3. O COEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao COEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

4. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao COEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do COEP, para serem juntadas ao protocolo inicial ( Res. 251/97, Item III.2.e).

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao COEP, inicialmente em 20 de dezembro de 2006 e ao término do estudo, em 30 de março de 2007.

**Data:** S.P., 18 de maio de 2006

**Assinatura:**

Prof. Ms. Rodrigo Araújo Caldas Farias  
Presidente do COEPAUSJT



Via - Pesquisador



## ANEXO II

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

---

#### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO PACIENTE :.....  
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : ..... SEXO : .M ? F ?  
DATA NASCIMENTO: ...../...../.....  
ENDEREÇO ..... Nº .....  
APTO: .....  
BAIRRO: ..... CIDADE  
.....  
CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)  
.....

2. RESPONSÁVEL LEGAL  
.....  
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)  
.....  
DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M ? F ?  
DATA NASCIMENTO.: ...../...../.....  
ENDEREÇO: ..... Nº .....  
APTO: .....  
BAIRRO: ..... CIDADE:  
.....  
CEP: ..... TELEFONE: DDD  
(.....).....

---

#### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA : **Análise biomecânica dos estabilizadores do ombro.**

PESQUISADORES: Henry Dan Kiyomoto / Rubens Corrêa Araujo

CARGO/FUNÇÃO: Aluno de pós –graduação / Orientador

2. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

SEM RISCO ? RISCO MÍNIMO X RISCO  
MÉDIO ?

RISCO BAIXO ? RISCO MAIOR ?

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 12 meses após aprovação do comitê de ética

---

### III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

1. justificativa e os objetivos da pesquisa ;
2. procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais;
3. desconfortos e riscos esperados;
4. benefícios que poderão ser obtidos;
5. procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo.

**1. Justificativa e Objetivos da Pesquisa:** O Sr(a) está sendo convidado para participar de uma pesquisa que analisa a atividade elétrica que os músculos do ombro produzem através de uma análise de um equipamento que registrar o sinal elétrico que o músculo produz quando esta em contração dos mesmos

#### **2. Procedimentos:**

**Eletromiografia:** É uma ferramenta utilizada para captar sinais elétricos de músculos, será passado uma pomada na pele para gerar anestesia e serão colocadas três agulhas bem finas contendo um par de fios com espessura de um fio de cabelo nos músculos do seu ombro para sabermos a quantidade de atividade dos mesmos. Além desses, outros eletrodos superficiais também serão colados sobre a pele e fixados através de fita adesiva.

**Dinamometria:** É uma ferramenta utilizada para medir a força que o músculo pode fazer, será utilizado uma cadeira em que você é fixado com cintos onde deverá segurar em uma alavanca e realizar movimentos do ombro com força, semelhante à realização de exercícios para o ombro. Este equipamento realizará uma mensuração da força que o seus músculos do ombro estarão realizando, sendo executadas 10 repetições em 6 movimentos diferentes, elevação do braço para frente, para o lado e para trás, ale, de eleva-lo em uma direção na diagonal e com o braço parado ao longo do corpo, uma rotação do ombro para dentro e para fora, em 3 velocidades diferentes(60, 150 e 300 graus por segundo).

#### **3. Desconfortos e Riscos:**

**Eletromiografia:** Durante a colocação das agulhinhas no seu ombro, você poderá ter sensação de picada e leve dolorimento no local que será amenizada pelo anestésico tópico, Após o exame, você poderá sentir leve dolorimento ao tocar no local onde foi colocada a agulha, por um período de no máximo 2 dias.

**Dinamometria:** não há riscos, somente uma possível dor muscular devido às contrações fortes que serão realizadas durante o exame, esta pode perdurar até um período de 2 dias, porém sendo amenizada durante este período com leve repouso.

Todos esses riscos são mínimos, e, se ocorrerem, assumiremos os cuidados necessários para sua completa recuperação, sem qualquer custo para você.

#### **4. Benefícios que poderão ser obtidos:**

Para você: Avaliação da força dos músculos do ombro durante os movimentos realizados.

Para os pesquisadores: Conhecimento de como se comportam esses músculos durante a atividade realizada e de novas formas de tratamento para os músculos analisados.

---

#### **V - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:**

1. acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas.
2. liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.
3. salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade.
4. disponibilidade de assistência no HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.
5. viabilidade de indenização por eventuais danos à saúde decorrentes da pesquisa.

---

#### **V. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.**

Henry Dan Kiyomoto, Av. Miruna, 553 - (011) 5092-2682; Irmandade da Santa Casa de São, A. Dr. Cesário Mota Jr., 174, Serviço de Reabilitação – Setor de fisioterapia (sala28).

---

#### **VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO**

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa

São Paulo,                      de                      de 200\_.

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

assinatura do pesquisador

(carimbo ou

nome Legível)

**INSTRUÇÕES PARA PREENCHIMENTO**  
**(Resolução Conselho Nacional de Saúde 196, de 10 outubro 1996)**

1. Este termo conterá o registro das informações que o pesquisador fornecerá ao sujeito da pesquisa, em linguagem clara e acessível, evitando-se vocábulos técnicos não compatíveis com o grau de conhecimento do interlocutor.
2. A avaliação do grau de risco deve ser minuciosa, levando em conta qualquer possibilidade de intervenção e de dano à integridade física do sujeito da pesquisa.
3. O formulário poderá ser preenchido em letra de forma legível, datilografia ou meios eletrônicos.
4. Este termo deverá ser elaborado em duas vias, ficando uma via em poder do paciente ou seu representante legal e outra deverá ser juntada ao prontuário do paciente.
5. A via do Termo de Consentimento Pós-Informação submetida à análise da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa -CAPPesq deverá ser idêntica àquela que será fornecida ao sujeito da pesquisa.

## ANEXO III

### Estatística descritiva dos resultados.

Análise do tempo

**Tabela 2 - Média e desvio padrão do instante da pré-atividade dos músculos, no movimento de flexão diagonal**

Flexão Diagonal			
Músculos	Média	Desvio Padrão	N
TS	-232,917	40,17	12
TI	-180,167	50,9	6
SE	-210,231	46,7	26
SS	-196,103	36,6	29
SI	-192,846	46,3	26
SA	-224,556	54,5	27
DA	-210,333	58,9	27
DP	-205,929	43,7	28
Media Total	-207,464	47,15	

**Tabela 3 - Média e desvio padrão do instante da pré-atividade dos músculos, no movimento de rotação lateral.**

Rotação lateral			
Músculos	Média	Desvio Padrão	N
TS	-155	37,28	15
TI	-114,75	28,44	8
SE	-158,68	64,43	32
SS	-168,71	52,88	32
SI	-142,74	78,74	31
SA	-177,37	66	32
DA	-110,90	42,32	31
DP	-164,87	59,57	32
Média Total	-149,13	53,71	

**Tabela 4– Média e desvio padrão, movimento de flexão diagonal, velocidade de 60°/s**

Movimento	Músculo	Velocidade	fases	Média	Desvio Padrão
Flexão diagonal	TS	60	1	0,648	0,476
			2	0,617	0,500
			3	0,586	0,502
			4	0,510	0,478
			5	0,331	0,365
	TI	60	1	0,533	0,722
			2	0,608	0,758
			3	0,418	0,761
			4	0,408	0,725
			5	0,049	0,554
	SE	60	1	0,259	0,340
			2	0,299	0,357
			3	0,303	0,359
			4	0,290	0,342
			5	0,192	0,261
	SS	60	1	1,861	0,340
			2	1,999	0,357
			3	2,136	0,359
			4	2,205	0,342
			5	1,748	0,261
	SI	60	1	3,668	0,361
			2	3,886	0,379
			3	3,815	0,381
			4	3,462	0,362
			5	2,428	0,277
SA	60	1	0,277	0,340	
		2	0,241	0,357	
		3	0,212	0,359	
		4	0,197	0,342	
		5	0,150	0,261	
DA	60	1	0,178	0,361	
		2	0,227	0,379	
		3	0,244	0,381	
		4	0,222	0,362	
		5	0,118	0,277	
DP	60	1	0,242	0,340	
		2	0,345	0,357	
		3	0,424	0,359	
		4	0,443	0,342	
		5	0,317	0,261	

**Tabela 5– Média e desvio padrão, movimento de extensão diagonal, velocidade de 60°/s**

Movimento	Músculo	Velocidade	fases	Média	Desvio Padrão
Extensão diagonal	TS	60	1	0,058	0,247
			2	0,079	0,233
			3	0,091	0,256
			4	0,081	0,199
			5	0,085	0,178
	TI	60	1	0,050	0,403
			2	0,048	0,380
			3	0,048	0,418
			4	0,050	0,324
			5	0,055	0,291
	SE	60	1	0,034	0,180
			2	0,032	0,170
			3	0,030	0,187
			4	0,034	0,145
			5	0,037	0,130
	SS	60	1	0,414	0,180
			2	0,301	0,170
			3	0,339	0,187
			4	0,326	0,145
			5	0,268	0,130
	SI	60	1	0,928	0,189
			2	1,159	0,178
			3	1,299	0,196
			4	1,288	0,152
			5	1,316	0,136
	SA	60	1	0,178	0,180
			2	0,125	0,170
			3	0,116	0,187
			4	0,115	0,145
			5	0,089	0,130
DA	60	1	0,508	0,191	
		2	0,475	0,180	
		3	0,523	0,198	
		4	0,374	0,154	
		5	0,305	0,138	
DP	60	1	0,025	0,184	
		2	0,027	0,174	
		3	0,042	0,191	
		4	0,069	0,148	
		5	0,073	0,133	

**Tabela 6– Média e desvio padrão, movimento de rotação lateral, velocidade de 60°/s**

Movimento	Músculo	Velocidade	fases	Média	Desvio Padrão
Rotação Lateral	TS	60	1	0,613	0,335
			2	0,493	0,431
			3	0,428	0,492
			4	0,436	0,481
			5	2,164	0,611
	TI	60	1	0,293	0,414
			2	0,274	0,534
			3	0,269	0,609
			4	0,214	0,595
			5	0,216	0,757
	SE	60	1	0,336	0,229
			2	0,379	0,295
			3	0,369	0,337
			4	0,383	0,329
			5	0,306	0,419
	SS	60	1	0,665	0,229
			2	0,934	0,295
			3	0,823	0,337
			4	0,852	0,329
			5	0,686	0,419
	SI	60	1	3,108	0,242
			2	4,061	0,312
			3	4,528	0,356
			4	4,988	0,347
			5	3,814	0,442
	SA	60	1	0,302	0,229
			2	0,319	0,295
			3	0,309	0,337
			4	0,302	0,329
			5	0,239	0,419
GD	60	1	0,111	0,229	
		2	0,123	0,295	
		3	0,130	0,337	
		4	0,146	0,329	
		5	0,126	0,419	
Rm	60	1	0,259	0,229	
		2	0,288	0,295	
		3	0,305	0,337	
		4	0,350	0,329	
		5	0,278	0,419	



**Tabela 7– Média e desvio padrão, movimento de rotação medial, velocidade de 60°/s**

Movimento	Músculo	Velocidade	fases	Média	Desvio Padrão
Rotação medial	60rt	TS	1	0,148	0,327
			2	0,138	0,171
			3	0,169	0,314
			4	0,194	0,319
			5	0,192	0,358
		TI	1	0,029	0,405
			2	0,030	0,212
			3	0,030	0,388
			4	0,033	0,395
			5	0,035	0,444
		SE	1	0,125	0,239
			2	0,119	0,125
			3	0,116	0,229
			4	0,122	0,233
			5	0,139	0,262
		SS	1	0,162	0,239
			2	0,163	0,125
			3	0,204	0,229
			4	0,265	0,233
			5	0,161	0,262
		SI	1	1,753	0,239
			2	1,140	0,125
			3	1,496	0,229
			4	1,766	0,233
			5	1,813	0,262
		SA	1	0,161	0,239
			2	0,148	0,125
			3	0,151	0,229
			4	0,157	0,233
			5	0,146	0,262
GD	1	0,091	0,239		
	2	0,118	0,125		
	3	0,156	0,229		
	4	0,204	0,233		
	5	0,227	0,262		

**Tabela 8– Média e desvio padrão, movimento de flexão diagonal, velocidade de 270°/s**

Movimento	Músculo	Velocidade	fases	Média	Desvio Padrão
Flexão diagonal	TS	270	1	0,877	0,595
			2	0,664	3,695
			3	0,535	2,638
			4	4,171	2,515
			5	4,380	1,788
	TI	270	1	0,366	0,882
			2	0,509	5,480
			3	0,527	3,913
			4	0,472	3,730
			5	0,211	2,652
	SE	270	1	0,334	0,441
			2	0,318	2,740
			3	0,282	1,956
			4	0,189	1,865
			5	0,168	1,326
	SS	270	1	2,161	0,441
			2	2,389	2,740
			3	2,011	1,956
			4	1,834	1,865
			5	1,336	1,326
	SI	270	1	3,661	0,472
			2	3,971	2,929
			3	3,519	2,091
			4	2,999	1,994
			5	2,032	1,418
SA	270	1	0,270	0,441	
		2	0,215	2,740	
		3	0,161	1,956	
		4	0,135	1,865	
		5	0,105	1,326	
DA	270	1	0,370	0,465	
		2	0,334	2,888	
		3	0,299	2,062	
		4	0,182	1,966	
		5	0,092	1,398	
DP	270rt	1	0,047	0,472	
		2	8,249	2,929	
		3	6,001	2,091	
		4	5,133	1,994	
		5	2,981	1,418	

**Tabela 9– Média e desvio padrão, movimento de extensão diagonal, velocidade de 270°/s**

Movimento	Músculo	Velocidade	fases	Média	Desvio Padrão
Extensão diagonal	TS	270	1	0,158	6,833
			2	0,135	3,085
			3	0,170	1,614
			4	0,158	0,959
			5	0,097	0,450
	TI	270	1	0,045	10,135
			2	0,085	4,575
			3	0,154	2,394
			4	0,094	1,423
			5	0,076	0,667
	SE	270	1	0,055	5,005
			2	0,049	2,260
			3	0,056	1,182
			4	0,059	0,703
			5	0,038	0,329
	SS	270	1	13,267	5,005
			2	6,264	2,260
			3	3,387	1,182
			4	1,724	0,703
			5	0,990	0,329
	SI	270	1	1,902	5,005
			2	2,120	2,260
			3	2,429	1,182
			4	2,671	0,703
			5	1,479	0,329
SA	270	1	0,143	5,005	
		2	0,101	2,260	
		3	0,105	1,182	
		4	0,100	0,703	
		5	0,058	0,329	
DA	270	1	0,188	5,269	
		2	0,166	2,379	
		3	0,177	1,245	
		4	0,091	0,740	
		5	0,042	0,347	
DP	270	1	0,047	5,341	
		2	0,057	2,411	
		3	0,068	1,262	
		4	0,091	0,750	
		5	0,040	0,351	

**Tabela 10– Média e desvio padrão, movimento de rotação lateral, velocidade de 210°/s**

Movimento	Músculo	Velocidade	fases	Média	Desvio Padrão
Rotação Lateral	TS	210	1	0,590	0,633
			2	0,495	0,627
			3	2,126	2,670
			4	0,219	0,089
			5	0,151	0,103
	TI	210	1	0,137	0,860
			2	0,299	0,852
			3	0,382	3,627
			4	0,460	0,121
			5	0,381	0,140
	SE	210	1	0,246	0,452
			2	0,278	0,448
			3	1,334	1,908
			4	0,203	0,064
			5	0,149	0,074
	SS	210	1	0,883	0,452
			2	0,754	0,448
			3	0,735	1,908
			4	0,527	0,064
			5	0,497	0,074
	SI	210	1	1,163	0,478
			2	0,938	0,474
			3	5,824	2,018
			4	0,538	0,067
			5	0,604	0,078
SA	210	1	0,204	0,452	
		2	0,158	0,448	
		3	0,499	1,908	
		4	0,076	0,064	
		5	0,054	0,074	
GD	210	1	0,064	0,452	
		2	0,064	0,448	
		3	0,422	1,908	
		4	0,055	0,064	
		5	0,035	0,074	
Rm	210	1	1,334	0,452	
		2	1,327	0,448	
		3	0,686	1,908	
		4	0,201	0,064	
		5	0,096	0,074	

**Tabela 11– Média e desvio padrão, movimento de rotação medial, velocidade de 210°/s**

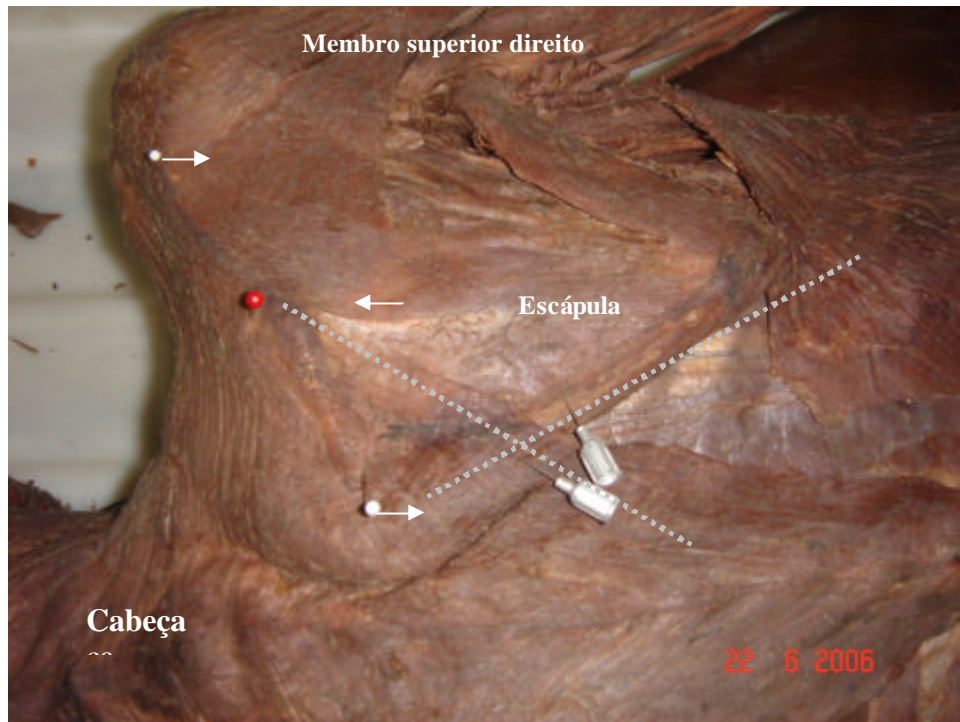
Movimento	Músculo	Velocidade	fases	Média	Desvio Padrão
Rotação medial	60rt	TS	1	0,148	0,327
			2	0,138	0,171
			3	0,169	0,314
			4	0,194	0,319
			5	0,192	0,358
		TI	1	0,029	0,405
			2	0,030	0,212
			3	0,030	0,388
			4	0,033	0,395
			5	0,035	0,444
		SE	1	0,125	0,239
			2	0,119	0,125
			3	0,116	0,229
			4	0,122	0,233
			5	0,139	0,262
		SS	1	0,162	0,239
			2	0,163	0,125
			3	0,204	0,229
			4	0,265	0,233
			5	0,161	0,262
		SI	1	1,753	0,239
			2	1,140	0,125
			3	1,496	0,229
			4	1,766	0,233
			5	1,813	0,262
		SA	1	0,161	0,239
			2	0,148	0,125
			3	0,151	0,229
			4	0,157	0,233
			5	0,146	0,262
		GD	1	0,091	0,239
			2	0,118	0,125
			3	0,156	0,229
			4	0,204	0,233
			5	0,227	0,262
Rm	1	0,138	0,126		
	2	0,208	0,073		
	3	0,187	0,094		
	4	0,153	0,156		
	5	0,080	0,043		

## ANEXO IV

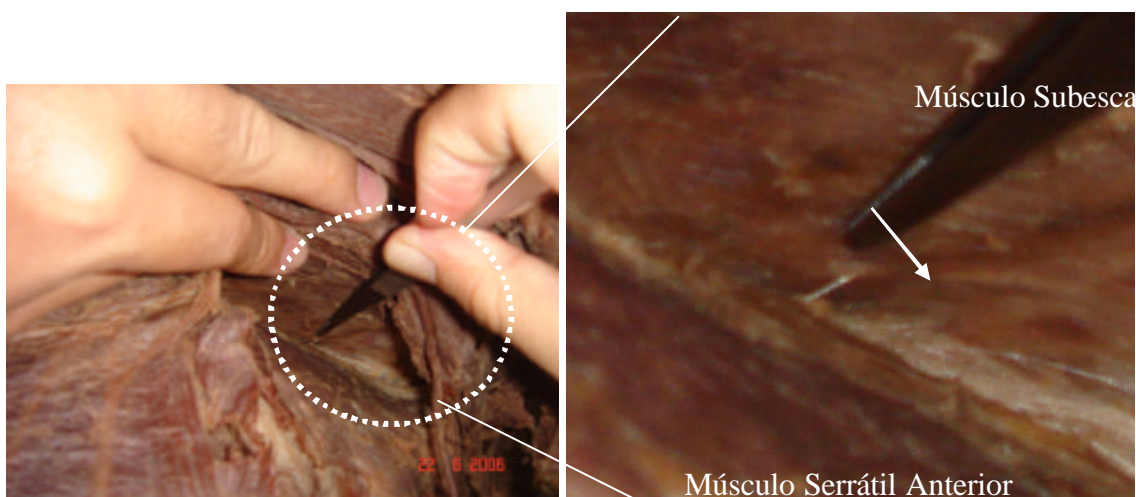
Estudo piloto 1 - O eletrodo fio vem em ambiente estéril, dentro de uma agulha para introdução do fio intra-muscular, este estudo piloto visava o treinamento da colocação e a verificação se o fio fino ficava no músculo logo após a sua colocação. A técnica utilizada seguiu a descrição de Kabada(1992).

Kabada (1992) propõe que a colocação do fio deve ser feita pela borda medial da escápula, onde, para o m. subescapular superior deve ser inserido 3 cm da raiz da espinha da escapula indo em direção ao meio da espinha da escápula e o fio para o m.subescapular inferior 5 cm abaixo do raiz da espinha entrando perpendicular ao bordo medial da escápula.

Para este experimento foi utilizado um cadáver por dia durante uma semana de treinamento. As figuras 4 e 5. abaixo que ilustram o estudo piloto.



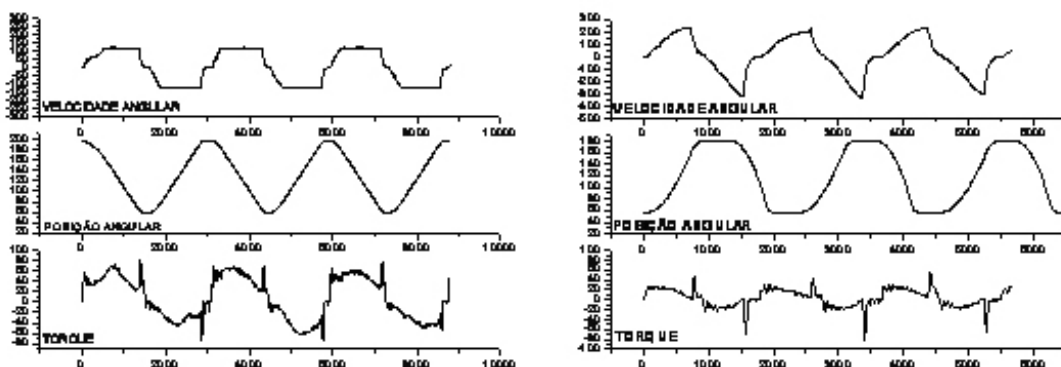
**Figura 37. Cadáver em decúbito ventral, com a escápula focada. As setas para direita marcam o início e o final da espinha da escápula, as setas para esquerda marca o meio da espinha da escápula utilizada como referência para colocação da agulha com o fio no músculo subescapular superior e para a colocação da agulha com o fio no ventre inferior do músculo subescapular ela deveria ser colocada perpendicularmente à borda media da escápula.**



**Figura 38 – Dissecação por planos da escápula pela região axilar do cadáver, para verificação do fio intramuscular.**

Estudo piloto 2 – Foi realizado um estudo das velocidades isocinéticas nos movimentos de rotação lateral e na flexão e extensão diagonal do ombro, para verificar as velocidades máximas que poderiam ser utilizadas na análise destes movimentos, afim de que a tarefa fosse realizada em uma velocidade baixa e na velocidade mais alta que o indivíduo conseguisse atingir, porém de forma isocinética. Foi considerado que o movimento era isocinético se o movimento apresenta-se uma manutenção na velocidade requerida por pelo menos 50% do arco. Neste experimento foram utilizados 10 indivíduos, de ambos os sexos com uma média de idade de  $23 \pm 3$  anos, o lado avaliado foi o lado dominante. Os indivíduos não são praticantes de esportes específicos e não tinham história prévia de qualquer lesão na região do ombro.

As figuras 40 e 41 mostram os gráficos de posição angular, torque e velocidade angular para os movimentos de flexo-extensão e rotação, respectivamente, de um sujeito, para demonstrar que em velocidades angulares muito altas, o sujeito permanece em velocidade isocinética num período muito pequeno ou mesmo nem a atinge, o que mostra a importância de se identificar a velocidade angular máxima para um movimento isocinético.



**Figura 39 - Gráficos demonstrando as curvas de torque, velocidade e posição angular obtidas numa velocidade angular de 120°/s (a) e 300°/s**



(b) nos movimentos de flexão e extensão diagonal do ombro. Note que a  $300^\circ/\text{s}$  a velocidade não se mantém estável.

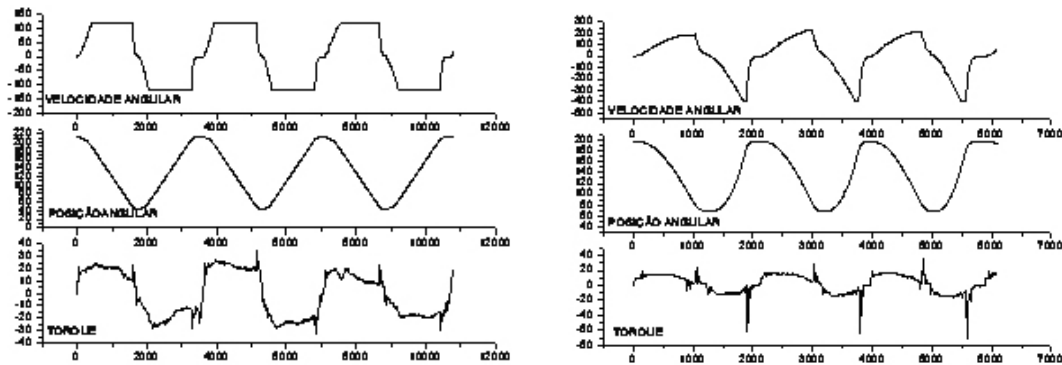
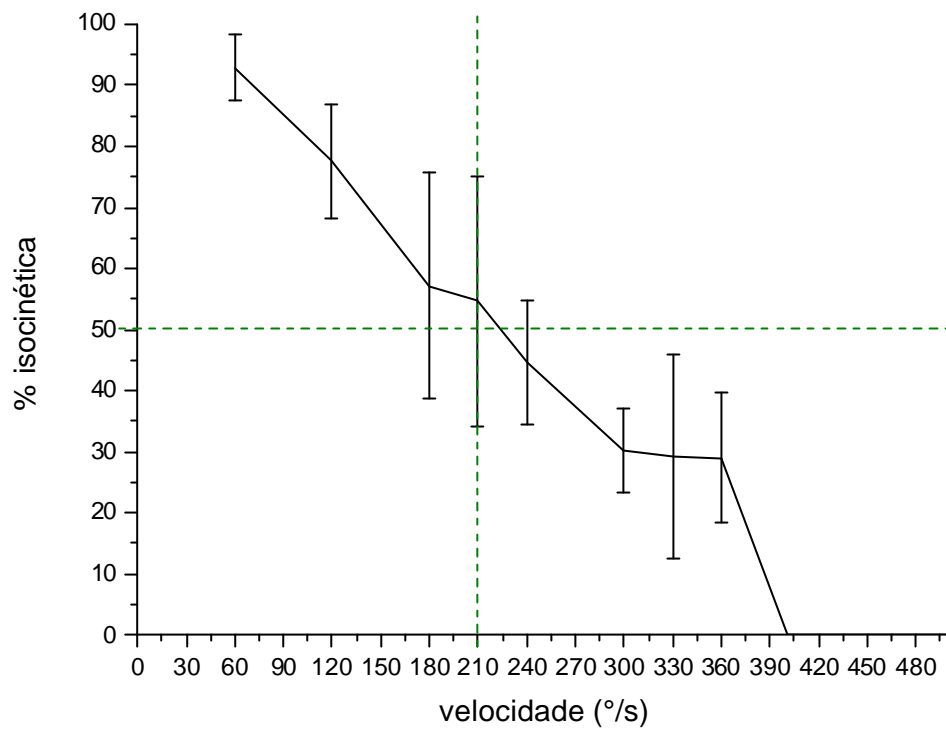
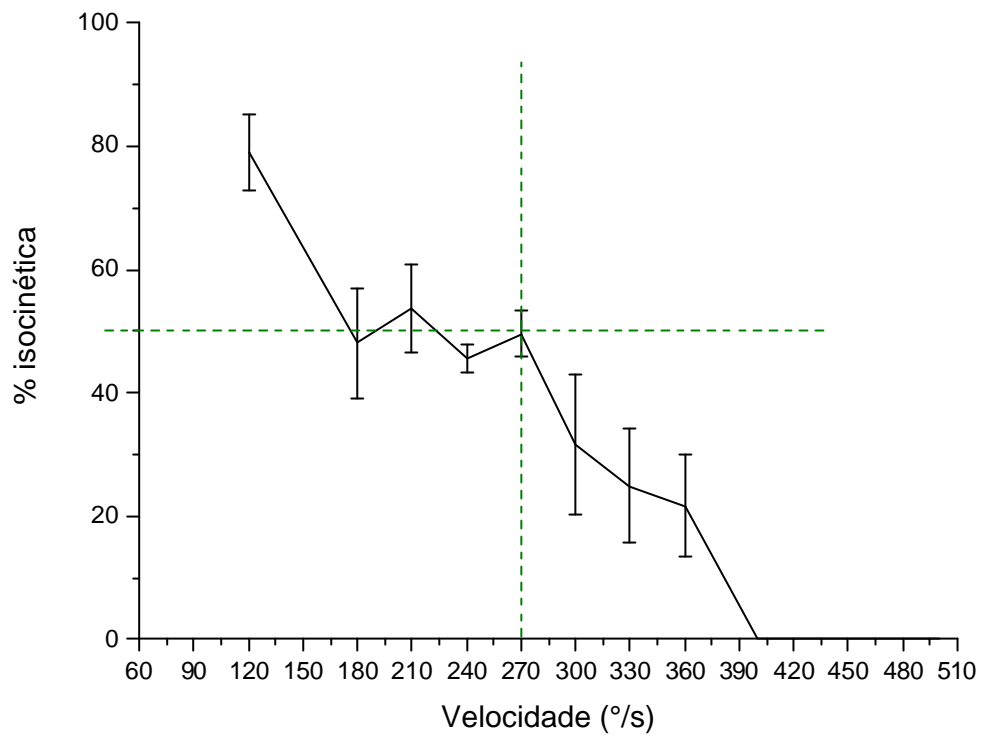


Figura 40 - Gráficos demonstrando as curvas de torque, velocidade e posição angular obtidas numa velocidade angular de  $120^\circ/\text{s}$  (a) e  $300^\circ/\text{s}$  (b) nos movimentos de rotação lateral e medial do ombro. Note que a  $300^\circ/\text{s}$  a velocidade não se mantém estável.

As figuras 42 e 43 abaixo mostram os resultados deste experimento piloto. O protocolo era composto de um teste isocinético nas velocidades 60, 120, 180, 210, 240, 270, 300, 330, 360, 400 e 500 graus por segundo e foram realizadas de forma aleatória com intervalos maiores que 2 minutos entre uma velocidade e outra.



**Figura 41 – Gráfico demonstrando as velocidades médias durante o movimento isocinético de rotação lateral e medial. Note a linha vertical e horizontal que demonstram acima e abaixo de 50% de manutenção do movimento isocinético e que as velocidades de 400 e 500 °/s não atingiram a velocidade do protocolo.**



**Figura 42 – Gráfico demonstrando as velocidades médias durante o movimento isocinético de flexão e extensão. Note a linha vertical e horizontal que demonstram acima e abaixo de 50% de manutenção do movimento isocinético e que as velocidades de 400 e 500 graus por segundo não atingiram a velocidade do protocolo.**

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)