

**Universidade do Vale do Paraíba**  
**Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

**Carlos Alberto Kelencz**

**Análise Eletromiográfica do Exercício Agachamento, nos Ângulos  
de 90° e 130° de flexão dos Joelhos Utilizando a Transformada de  
Wavelet**

São José dos Campos – SP

2006

**Carlos Alberto Kelencz**

**Análise Eletromiográfica Do Exercício Agachamento, Nos  
Ângulos De 90° E 130° De Flexão Dos Joelhos Utilizando A  
Transformada De Wavelet**

*Dissertação de Mestrado apresentada ao  
Programa de Pós Graduação em Engenharia  
Biomédica, como complementação dos créditos  
necessários para obtenção do título de Mestre em  
Engenharia Biomédica.*

*Orientador: Prof. Dr. Marcio Magini*

São José dos Campos – SP

2006

K36a

Kelencz , Carlos Alberto

Análise Eletromiográfica do Exercício Agachamento, nos  
ângulos de 90° E 130° de flexão dos joelhos utilizando a  
Transformada de Wavelet / Carlos Alberto Kelencz.

São José dos Campos: UNIVAP, 2006.

69 f.: :il.; 30 cm.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento  
da Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

1. Biomecânica 2. Músculos 3. Transformada de Wavelet I.  
Magini, Márcio, Orient. III.Título

CDU:796.012

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou  
parcial desta dissertação, por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

Assinatura do aluno:



Data: 07/03/06

**“ANÁLISE ELETROMIOGRAFICA DO EXERCÍCIO AGACHAMENTO, NOS  
ÂNGULOS DE 90° 130° DE FLEXÃO DOS JOELHOS UTILIZANDO A TRANSFORMADA DE  
WAVELET”**

Carlos Alberto Kelencz

Banca Examinadora:

Prof Dr **JOSÉ MAURICIO ALVES BOLZAN** (UNIVAP)

Prof Dr. MARCIO MAGINI

Profª. Drª IVANI DE SOUZA MANZZO

(UNIVAP)

(USP)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco  
Diretor do IP&D - UniVap

## AGRADECIMENTOS

*Agradeço ao Prof. Dr. Marcio Magini, orientador do trabalho, pelo incentivo e apoio durante este estudo.*

*Ao Engenheiro César Ferreira Amorim, por todo suporte técnico e incentivo.*

*Ao Prof. Dr. Maurício José Alves Bolzan, por toda ajuda e paciência na parte estatística deste estudo*

*A todos os meus familiares, pela demonstração de confiança, estímulo, paciência, meu afeto e minha eterna gratidão.*

*A todas as voluntárias da pesquisa, pois sem elas nada seria possível.*

*A todas as pessoas que participaram direta ou indiretamente auxiliando na realização deste estudo.*

## Resumo

O propósito deste estudo foi analisar eletromiograficamente, os músculos, reto da coxa (RC), bíceps da femoral cabeça longa (*BFCL*), e eretores da espinha (EE), durante a execução do exercício agachamento com flexão de joelhos a 90° e 130°, utilizando a Transformada de Wavelet. Participaram deste experimento dez voluntárias saudáveis com idade média de  $21,5 \pm 2,3$  anos sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas e de antropometria semelhante. Para aquisição do sinal eletromiográfico, utilizou-se um módulo de aquisição de sinal biológico de dezesseis canais, um conversor A/D e um software específico (EMG System do Brasil Ltda ®). Foram utilizados eletrodos de superfície (FASTRACE® 4), estes foram posicionados sobre o ponto motor de cada músculo. Após as coletas os resultados foram normalizados pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM=100%). Com o objetivo de controlar a velocidade do movimento utilizou-se um metrônomo (QUIK TIME®), este foi calibrado com 48 bpm para o ângulo de 90° e 40 bpm para 130° de flexão dos joelhos. Os resultados obtidos através da análise do sinal, indicaram que nos dois ângulos de flexão de joelhos ocorreu uma atividade eletromiográfica significativa para os músculos testados, e observou-se na fase concêntrica do movimento, usando o sinal processado, uma maior utilização das unidades motoras. Comparando os dois ângulos de flexão dos joelhos concluímos que a maior mobilização de fibras musculares do músculo RC, ocorreu no ângulo de 130°. Em relação músculo BFCL e EE, a maior atividade foi registrada foi no ângulo de 90°. Todas as voluntárias apresentaram uma atividade eletromiográfica maior no músculo reto da coxa esquerdo, em todas as situações testadas o que pode indicar que houve um maior recrutamento de unidades motoras deste músculo.

**Palavras-chaves: Eletromiografia, Agachamento, Músculos, transformada de Wavelet.**

### **Abstract**

This study presents a Wavelet analysis of electromyography for the rectus femoris, biceps femoris, and erector spinae muscles during a squad exercise with 90° and 130° knee flexion. Ten healthy women of similar physical features were voluntary to the experiment, they were in average  $21,5 \pm 2,3$  years old, and they had no previous record of any muscle-skeleton disease. The electromyography signal was obtained through a sixteen channel collection equipment modulus with an A/D converter and a specific software (EMG System do Brasil Ltda ®). It was used (FASTRACE® 4) surface electrodes, positioned on the motor point of each muscle. After the collection the results were normalized by the isometric maximum voluntary (CIVM=100%). It was used a metrônomo (QUIK TIME®), calibrated to 48 bpm for the 90° angle, and 40 bpm for the 130° angle, to control the speed of movement. The results show significant electromyography activity for the three muscles analyzed in both angles of flexion, and a greater utilization of motor units in the concentric phase of the movements. Comparing the two angle of flexion we conclude that there was a higher mobilization of the rectus femoris muscle fibers in the 130° angle squad. The biceps femoris, and erector spinae muscles presented higher mobilization of muscle fibers at the 90° angle. All women presented, in all tested situations, greater electromyography activity in the left rectus femoris muscle; this result indicates that there was greater motor unit recruitment in this particular muscle.

**Keywords: Electromyography, Squad, Muscles, Wavelet Transform**

## Lista de Abreviaturas

BFCL – Bíceps femoral cabeça longa

BFCLD – Bíceps femoral cabeça longa direito

BFCLE – Bíceps femoral cabeça longa esquerdo

EMG – Eletromiografia

EE – Ereter da espinha

EED – Ereter da espinha direito

EEE – Ereter da espinha esquerdo

FREQ – Frequência

RC – Reto da coxa

RCD – Reto da coxa direito

RCE – Reto da coxa esquerdo

SEG – segundos

ST – Simitendíneo

SM – Semimembráceo

VI – Vasto intermédio

VL – Vasto lateral

VM – Vasto medial



## Lista de Figuras

Figura 1	- Músculos da face anterior da coxa.....	3
Figura 2	- Vista posterior da coxa.....	3
Figura 3	- Músculos eretores da espinha.....	4
Figura 4	- Posição do apoio da barra nas costas.....	5
Figura 5	- Posição das mãos na barra, e distância de afastamento dos pés.....	5
Figura 6	- Posição do tronco e da cabeça, durante o agachamento.....	6
Figura 7	- Diagrama representativo das aplicações da eletromiografia.....	12
Figura 8	- Eletromiógrafo.....	20
Figura 9	- Flash e dispositivo de disparo.....	20
Figura 10	- Eletrodos de superfície e interface ativa.....	21
Figura 11	- Goniômetro.....	21
Figura 12	- Posicionamento do eletrodo no bíceps femoral cabeça longa.....	22
Figura 13	- Posicionamento do eletrodo no reto da coxa.....	22
Figura 14	- Posicionamento do eletrodo no eretor da espinha.....	23
Figura 15	- Metrônomo digital.....	24

Figura 16	- Célula de carga.....	25
Figura 17	- Flexão de joelhos a 90° partindo da posição inicial.....	26
Figura 18	- Flexão de joelhos a 130° partindo da posição inicial.....	26
Figura 19	- Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo apresentados através da Transformada de Wavelet.....	29
Figura 20	- Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo.....	30
Figura 21	- Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.....	32
Figura 22	- Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo.....	33
Figura 23	- Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.....	35
Figura 24	- Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo.....	36
Figura 25	- Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.....	37

Figura 26	- Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo.....	38
Figura 27	- Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.....	40
Figura 28	- Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo.....	41
Figura 29	- Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.....	42
Figura 30	- Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo.....	43
Figura 31	- Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.....	45
Figura 32	- Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo.....	46
Figura 33	- Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.....	47
Figura 34	- Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha do lado esquerdo.....	48

Figura 35 - Demonstração do braço de momento maior na articulação do quadril.....	50
Figura 36 - Demonstração do braço de momento do reto da coxa no quadril na posição de agachamento.....	52

## Sumário

1. Introdução.....	1
1.1 Principais Músculos Envolvidos.....	2
1.2 Técnica de Execução.....	4
2. Revisão de Literatura.....	7
2.1 Joelho.....	7
2.2 Ligamento Cruzado Anterior.....	8
2.3 Ligamento Cruzado Posterior.....	9
2.4 Patela.....	9
2.5 Forças Compressivas.....	10
2.6 Estudos Eletromiográficos do Agachamento.....	10
2.7 Eletromiografia.....	12
2.8 Potencial de Ação da Unidade Motora.....	13
2.9 Eletrodos.....	13
2.10 Ruído e Artefato.....	14
2.11 Filtragem do Sinal Eletromiográfico.....	15
2.12 A Transformada de Wavelet.....	15
3. Objetivo.....	18
4. Metodologia.....	19
4.1 Característica dos Voluntários.....	19
4.2 Critérios de Inclusão dos Voluntários.....	19
4.3 Critérios de Exclusão dos Voluntários.....	19
4.4 Módulos de Aquisição de Sinais Biológicos.....	20
4.5 Tipos de Eletrodos.....	21
4.6 Goniômetro.....	21
4.7 Localização para Captação dos Sinais.....	22
4.8 Equipamentos de Áudio Visual.....	23
4.9 Análise dos Dados.....	24
4.10 Teste de Carga Máxima.....	24
4.11 Carga Utilizada.....	25

4.12	Teste de Força Máxima Isométrica.....	25
4.13	Execução do Movimento.....	26
5.	Resultados.....	28
5.1	Fase Excêntrica da Flexão a 90°.....	28
5.2	Fase Concêntrica da Flexão a 90°.....	34
5.3	Fase Excêntrica da Flexão a 130°.....	39
5.4	Fase Concêntrica da Flexão a 130°.....	44
6.	Discussão.....	49
6.1	Flexão de Joelhos a 90° (fase excêntrica).....	49
6.2	Flexão de Joelhos a 90° (fase concêntrica).....	51
6.3	Flexão de Joelhos a 130° (fase excêntrica).....	53
6.4	Flexão de Joelhos a 130° (fase concêntrica).....	54
7.	Conclusão.....	56
	Referências Bibliográficas.....	57
	Anexo A – Termo de Consentimento.....	64
	Anexo B – Declaração do Comitê de Ética.....	67

## 1. Introdução

O agachamento ou “squat”, é valorizado por seus praticantes devido a grande exigência dos grupos musculares localizados nos membros inferiores. Este exercício pode ser considerado um dos mais completos que podem ser realizados dentro das academias, pois envolve um elevado número de articulações e músculos, consistindo em um excelente meio para fortalecer a musculatura da coxa, do quadril e outros inúmeros coadjuvantes que atuam na realização do movimento. Além disso, sua execução é funcional, pois usamos esse tipo de movimento constantemente em nossas atividades diárias como, por exemplo, sentar e levantar de uma cadeira ou pegar um objeto no chão. Mesmo assim, ainda há quem o proíba ou restrinja seu uso sem uma explicação plausível, principalmente limitando sua amplitude em 90° de flexão dos joelhos. As articulações dos membros inferiores possuem um grau de mobilidade de movimento muito grande, pois as estruturas musculares e articulares destas regiões são as mais fortes do corpo humano.

Nossas estruturas musculares e articulares adaptam-se de forma extremamente específica aos movimentos. Uma das adaptações mais visíveis é o aumento do volume muscular, hipertrofia. Este fenômeno dá-se graças ao aumento na área de secção transversal de cada fibra muscular (BOMPA, 2000). Este aumento é atribuído ao tamanho e número aumentado dos filamentos de actina e miosina e a adição de sarcômeros dentro das fibras musculares existentes. Contudo, nem todas as fibras musculares sofrem a mesma quantidade de crescimento. O total de crescimento depende do tipo de fibra muscular e do padrão de recrutamento durante o movimento (FLECK, 1999). Por exemplo, indivíduos que utilizam amplitudes muito curtas durante a execução dos exercícios, recrutam um número pequeno de unidades motoras e por conseqüência disso quando realizamos atividades cotidianas em amplitudes maiores corre-se o risco de acontecerem lesões, pelo simples fato de não treinar um determinado ângulo de movimento. Neste sentido, a limitação da amplitude do agachamento, além de reduzir a eficiência do exercício, pode diminuir a funcionalidade em movimentos do dia a dia. Não obstante é pouco comum estudos aprofundados que caracterizem a eficiência do exercício em diferentes angulações e sobrecargas.

O uso de sobrecargas como forma de treinamento não está restrito apenas na melhoria da força ou do tônus muscular, este estímulo provoca modificações na estrutura óssea, ou seja, os ossos também são fortalecidos com os exercícios. As solicitações mecânicas (no caso da musculação) representam um estímulo formativo, o qual modifica a composição e a estrutura geral do osso de modo específico, manifestando-se pelo aumento da mineralização, pelo espessamento da camada cortical e pela formação de um trabéculo ósseo mais firme e funcionalmente mais adaptado, disposto de acordo com as linhas de força correspondentes à solicitação. Ao contrário do que se observa na musculatura estriada, a solicitação mecânica exagerada e permanente não leva à hipertrofia acentuada do osso, senão à atrofia e desmineralização do mesmo, manifestando-se, em alguns casos, pelo aparecimento de fraturas patológicas (WEINECK, 1990).

Cada músculo de nosso corpo independentemente de qual seja, possui um número muito grande de fibras. Estas por sua vez não são ativadas ao mesmo tempo com um único movimento, é necessário que se faça várias repetições deste exercício, mudando por exemplo, o ângulo, a carga, para que se mobilize um maior número de fibras. Essas fibras são ativadas de forma abrangente devido ao leque biomecânico proporcionado pelos aparelhos e procedimentos adotados no trabalho da musculação.

### **1.1 Principais Músculos Envolvidos**

O Agachamento é um movimento que mobiliza grandes grupos musculares dos membros inferiores e posteriores do tronco. O grupo muscular da fase anterior da coxa e chamado de quadríceps femoral, este é composto por quatro músculos: reto da coxa, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio. Estes músculos são responsáveis pela extensão dos joelhos e é um dos grupos musculares mais fortes do corpo humano (Fig.1). Esse grupo muscular pode ser até três vezes mais forte que seu grupo muscular antagonista, os isquiotibiais, devido ao seu envolvimento em acelerar negativamente a perna e contrair-se continuamente contra a gravidade (HAMILL; KNUTZEN, 1999)



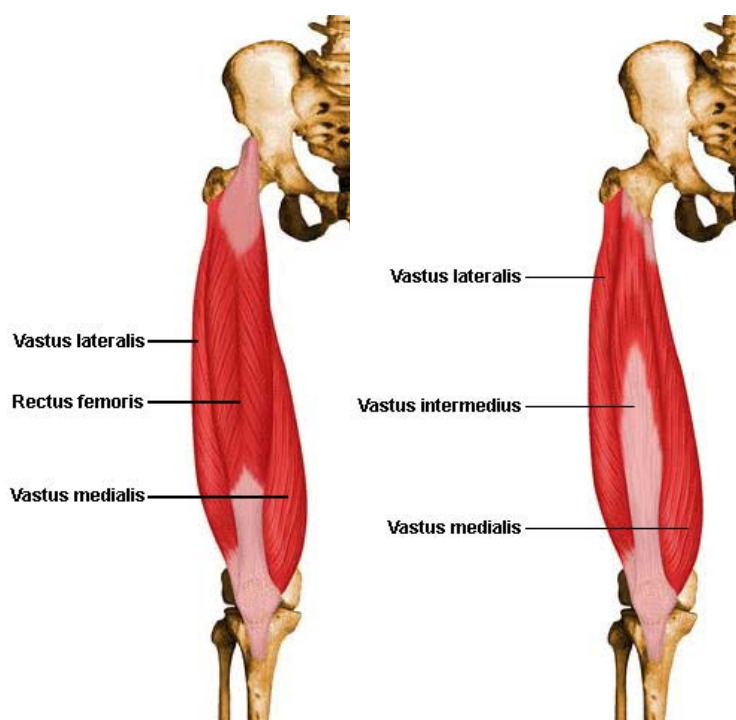


Figura 1: Músculos da face anterior da coxa, vista superficial e profunda

Na face posterior da coxa temos o grupo muscular chamado de isquiotibiais, que é composto por três músculos: bíceps femoral cabeça longa (BFCL), semitendíneo (ST) e semimembrânico (SM) (fig. 2). Estes músculos realizam ações bastante complexas por serem músculos biarticulares isto é atuam na articulação do quadril como extensores e na articulação dos joelhos como flexores. Como flexores os isquiotibiais podem gerar a maior força a partir da posição de flexão de 90° (HAMILL; KNUTZEN, 1999).



Figura 2: Vista posterior da coxa, primeira figura ilustra em amarelo o músculo semitendíneo e em vermelho o bíceps femoral. Na segunda figura, o músculo semimembrânico.

Na fase posterior do tronco encontram-se os eretores da espinha (EE) que são constituídos por quatro músculos: iliocostal do tórax, iliocostal lombar, espinhal do tórax e dorsal longo (fig.3). Estes possuem a função de estender o tronco e são os principais responsáveis pela postura ereta do ser humano (THOMPSON; FLOYD, 1997).

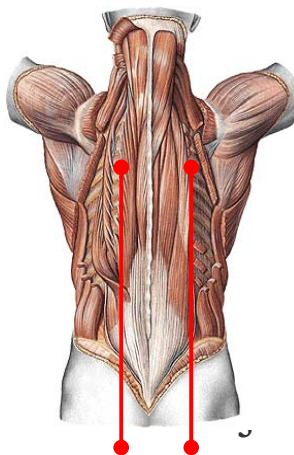


Figura 3: Músculos eretores da espinha, apresentados entre as linhas vermelhas.

## 1.2 Técnica de Execução

I - A posição inicial do exercício, é em pé , com a barra nas costas. A mesma deve ficar apoiada na parte superior, abaixo da sétima vértebra cervical, identificada pela saliência óssea na face posterior da base do pescoço(fig.4). O apoio da barra acima da sétima vértebra cervical é traumatizante e desconfortável.

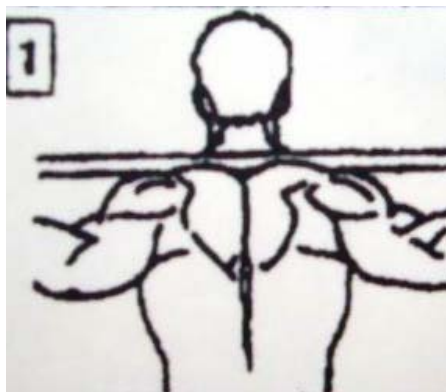


Figura 4: Posição do apoio da barra nas costas

II - À distância entre as mãos deve ser a mais confortável, mas não se deve apoiá-las sobre as anilhas (pesos), para evitar acidentes graves notadamente quando se utilizar cargas elevadas.



Figura 5: Posição das mãos na barra, e distância de afastamento dos pés.

III - O equilíbrio é dado pelo melhor contato dos pés com o solo, os mesmos devem ficar afastados a uma distância adequada, podendo variar um pouco em função das alavancas ósseas de cada pessoa (fig.5). Geralmente o equilíbrio entre conforto e eficiência é obtido como os pés afastados cerca de trinta centímetros e apontados ligeiramente para fora.

IV - Com relação à coluna esta deve ser mantida em extensão, ou seja, não se deve flexionar o tronco, isto não quer dizer que se deva agachar com o tronco na posição

vertical, o que provocaria solicitação anormal nos ligamentos dos joelhos, na face posterior do quadril e nos tornozelos, além de predispor a contraturas dolorosas dos músculos lombares. É de grande importância inclinar a coluna para frente, para evitar lesões e aumentar o conforto durante o movimento (fig.6).



Figura 6: Posição do tronco e da cabeça, durante o agachamento

V - A cabeça deve permanecer em sua posição natural, com os olhos focalizando a linha do horizonte(fig.6). Olhar para cima pode criar problemas de equilíbrio e olhar para baixo pode fazer com que o executante curve o dorso forçando a coluna. Ambas as situações devem ser evitadas.

VI - Velocidade de execução em geral deve ser lenta, especialmente quando o executante esta aprendendo o movimento. A posição das mãos deve ser a que proporcione maior segurança e conforto .

VII - Um dos pontos fundamentais, é a respiração. Esta deve ser realizada como segue: deve-se inspirar e prender a respiração durante a descida; a apnéia é mantida até que se passe pela parte mais difícil da fase ascendente, então deve-se expirar. A retenção da respiração é importante, porque cria maior pressão intra-abdominal e intra torácica, o que ajuda a estabilizar a coluna (ZATSIORSKY, 1999).

## 2. Revisão de Literatura

### 2.1 Joelho

Historicamente, a tentativa de condenar agachamentos foi iniciada com um estudo militar dos anos 60, o qual sugeriu danos às estruturas articulares devido à realização deste exercício. Porém o estudo tinha pára-quadristas em sua amostra, uma população exposta a lesões devido à suas atividades diárias, o que não foi levado em consideração. Segundo alguns conceitos, o agachamento profundo é perigoso porque ao flexionar o joelho em ângulos maiores que 90° aumenta-se perigosamente a tensão na patela, de modo que este movimento deveria ser abolido. A maioria dos especialistas, porém, analisa o agachamento pensando somente no quadríceps e se esquecem que na fase profunda do movimento os músculos posteriores da coxa são fortemente ativados ajudando a neutralizar a temida tensão exercida na patela.

Em 1961, Klein afirma que o agachamento profundo afetaria negativamente a estabilidade dos joelhos. Porém, para chegar a esta conclusão o autor analisou diferentes grupos de atletas e depois procurou dar suporte às suas conclusões através de análises cadavéricas. Segundo o ele, os ligamentos colaterais ficam expostos à tensão excessiva durante o agachamento profundo, além de ocorrer uma rotação natural do fêmur sobre a tíbia que poderia causar compressão dos meniscos, relato também usado por Rasch (1991) para condenar o agachamento profundo. Porém a significância destes fatos e sua ocorrência não foram verificadas in vivo.

Estudos de curto e longo prazo não verificaram frouxidões, instabilidades ou lesões nos joelhos após a realização de um treino de agachamentos (NEITZE et al, 2000; MEYERS, 1971; PANARIELLO et al, 1994). Já em 1971, Meyers conduziu um estudo de oito semanas, envolvendo agachamentos profundos e paralelos em diferentes velocidades e verificaram que nenhuma das variações afeta a estabilidade dos joelhos. Panariello et al (1994), analisaram os efeitos de um treino de agachamentos na estabilidade dos joelhos de jogadores de futebol americano. Ao final de 21 semanas, não foi detectado nenhum

prejuízo na estabilidade dos joelhos. É importante ressaltar que levantadores de peso, tanto olímpicos quanto basistas, realizam agachamentos com amplitude completa e sobrecargas elevadíssimas e possuem os joelhos mais estáveis que a grande maioria dos indivíduos (CHANDLER et al 1989; CHANDLER, 1989).

Estudos anteriores a 1998 apontavam que valores altos de tensão em ligamentos e ossos verificados nos agachamentos, eram devidos aos modelos biomecânicos que foram utilizados (ESCAMILA, 1998). Isear et al (1997) concluiu que durante o agachamento, os isquiotibiais produzem uma força vetorial direcionada para trás, compensando a atuação do quadríceps, em um processo denominado co-contração, que contribui para estabilizar os joelhos durante o movimento.

## **2.2 Ligamento Cruzado Anterior**

Em pesquisa realizada por Yack et al (1993) concluiu que o agachamento minimiza a tendência de deslocamento anterior da tibia, sendo mais indicado, em comparação com a mesa extensora diante de lesões no ligamento cruzado anterior. Diversos autores também corroboram com essa afirmação, é o caso de um estudo feito por More et al (1993) no qual, se concluiu que os isquiotibiais atuam sinergicamente com o ligamento cruzado anterior na estabilização anterior do joelho durante a realização do agachamento, o que levou os autores a considerarem esse exercício útil na reabilitação de lesões no ligamento cruzado anterior. De acordo com Escamilla (2001) o agachamento produz menor tensão nesta estrutura que atividades consideradas seguras, como a caminhada.

### 2.3 Ligamento Cruzado Posterior

MacClean et al (1999) analisaram dois grupos: um composto por indivíduos sedentários saudáveis, e outro por atletas lesionados no ligamento cruzado posterior. O objetivo foi verificar se um treino de agachamento era eficaz na melhora da função, ganho de força e sintomatologia (no caso dos indivíduos com lesão). Depois de 12 semanas, observou-se aumento de funcionalidade no grupo lesionado, concluindo que o treinamento de agachamento é viável para reabilitar insuficiências crônicas do ligamento cruzado posterior. Dificilmente será imposta ao ligamento cruzado posterior uma tensão maior que sua capacidade, tendo em vista que mesmo ao realizarmos agachamentos profundos com mais de 380 quilos, não se chega nem a 50% de sua capacidade de suportar tensão (RACE; AMIS,1994)

### 2.4 Patela

Witvrouw et al (2000) compararam a eficiência dos exercícios de cadeia cinética fechada (agachamento) com os de cadeia cinética aberta (extensora de perna) no tratamento de dores patelofemorais. De acordo com os dados, apesar de ambos os protocolos serem eficientes, os melhores resultados foram proporcionados pelos exercícios de cadeia cinética fechada. A tração do tendão patelar chega a 6000N em 130° de flexão de joelhos com um agachamento de 250 quilos (NISSEL ; EKHOLM, 1986), cerca de 50% do valor máximo estimado para esta estrutura, que varia de 10000 a 15000 N (ESCAMILLA, 2001).

Durante o agachamento, a tensão no ligamento cruzado anterior só é significativa entre 0 e 60° de flexão, sendo que seu pico mal atinge  $\frac{1}{4}$  da capacidade deste ligamento resistir a tensão (+/- 2000 N), mesmo com cargas superiores a 200 quilos (NISSEL; EKHOLM, 1986).

## 2.5 Forças Compressivas

As forças compressivas chegam próximas a 8000 N durante o agachamento com cargas elevadas (250 a 382,50 kg), sendo praticamente a mesma nos ângulos entre 60 a 130 de flexão de joelhos (NISSEL ; EKHOLM, 1986), porém ainda não foi estudado um valor limite. Deve-se lembrar, no entanto, que da mesma forma que a compressão excessiva pode ser lesiva para meniscos e cartilagens, elas têm um papel importante na estabilidade dos joelhos segundo Nissel e Elkhholm (1986), Markolf et al (1981), Shoemaker e Markolf, (1985), Yack et al, (1994) e Zheng et al, (1998), verificaram o pico de força compressiva patelofemoral no agachamento, cerca de 3134 N, no leg press, 3155 N e na extensão 3285 N, não havendo diferença estatística entre os exercícios. Os autores alertaram que estudos anteriores superestimavam as forças compressivas patelofemorais por não levar em conta a co-ativação dos antagonistas, e a curva de comprimento-tensão.

## 2.6 Estudos Eletromiográficos do Agachamento

Os músculos: vasto medial e vasto lateral foram analisados eletromiograficamente em vinte indivíduos, durante a realização do exercício agachamento em ângulos 90° de flexão de joelhos. Os resultados demonstraram uma atividade elétrica intensa em ambos os músculos sendo que o vasto medial apresentou a maior atividade eletromiográfica (EARL; SCHIMITZ; ARNOLD, 2001).

Amorim et al(2005) analisaram o músculo reto da coxa direito e esquerdo na força de reação do solo utilizando uma plataforma de força sub-aquática e eletromiografia de superfície durante o exercício agachamento, os resultados demonstraram que na fase de subida e descida, os músculos reto femoral direito e esquerdo apresentam maior atividade no movimento de subida. A análise espectral mostrou que existe uma relação com o recrutamento das fibras rápidas que foi maior do lado direito do que no lado esquerdo do músculo testado.



Em 1999, um estudo eletromiográfico dos músculos bíceps femoral e simitendíneo, comparando sua ação durante a execução do exercício stiff e agachamento na fase concêntrica e excêntrica do movimento. Os resultados demonstraram que nos dois exercícios os músculos testados apresentaram atividade eletromiográfica significativa, sendo a fase concêntrica a de maior atividade não foram observadas diferenças significativas entre os exercícios (WRIGHT; DELONG; GEHLSSEN. 1999).

Lander (1990), realizou um estudo para observar os efeitos do uso do cinto na execução do agachamento, com cargas de 70%, 80% e 90% de 1 RM, realizando-se três tentativas com três condições de cinto ( NB sem cinto, LB cinto leve, HB cinto pesado) Foi analisada a força de reação do solo, a pressão intra-abdominal (IAP), eletromiografia dos músculos: reto do abdome obliquo externo e eretores da espinha. As maiores diferenças foram registradas com 90% de 1RM, onde foi observado que a pressão máxima intra-abdominal era sempre maior quando era usado o cinto ( LB 29,2; HB 29,1 e NB 26,8 kPa). Valores semelhantes foram encontrados na eletromiografia dos músculos analisados em diferentes condições de cinto. O autor conclui que existe pouca diferença entre os tipos de cinto e que o uso do mesmo pode ajudar a apoiar o tronco aumentando a pressão intra-abdominal.

Outro estudo realizado por Lander (1992), observando o uso do cinto em múltiplas repetições de agachamento. Neste experimento 5 sujeitos foram filmados realizando 8 repetições sucessivas do exercício em duas condições (WB com cinto e WOB sem cinto) . Os parâmetros observados foram: a força de reação do solo, pressão intra-abdominal, EMG dos músculos: obliquo externo, eretor da espinha, vasto lateral e bíceps femoral. Foi observado que a pressão intra-abdominal era constantemente maior para WB que para WOB variando entre 25-40%, onde o aumento era de aproximadamente de 11.5% da primeira para ultima repetição. Nenhuma diferença foi observada na EMG dos músculos, eretores da espinha e obliquo externo com e sem o uso do cinto. Já na EMG do vasto lateral e bíceps femoral os valores foram significativamente maiores para WB.

Kelencz e Gonçalves (2001) analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha durante a execução do exercício agachamento com e sem a utilização de cinto pélvico, concluindo que o uso do cinto pélvico não teve influência significativa na ação dos músculos testados, e a maior ação foi registrada no momento de subido do movimento.

## 2.7 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é um método para detectar, medir e registrar os potenciais de ação de fibras musculares produzidos durante uma contração muscular. O estudo da função muscular através deste método permite fazer interpretações em condições normais e patológicas (LOEB; GANS, 1986).

Os sinais registrados através da EMG também podem fornecer importantes informações sobre a estrutura e o funcionamento das unidades motoras (MORAES, 2000).

Dentre suas inúmeras áreas estão a clínica médica, para o diagnóstico de doenças neuromusculares; a reabilitação, para a reeducação da ação muscular (biofeedback eletromiográfico); a anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos; a biomecânica, sendo utilizada como indicador de estresse, de parâmetro de controle de sistema nervoso e reconhecimento de padrões de movimento, que tem como propósitos fundamentais os itens sumarizados na figura 7 (AMADIO et al., 1996).

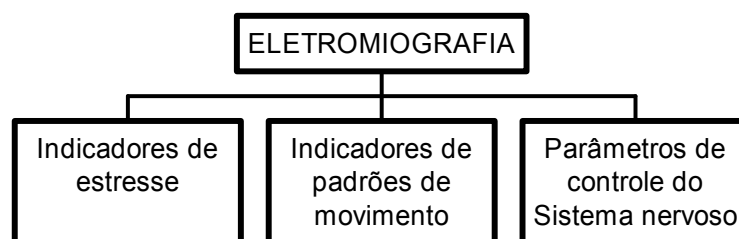


Figura 7: Diagrama representativo das aplicações da eletromiografia em biomecânica (adaptado de AMADIO et al., 1996)

## **2.8 Potencial de Ação da Unidade Motora**

O tecido muscular conduz potenciais elétricos de maneira similar ao modo como os axônios transmitem potenciais de ação. A unidade motora é a unidade funcional do músculo esquelético e inclui um único neurônio e todas as fibras musculares inervadas por ele. Quando estimuladas, todas as fibras musculares na unidade motora respondem como uma única.

O número de fibras que formam uma unidade motora é fortemente relacionado ao grau de controle requerido pelo músculo. Nos músculos pequenos que executam movimentos muito finos, como os músculos extra-oculares, cada unidade motora pode conter menos de uma dúzia de fibras musculares; em músculos grandes que executam movimentos mais grossos, como os gastrocnêmios, a unidade motora pode conter de 1.000 a 2.000 fibras musculares (LORENZ; CAMPELLO, 2003).

Para um dado músculo, pode existir um número variável de unidades motoras, cada uma controlada por um neurônio motor através das junções sinápticas neuromusculares, que são chamadas de placas motoras terminais (WINTER, 1991). Um potencial de ação conduzido por um neurônio motor chega à placa terminal, dispara uma seqüência de eventos eletroquímicos e ativa cada uma das unidades motoras dentro do músculo e, quando são ativadas unidades motoras suficientes, ocorre uma despolarização da membrana muscular, que resulta numa voltagem perceptível. Esta voltagem pode ser detectada por eletrodos de eletromiografia colocados na área e a voltagem medida representa a soma algébrica de todos os potenciais de unidades motoras (JOHANSON, 1998).

O ponto motor corresponde ao ponto na superfície da pele que reveste o músculo que o ativa com a menor intensidade de uma corrente. Eletrodos de estimulação elétrica neuromusculares são freqüentemente colocados sobre esses pontos de maneira que se obtenha uma estimulação muscular máxima com uma corrente mínima.

## **2.9 Eletrodos**

Os eletrodos são classificados, basicamente de duas formas: superfície e invasivo (agulha ou fio).

Eletrodos do tipo agulha é pouco utilizado em seres humanos justamente por ser um método invasivo e, além disso, a pessoa que deverá aplicar o teste precisa ser bem treinada e extremamente qualificada (SUTHERLAND, 2001).

Os eletrodos do tipo fio foram introduzidos em estudos em 1961 por Basmajian e Stecko. Além de ser pouco utilizado, este tipo de eletrodo pode migrar após sua inserção. Isto é particularmente notado nas primeiras contrações musculares (SODERBERG; COOK, 1984).

A eletromiografia de superfície permite ao paciente ser avaliado dinamicamente de forma indolor e não invasiva, o que auxilia na naturalidade do movimento. No entanto, esse tipo de eletrodo de captação normalmente é utilizado apenas para verificar a presença ou não de atividade muscular, pois como o eletrodo de captação não está diretamente em contato com o músculo, há dificuldade para detectar ou isolar o potencial de ação de um único músculo pela interferências causadas durante a contração dos músculos adjacentes (crosstalk).

O sinal de registro típico para eletromiografia consiste em um conjunto de eletrodos bipolares, colocados em cima ou a uma curta distância, do ponto motor, o local da entrada é a terminação nervosa do músculo. Um eletrodo adicional é também colocado sobre uma protuberância óssea para servir como ponto de referência. À medida que o potencial de ação na fibra muscular percorre o músculo em direção aos dois eletrodos, o sinal de voltagem registrado passa por zero e então se move no sentido negativo à medida que o sinal se distancia dos eletrodos. Conseqüentemente, o sinal de eletromiografia representa uma onda sinusoidal, flutuando entre negativo e o positivo. Quanto maior à distância entre o potencial de ação e os eletrodos menor é o sinal (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

## **2.10 Ruído e Artefato**

Ao se medir os sinais eletromiográficos com eletrodos de superfície, há um conjunto de interferências de diversas fontes que podem se misturar ao sinal mioelétrico. Cada uma destas interferências tem características próprias que precisam ser reconhecidas para que sejam eliminadas, seja na fase de medição ou na fase de processamento. O sinal de EMG de superfície, como uma soma de ondas de várias frequências, tem a sua informação útil

localizada numa banda de frequências determinadas, reduzida pelo efeito de filtros dos tecidos que se interpõem entre as fibras ativas e a superfície de detecção. A banda passante de um filtro corresponde aos valores de frequência situados entre o filtro de corte de baixas frequências (passa-alta) e o filtro de corte de frequências altas (passa-baixa) (JOHNSON; PEASE, 1997; CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998).

Ruídos produzidos pelo homem usualmente vêm de linhas de força, de equipamentos ou são gerados dentro dos componentes do amplificador. Artefatos geralmente se referem a falsos sinais gerados pelos próprios eletrodos ou pelo sistema de cabos. Algo não familiar ao registro eletromiográfico é referido como salto de linha de base de frequência baixa, chamados artefatos de movimento, que resultam de toque no eletrodo ou movimento dos cabos (WINTER, 1991).

### **2.11 Filtragem do Sinal Eletromiográfico**

Um importante aspecto a ser considerado durante a aquisição de sinais de EMG superfície corresponde à fidelidade do sinal após realizar-se o processamento, principalmente em relação à atenuação das amplitudes dos componentes de altas frequências do sinal (MORAES, 2000).

Os potenciais de ação das unidades motoras normais apresentam normalmente três ou mais fases, e a aquisição eletromiográfica contém uma série desses potenciais, que numa contração forte, podem estar sobrepostos, resultando num traçado característico conhecido como traçado de interferência. Esse sinal original é, usualmente, submetido a um processamento, para que possa haver uma melhor visualização para comparação com outros sinais biológicos. O sinal pode ser retificado através do processamento matemático que faz a raiz quadrada da média elevada ao quadrado, conhecida como RMS (root mean square) (AMADIO et al., 1996).

### **2.12 A Transformada Wavelet**

Wavelets são funções que satisfazem a certos requisitos matemáticos e são usadas na representação de dados ou de outras funções. Esta idéia tem sua origem no trabalho de

Joseph Fourier que, no século XIX, descobriu que poderia utilizar senos e cossenos para representar outras funções (SILVA, 2000). Na história da matemática, a análise baseada em *wavelet* mostra diferentes origens, onde muitos dos trabalhos foram realizados por volta de 1930. Antes de 1930, Joseph Fourier em 1807 iniciou o estudo de *wavelets* com suas teorias de análise de frequência, afirmando que qualquer função  $f(x)$  de período  $2\pi$  pode ser representada por uma soma de senos e cossenos conhecida também como Série de Fourier, equação (1).

$$f(x) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(kx) + b_k \sin(kx)), \quad (1)$$

onde os termos  $a_0$ ,  $a_k$  e  $b_k$  são:

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(x) dx, \quad (2)$$

$$a_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos(kx) dx, \quad (3)$$

$$b_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \sin(kx) dx, \quad (4)$$

Essa proposta tinha, fundamentalmente, o objetivo de transformar uma função não periódica em uma função periódica preservando suas características. Essa característica é evidente pela soma de senos e cossenos na equação (1). Ela é a base da construção da Transformada de Fourier que é largamente usada em técnicas de processamento de sinais. No final da década de 70 a Transformada *Wavelet* passou a ter uma identidade própria. Nessa ocasião, o francês Jean Morlet, propôs uma modificação na transformada de Fourier, para melhor tratar sinais geofísicos. Por falta de embasamento matemático, Morlet encontrou muitos opositores. Alguns anos depois, as *Wavelets* de Morlet atraíram a atenção do matemático Yves Meyer, que ajudou a enriquecer e amadurecer a nova teoria, encontrando paralelos surpreendentes com diversos outros campos da matemática, antes estudados separadamente. Em seguida, Stéphane Mallat, um estudante de processamento de

imagens, desenvolveu um algoritmo para calcular a transformada de *Wavelet* de forma computacionalmente eficiente, abrindo então as portas à comunidade de processamento de sinais (TORRENCE et al., 1998). A teoria de *Wavelets* se mostrou interdisciplinar, o que em parte explica a grande popularidade adquirida nos últimos anos e a opinião de alguns autores (BARBAR et al., 2004) que a reputam como o “evento matemático de maior relevância na década de 80”.

Uma das vantagens básicas no uso de *Wavelets* é que um evento pode ser simultaneamente descrito, tanto no domínio da frequência quanto no domínio do tempo, diferentemente da Transformada de Fourier onde um evento é descrito somente no domínio da frequência ou no domínio do tempo separadamente (ASHKENAZY, 2002). Esta diferença permite uma análise em multiresolução dos dados de diferentes maneiras, em diferentes escalas. Uma extensa classe de sinais biológicos pode ser analisada por este método, tal como o ECG, EMG.

São poucos os estudos envolvendo a transformada Wavelet na eletromiografia. Em um destes Karlson *et al* (2000) compararam diferentes métodos de análise de sinais não estacionários e concluiu que a transformada Wavelet apresenta maior precisão e exatidão do que os demais métodos como a transformada de Fourier. Afirma ainda que a transformada Wavelet permite uma análise mais detalhada e melhor resolução nos parâmetros da EMG.

Um dos resultados obtidos através da transformada Wavelet é o gráfico da média espectral das frequências, conhecido como Espectro de Ondeleta Global ou *Global Wavelet Spectrum* (GWS). Esse sinal é gerado através do cálculo da somatória das frequências existentes no período considerado pela Transformada e posterior normalização destes valores (TORRENCE et al., 1998). De forma mais simplificada a transformada Wavelet gera um espectro (gráfico) que mostra a dispersão média do sinal em um período de oscilação, caso o sinal tenha alguma característica harmônica. Se o sinal não possui tais características é possível determinar quando ocorrem os picos de frequência e qual é sua intensidade durante a execução do exercício. Tais resultados são observados utilizando-se o GWS, e o algoritmo computacional que ilustra as frequências através do tempo.

### **3. Objetivo**

O presente estudo verificou eletromiograficamente, os músculos reto da coxa, bíceps femural cabeça longa e eretores da espinha, em duas situações distintas, agachar em um ângulo de 90 graus e 130 graus dos joelhos utilizando a transformada de Wavelet.

O principal foco está na análise biomecânica do exercício através da técnica de processamento de sinal sugerida caracterizando assim um estudo em Engenharia Biomédica.



## **4. Metodologia**

### **4.1 Características dos Voluntários.**

Participaram deste estudo dez (10) voluntárias, do sexo feminino, com idade média de  $21,5 \pm 2$  anos, sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas, praticantes de musculação. Estas eram universitárias e de antropometria semelhante. Antecipadamente ao experimento as mesmas foram informadas dos procedimentos durante a realização das coletas (registros) dos sinais de EMG assinando termo de consentimento (anexo A). Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos sob nº L130/2005/CEP (anexo B).

### **4.2 Critérios de Inclusão dos Voluntários**

- Sexo Feminino;
- Idade de 19 a 24 anos. Boas condições de saúde, praticantes de musculação a pelo menos dois anos sem antecedentes de doenças músculo esqueléticas;
- Capazes de realizar o exercício agachamento com precisão;
- Capaz de compreender a natureza e objetivo do estudo, inclusive os riscos.
- Cooperar com o pesquisador e agir de acordo com o protocolo, que vem a ser confirmado com assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido.

### **4.3 Critérios de Exclusão dos Voluntários**

- Qualquer limitação articular;
- Não praticantes de musculação ou praticantes a menos de 2 anos;
- Não ter domínio na execução do exercício agachamento.

#### 4.4 Módulo de Aquisição de Sinais Biológicos

Para a aquisição dos registros eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo de 16 canais da marca EMG System do Brasil Ltda de 12 bits de resolução, com software de aquisição e processamento de sinais plataforma Windows (fig.8). O condicionador de sinais eletromiográfico foi configurado com filtro passa-banda de 20 a 500 Hz, frequência de amostragem de 1000 Hz (1000 mil pontos por segundo). Utilizamos uma placa A/D com faixa de entrada de  $\pm 5$ Volts, correspondentes a  $5.000.000\mu\text{V}$ , que deve estar associada ao ganho, fixando-se os limites superiores de  $\pm 5000\mu\text{V}$  para a aquisição.



Figura 8: Eletromiógrafo

Para realizarmos a aquisição do sinal utilizamos um dispositivo em forma de flash que fará o disparo de “trigger” dando início ao registro do sinal, garantindo o sincronismo do registro com o movimento (fig.9).



Figura 9: flash e dispositivo de disparo

#### 4.5 Tipo de Eletrodos

Utilizamos eletrodos de superfície do tipo bipolar diferencial da marca FASTRACE<sup>®</sup>4, ligados a interface ativa EMG System do Brasil, com ganho de amplificação 20 vezes, no estagio de amplificação no eletromiógrafo o ganho será de 50 vezes totalizando ganho de amplificação 1000 vezes, ganho 20 no eletrodo e ganho 50 no eletromiógrafo (fig.10) .

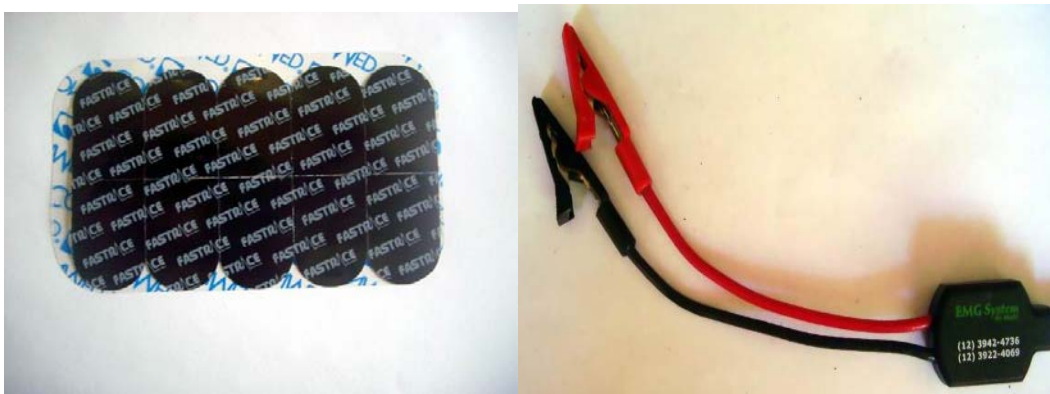


Figura 10: Eletrodos de superfície e interface ativa

#### 4.6. Goniômetro

Para determinar com precisão os ângulos de flexão dos joelhos 90° e 130° respectivamente foi utilizado um goniômetro manual da marca EMG System do Brasil (fig.11)

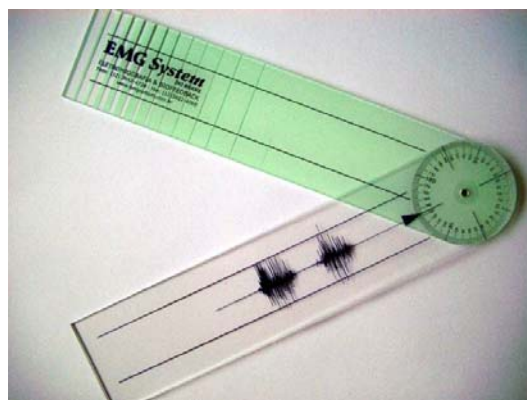


Figura 11: Goniômetro Manual

#### 4.7 Localização para Captação dos Sinais

Os eletrodos foram posicionados sobre o ponto motor de cada músculo utilizando-se o protocolo de Delagi (1981) (fig.12,13) e Geringer (1993) (fig.14). Utilizamos. A colocação dos eletrodos foi realizada com as voluntárias deitadas. Para diminuir possíveis interferências na passagem do estímulo realizar-se-á anteriormente a colocação dos eletrodos, uma tricotomia e limpeza da epiderme com álcool, ao nível dos músculos estudados. Os voluntários foram devidamente aterrados, com fio terra colocado ao nível do maléolo lateral da fíbula, do lado direito (WITVROUW, 2000; ESCAMILLA, 2001).

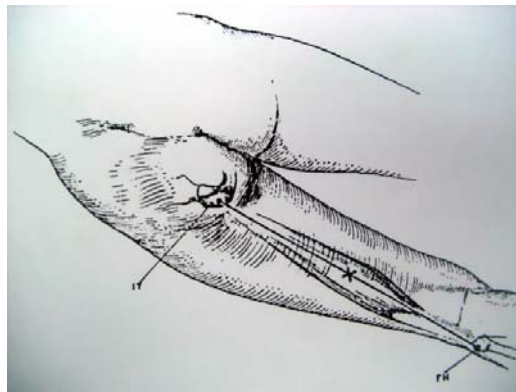


Figura 12: O posicionamento do eletrodo no bíceps femoral cabeça longa, e feito no ponto médio entre a tuberosidade isquiática e a cabeça da fíbula.

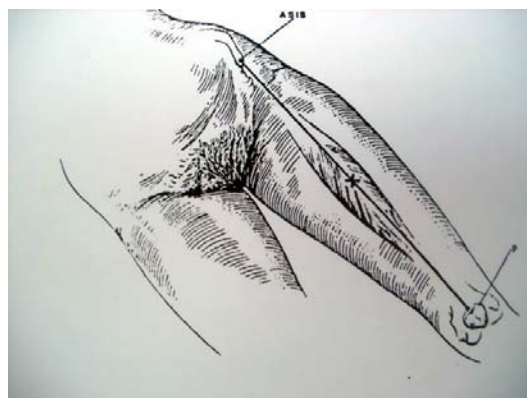


Figura 13: O posicionamento do elétrodo no reto da coxa e realizado no ponto médio entre a borda superior da patela e a espinha ilíaca anterior.



Figura 14: O posicionamento do eletrodo no eretor da espinha é localizado dez centímetros acima cóccix sobre a espinha íliaca posterior.

#### **4.8 Equipamentos de Áudio Visual**

Com objetivo de controlar a manutenção das posturas iniciais dos voluntários durante o levantamento da carga, e para se identificar o momento do início e término do agachamento com carga, realizamos uma filmagem com uma filmadora Panasonic, com velocidade de 30 quadros por segundo. Esta foi posicionada perpendicularmente a 4,5 metros do voluntário, estando a 76 centímetros do solo e nivelada latero-lateralmente e antero-posteriormente com nível de bolha. Esta imagem foi transmitida para um televisor colocado à frente do voluntário para que o mesmo possa controlar a profundidade da flexão dos joelhos que foi demarcada em uma transparência colada no visor da tv. Esta filmagem foi utilizada para contagem de quadros utilizando-se um vídeo cassete Panasonic, onde foi possível determinar e separar os trechos referentes à fase excêntrica e concêntrica do movimento.

Com o objetivo de controlar a velocidade do movimento utilizamos um metrônomo da marca Quik Time, que foi regulado com a velocidade de 48 batimentos por minuto para o ângulo de 90° e de 40 batimentos por minuto para o ângulo de 130° (fig.15).



Figura 15: Metrônomo digital

#### **4.9 Análise dos Dados**

Após cada registro foi utilizada a análise numérica para uma posterior análise estatística das amostras para cada canal e no tempo determinado, podendo-se obter os valores médios, desvios padrões, máximo e mínimo de cada sinal para cada músculo. O sinal de cada músculo estimado o valor da área (integral definida) sob o sinal, entre o tempo inicial e final de coleta, calculou-se o valor eficaz do sinal. A atividade eletromiográfica de cada músculo foi normalizada pela atividade eletromiográfica produzida por contração isométrica voluntária máxima (CIVM = 100%) da atividade conforme normas da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiológica (ISEK). Após a normalização os dados foram analisados através da Transformada de Wavelet.

#### **4.10 Teste de Carga Máxima**

O teste de carga máxima foi realizado segundo BITTENCOURT (1986), para determinar o peso máximo que o avaliado consegue deslocar em um movimento completo. O teste aconteceu de forma crescente, onde o peso era adicionado gradativamente até que se chegue a uma carga que não permita mais um movimento completo.

#### 4.11 Carga Utilizada

As voluntárias utilizaram 85% de 1RM, que segundo Fleck e Kraemer (1999), é um percentual de carga utilizado para o trabalho de hipertrofia, onde é possível realizar de três a seis repetições.

#### 4.12 Teste de Força Máxima Isométrica

Realizamos o teste de força máxima isométrica bilateral, do reto da coxa, bíceps da coxa cabeça longa, e eretores da espinha, com a utilização de uma célula de carga com capacidade máxima de 500 kg, da marca EMG System do Brasil Ltda (fig.16) posicionada perpendicularmente ao segmento durante a realização da contração. O teste foi realizado em uma mesa específica para teste isométrico.



Figura 16: célula de carga.

#### 4.13 Execução do Movimento

As voluntárias realizaram seis repetições em cada uma das situações:

- flexão de joelhos a 90° (fig.17)
- flexão de joelhos a 130° (fig.18)



Figura 17: flexão de joelhos a 90° partindo da posição inicial



Figura 18: flexão de joelhos a 130° partindo da posição inicial.



Após cada seqüência foi respeitado um intervalo de descanso de 5 minutos, que equivale ao tempo necessário para uma recuperação de 100% relacionados com a intensidade das séries anteriores Fleck e Kraemer, (1999).

## 5. Resultado

Para uma análise mais detalhada do movimento o exercício agachamento foi analisado em duas fases distintas, descida (fase excêntrica) e subida (fase concêntrica), tanto para o movimento com 90° como 130° de flexão de joelhos.

Esta análise se faz necessária, pois como o exercício parte de uma posição em pé, existe a ação da força de gravidade que acelera o movimento na fase excêntrica o que obriga o executante a realizar uma força de desaceleração que exige um controle muscular importante.

### 5.1 Fase Excêntrica da Flexão a 90°

Os resultado a seguir (fig.19) apresentam a Transformada de Wavelet do sinal eletromiográfico dos músculos reto da coxa esquerdo, bíceps femoral cabeça longa esquerdo e eretor da espinha esquerdo durante a fase excêntrica do agachamento com 90° de flexão de joelhos. Essas figuras mostram a dispersão da frequência em diferentes cores, durante a execução do exercício. A escala é calibrada conforme o procedimento computacional gerado através do Matlab.

Podemos observar uma atividade muscular maior nos últimos ângulos da fase excêntrica da flexão a 90° para os músculos: RCE entre 0.5 e 0.8, segundo, e para BFCLE entre 0.4 e 0.8 segundos o que indica que neste momento para que ocorra a desaceleração do movimento foi necessário à mobilização de um número maior de fibras destes músculos. Isso pode ser observado através da escala de cores:vermelho escuro= intensidade muito alta, vermelho = intensidade alta, amarelo = intensidade média, verde = intensidade baixa e azul = intensidade muito baixa. O músculo EEE, apresenta um sinal mais constante entre 0.1 e 0.8 segundos, durante quase todo percurso, pois o mesmo é responsável pelo equilíbrio durante o movimento. A mobilização maior de fibra de cada músculo pode ser observada com o aumento da intensidade do sinal eletromiográfico representado pela cor vermelho escuro apresentado nas figura 19.

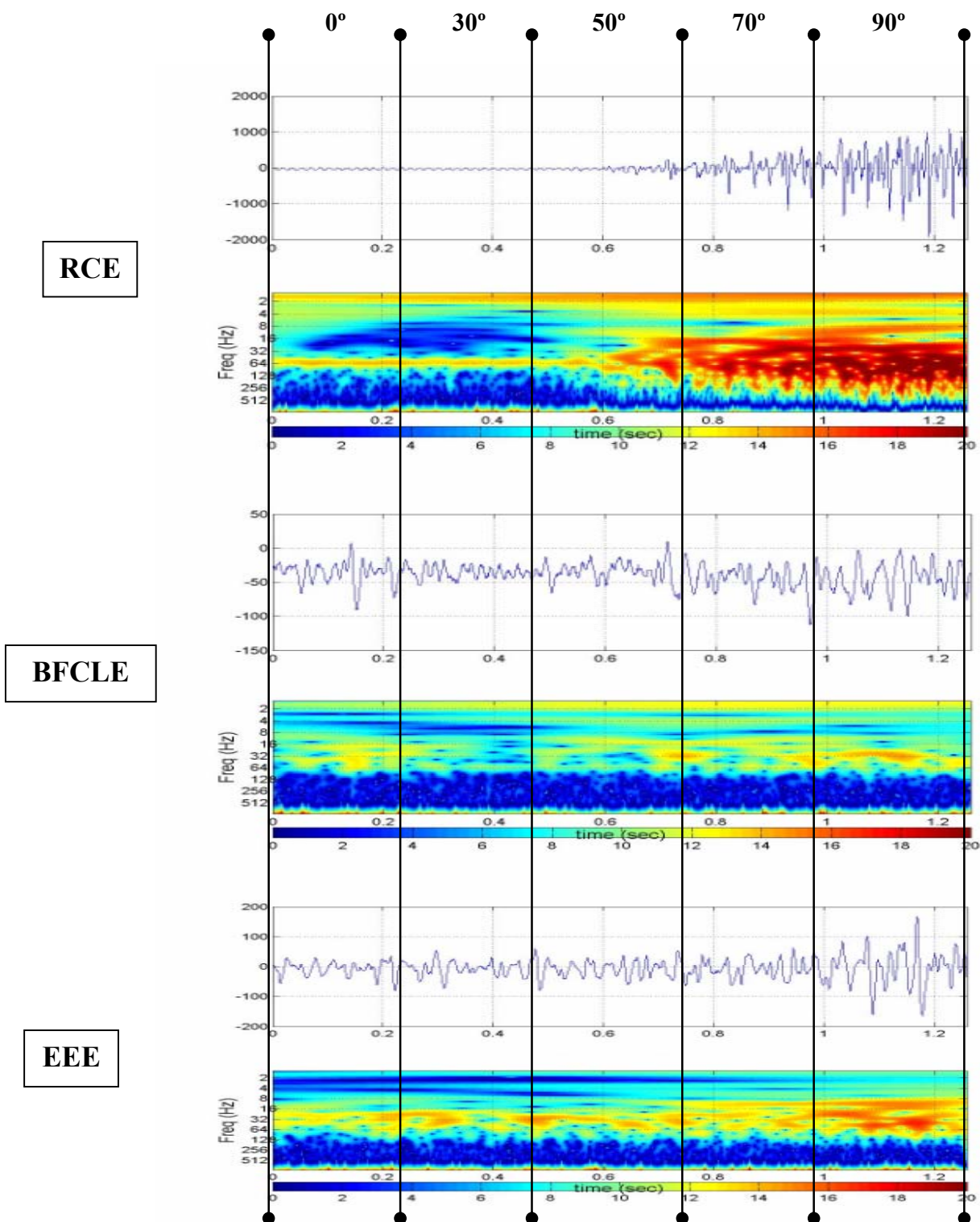
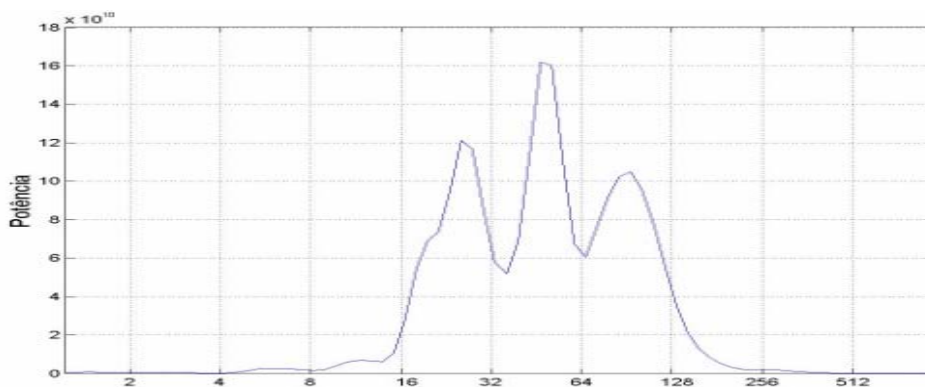


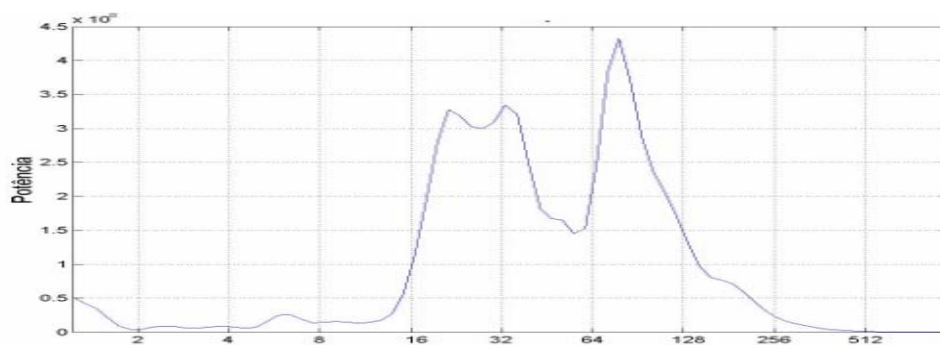
Figura 19: Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha, do lado esquerdo apresentados através da Transformada de Wavelet.

Na figura 20, podemos observar o GWS correspondente a frequência espectral de cada músculo. Que demonstra que os músculos: RCE, BFCLE e EEE apresentam maior frequência entre 16 e 256 hertz.

### **Reto da coxa esquerdo**



### **Bíceps femoral cabeça longa esquerdo**



### **Eretor da espinha esquerdo**

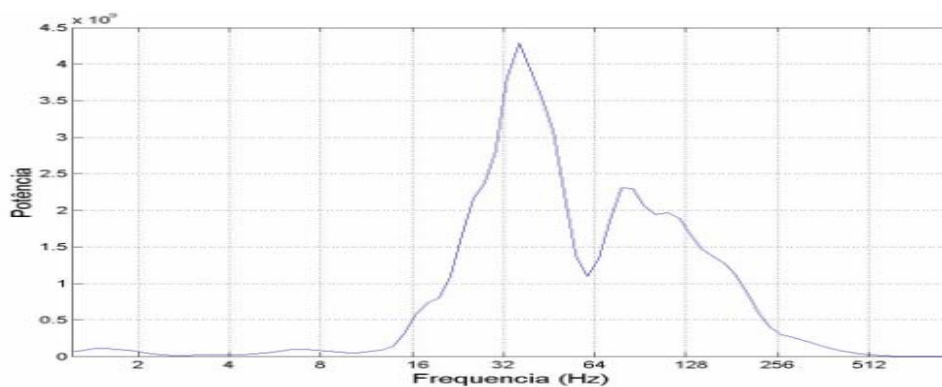


Figura 20: Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha do lado esquerdo.

Com relação ao lado direito podemos notar uma mobilização muscular maior nos últimos ângulos da fase excêntrica do movimento entre 0.3 e 0.8 segundo, semelhante ao que ocorreu do lado esquerdo sendo que neste caso o BFCLD demonstrou um sinal mais constante entre 0.1 e 0.8 segundos (fig.21). Embora todas as voluntárias tenham a perna direita como dominante (destros), observamos que estas apresentaram um sinal eletromiográfico menor do lado direito representado na figura 21. O EED, apresentou-se com maior intensidade entre 0.3 e 0.7 segundos.

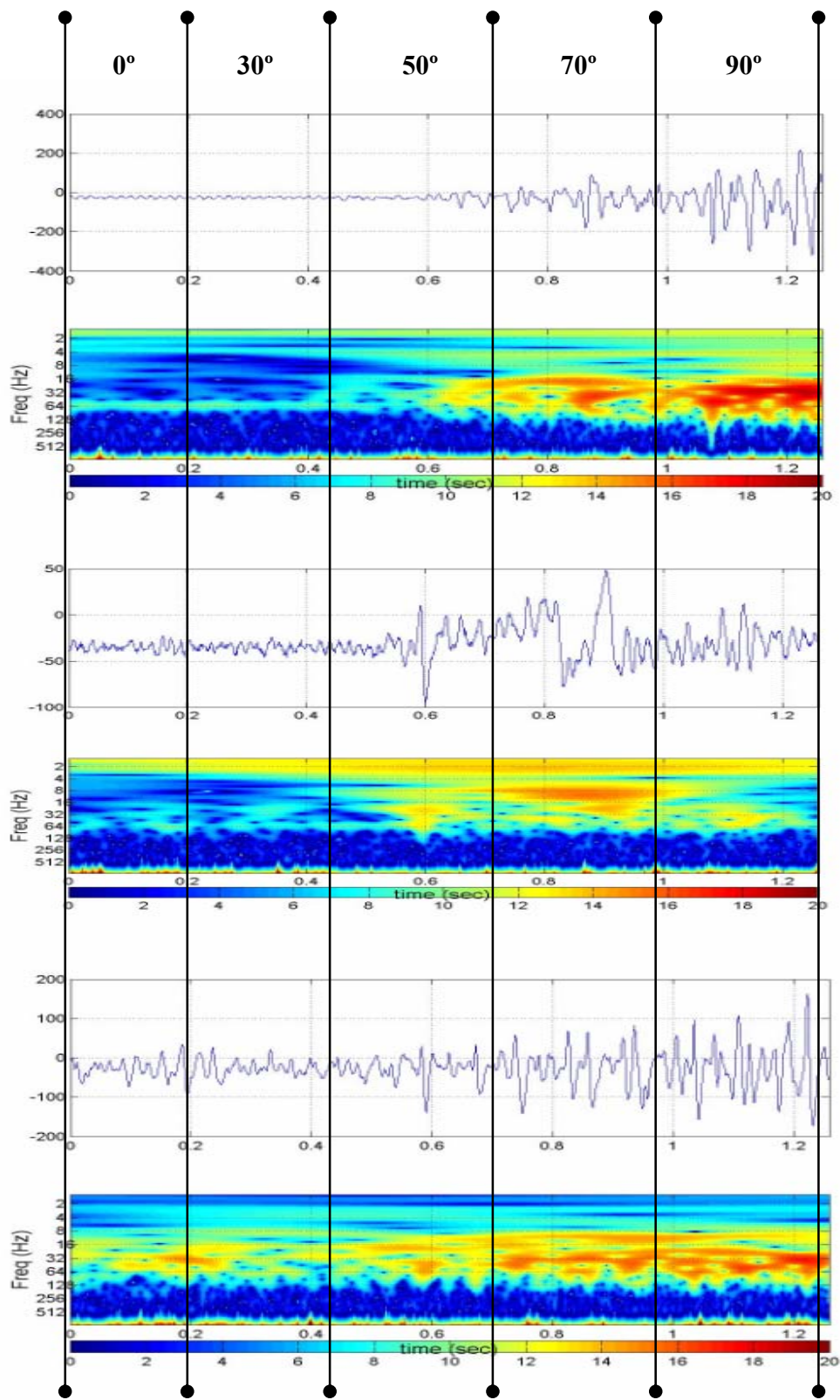


Figura 21: Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha, do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.

O GWS, para os músculos do lado direito (fig.22), apresenta maior intensidade para o músculo RCD entre 16 e 256 hertz. Com relação ao BFCLD este apresenta maior intensidade de frequência entre 16 e 128 hertz. O EEE apresentou, uma frequência maior entre 4 e 256 hertz.

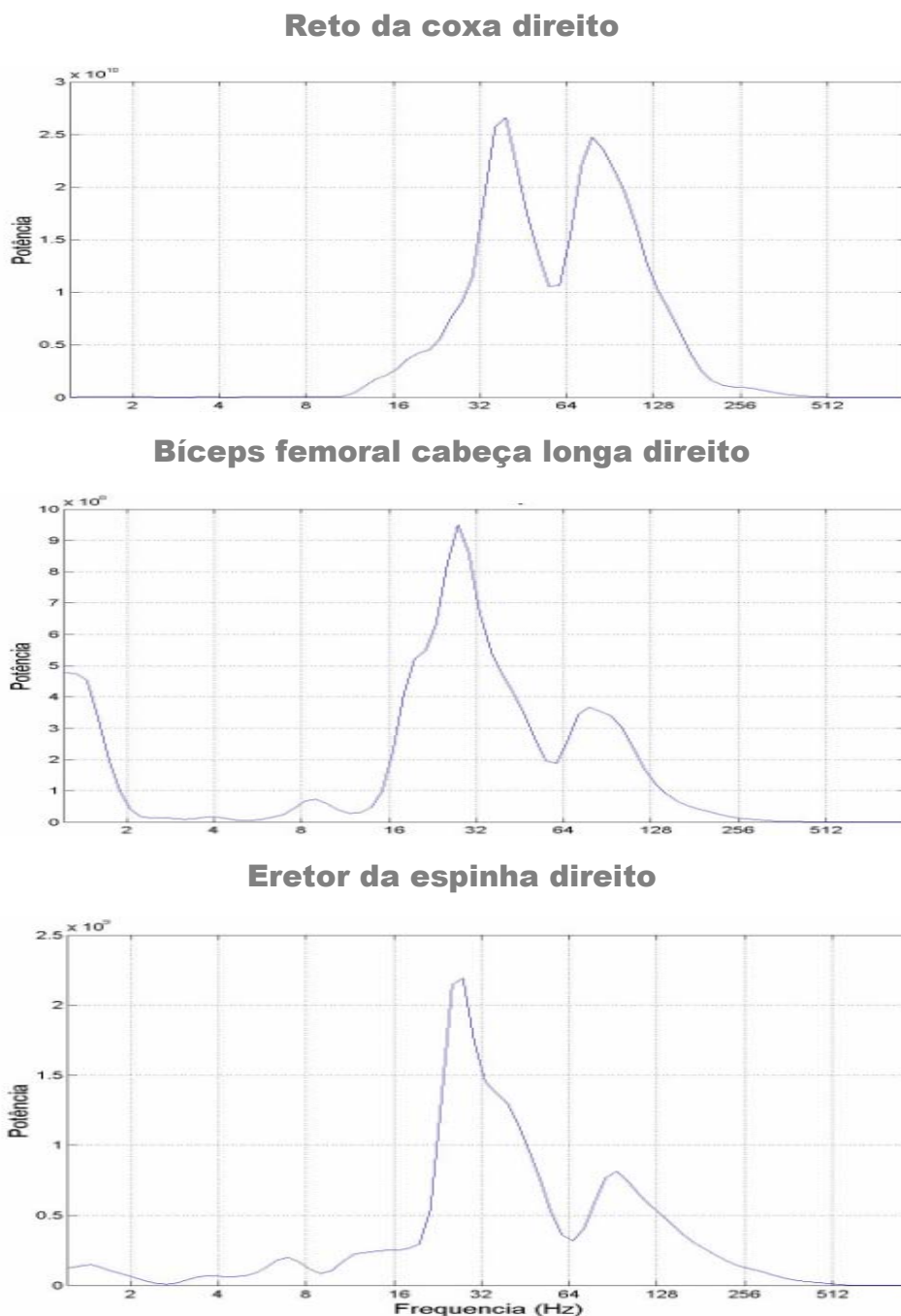


Figura 22: Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha do lado direito.

## **5.2 Fase Concêntrica da Flexão a 90°**

A fase concêntrica corresponde à parte mais crítica do exercício onde o indivíduo retorna a posição inicial e tem que vencer sobrecarga mais a força de gravidade. Nesta fase podemos observar através da figura 23, que o músculo RCE apresenta uma atividade eletromiográfica intensa entre 0.1 e 0.7 segundos, representado pela cor vermelho escuro, o que pode indicar uma mobilização maior de fibras deste músculo o que vai diminuindo à medida que o joelho vai chegando ao seu ponto máximo de extensão. O BFCLE, apresenta um recrutamento significativo de fibras, aproximadamente entre 0.3 e 1.3 segundos. Com relação ao EEE, este apresentou maior mobilização de fibras no início da fase concêntrica, entre 0.1 e 1.3 segundos aproximadamente, mantendo uma intensidade significativa até o final do movimento.



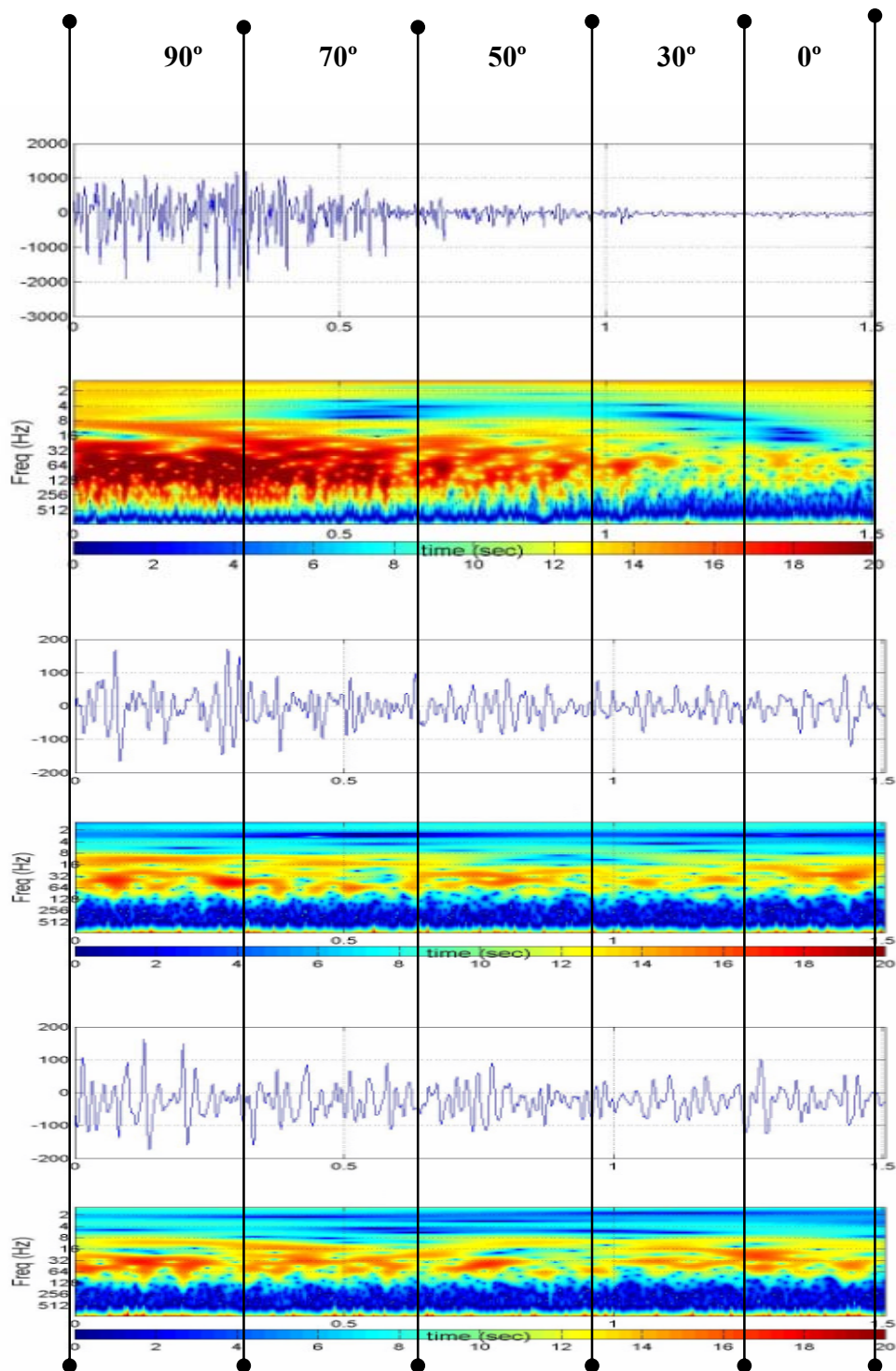
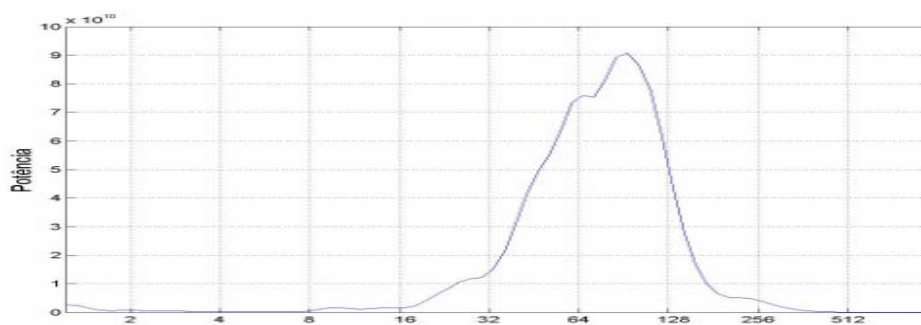


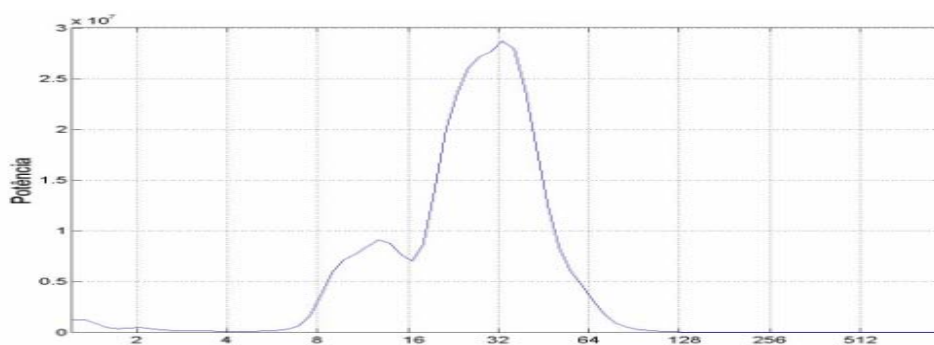
Figura 23: Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e erector da espinha, do lado esquerdo apresentados através da Transformada de Wavelet.

A figura 24, apresenta a frequência espectral (GWS), dos músculos do lado esquerdo durante a fase concêntrica do movimento. É possível observar que o RCE apresenta maior frequência entre 16 e 256 segundos. Já com relação ao BFCLE e o EEE, estes apresentam maior frequência entre 8 e 128 hertz (fig.24).

### **Reto da coxa esquerdo**



### **Bíceps femoral cabeça longa esquerdo**



### **Eretor da espinha esquerdo**

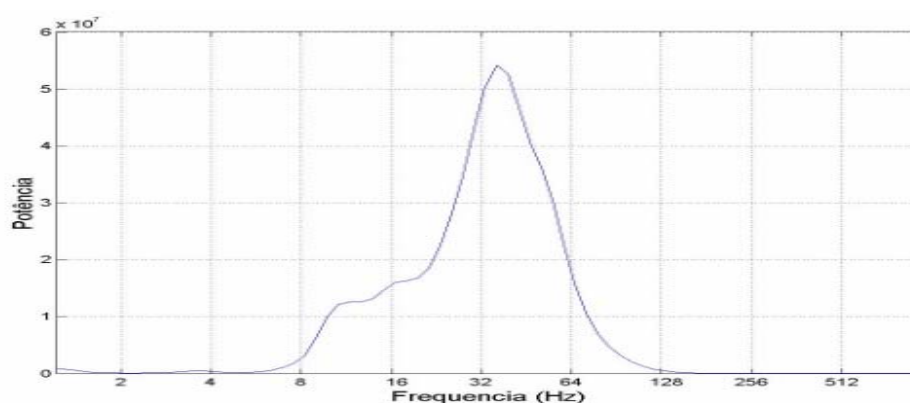


Figura 24: Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha do lado esquerdo na fase concêntrica.

O sinal eletromiográfico dos músculos do lado direito representados na figura 25, durante a fase concêntrica do movimento, apresentaram comportamento semelhante ao do lado esquerdo. A única exceção foi o músculo RCD, que apresentou atividade elétrica menor entre 0 e 0.5 segundo aproximadamente.

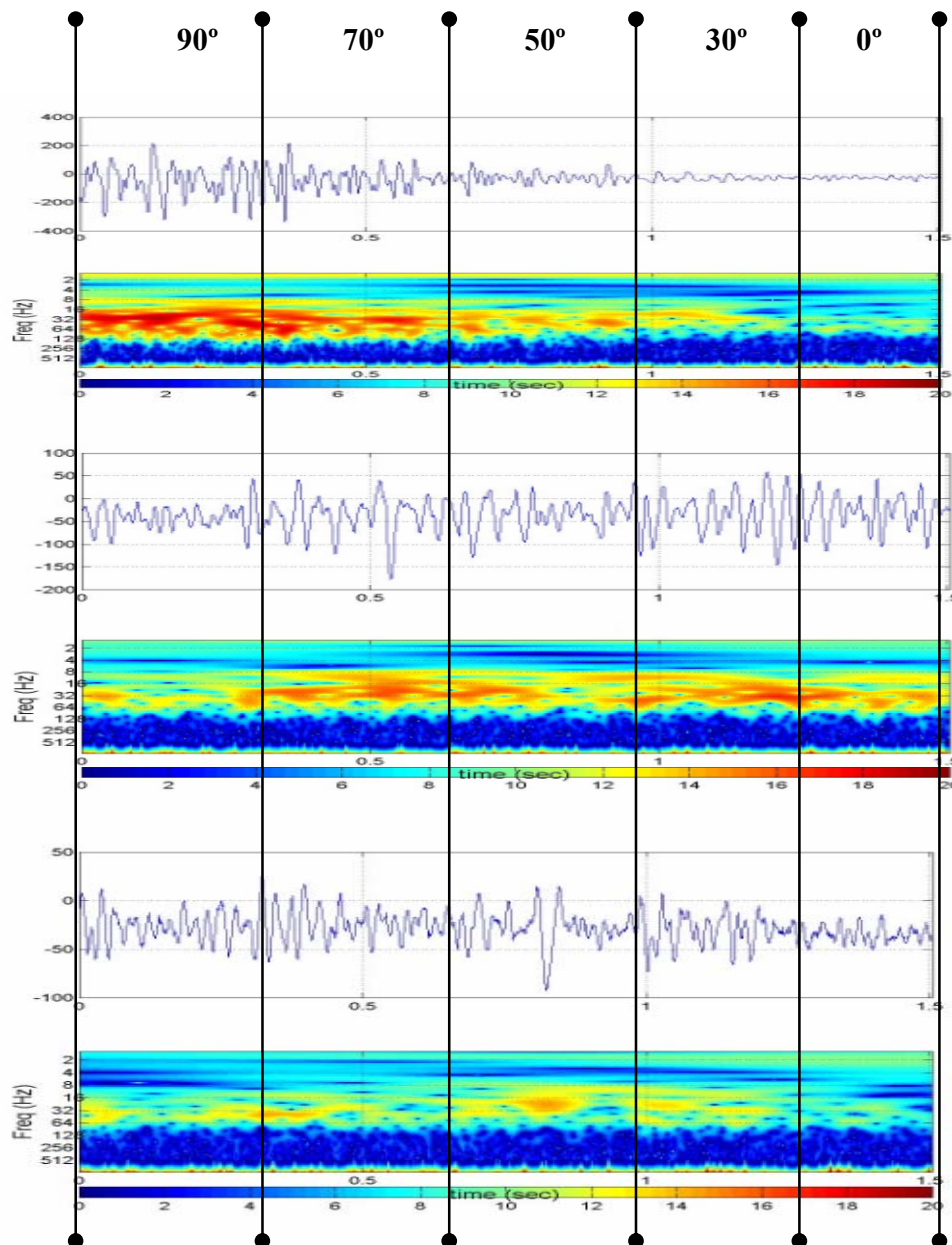
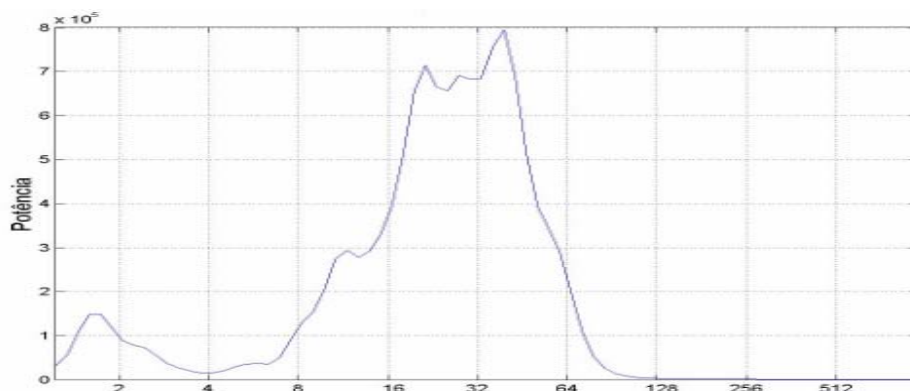


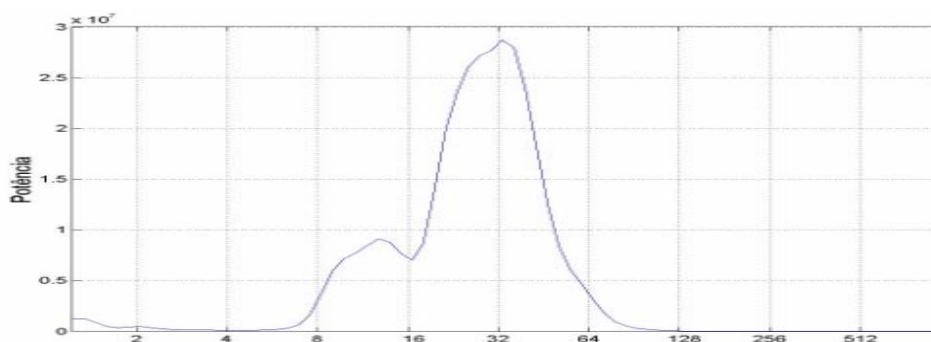
Figura 25: Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha, do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.

O GWS, apresentado na figura 26, demonstra que os músculos BFCLD e EED apresentam os pontos de frequência média semelhantes entre 8 e 128 hertz.. O músculo RCD apresenta uma frequência espectral média menor em relação ao mesmo músculo do lado esquerdo.

### **Reto da coxa direito**



### **Bíceps femoral cabeça longa direito**



### **Eretor da espinha direito**

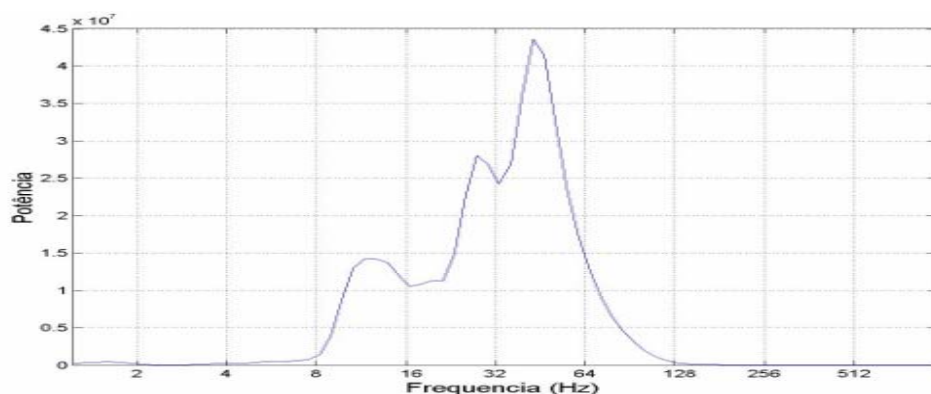


Figura 26: Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha do lado direito na fase concêntrica.

### **5.3 Fase Excêntrica da Flexão a 130°**

A figura 27 demonstra, que a atividade eletromiográfica do músculo RCE, durante a fase excêntrica, aumentou a intensidade entre 0.4 e 1.5 segundos aproximadamente, sendo que a houve uma maior mobilização de fibras a partir 0.8 segundos representado pela cor vermelho escuro. O músculo BFCLE, apresenta, uma atividade eletromiográfica media representada pela cor amarela entre 0.3 e 1.5 segundos. Em relação ao músculo EEE, este apresentou uma atividade eletromiográfica alta entre 0.8 e 1.5 segundos.



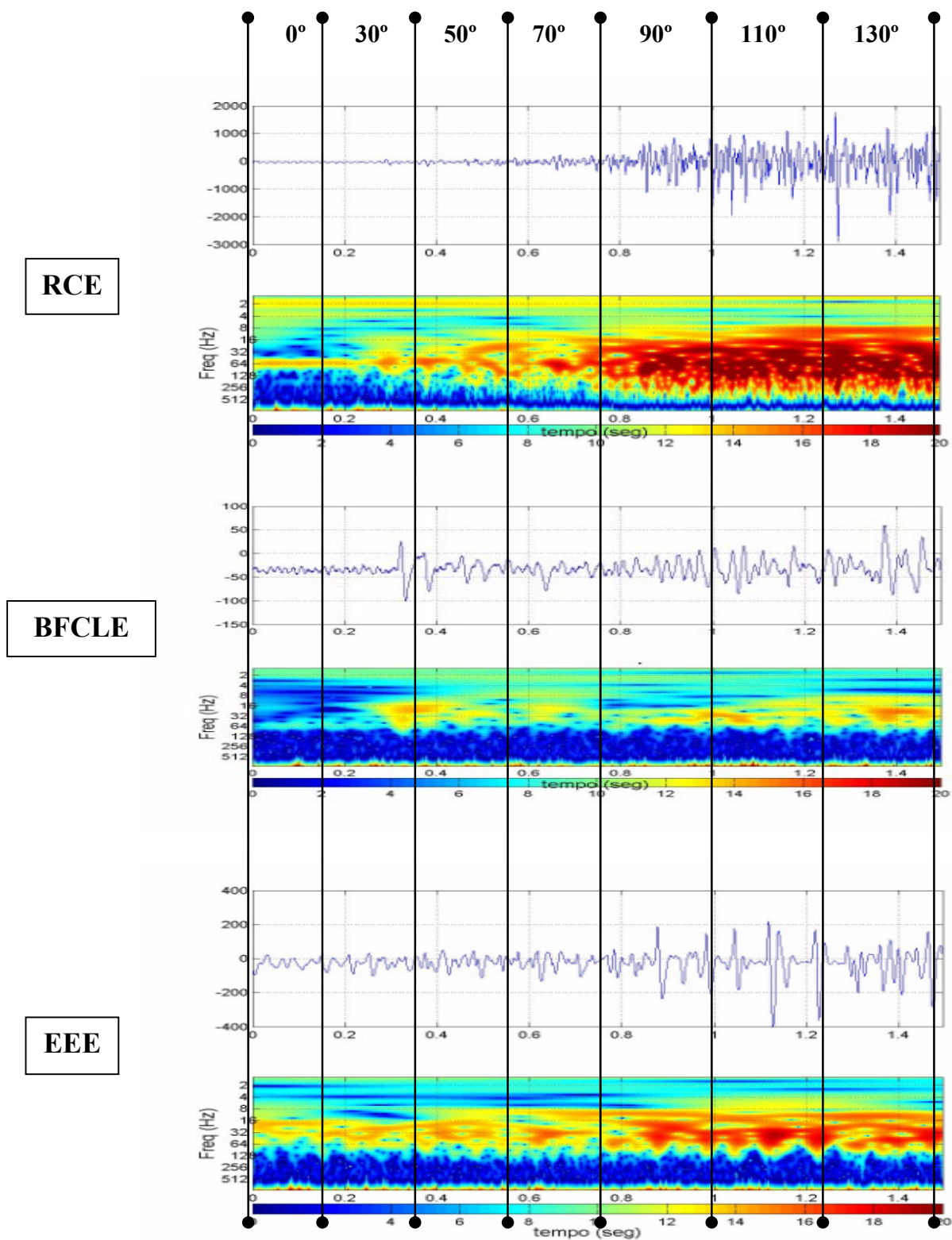
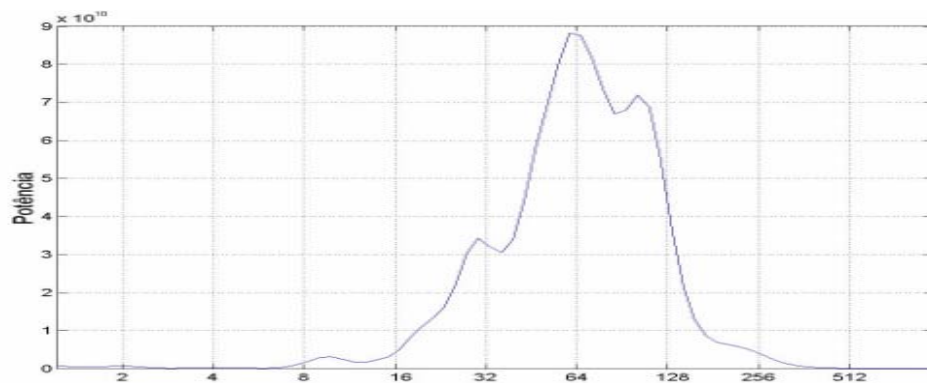


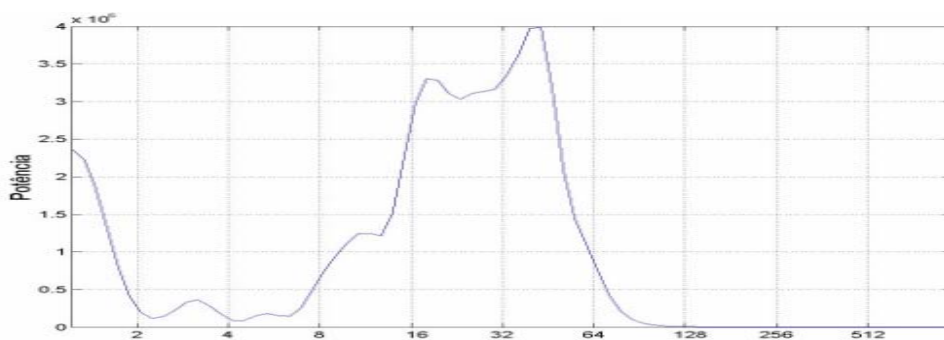
Figura 27: Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e erector da espinha, do lado esquerdo apresentados através da Transformada de Wavelet.

A análise da frequência espectral (fig. 28) dos músculos na fase excêntrica do movimento demonstra que a média de intensidade de frequência do músculo RCE foi entre 8 e 256 hertz. O BFCLE, apresenta media de intensidade de frequência entre 4 e 128 hertz, e o EEE, entre 4 e 64 hertz.

### **Reto da coxa esquerdo**



### **Bíceps femoral cabeça longa esquerdo**



### **Eretor da espinha esquerdo**

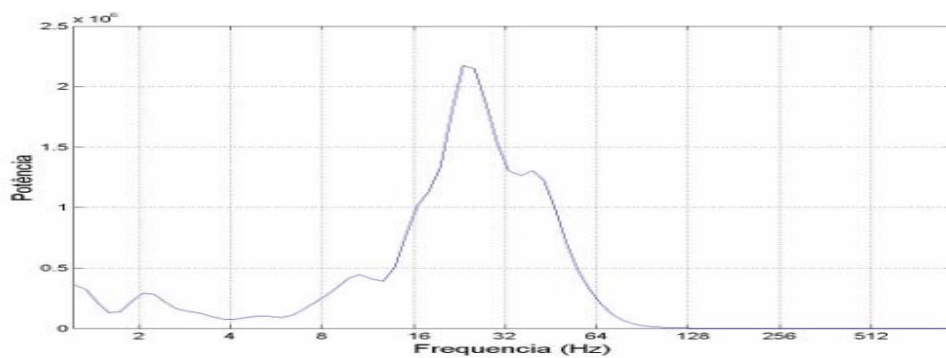


Figura 28: Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha do lado esquerdo na fase excêntrica.

Os músculos do lado direito (fig.29), apresentaram atividade eletromiográfica semelhantes aos músculos do lado esquerdo. A única exceção foi observada em relação ao RCD, que apresentou menor atividade elétrica em relação ao mesmo músculo do lado esquerdo. O mesmo fato observado na fase excêntrica da flexão a 90°.

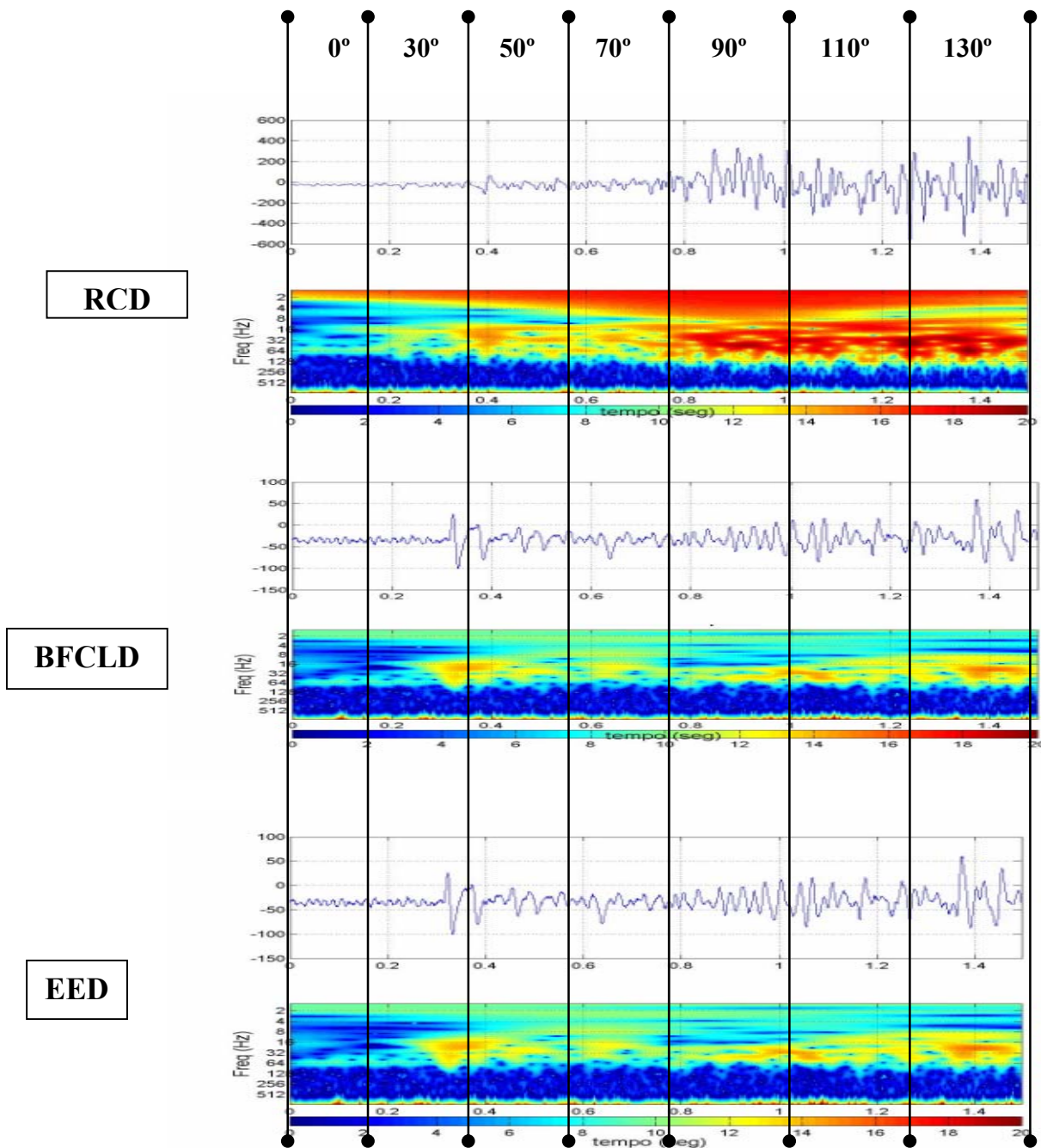
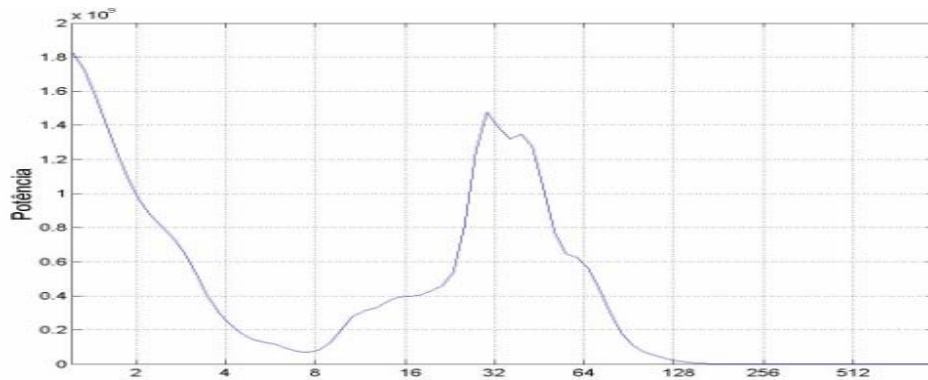


Figura 29: Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha, do lado direito apresentados através da Transformada de Wavelet.

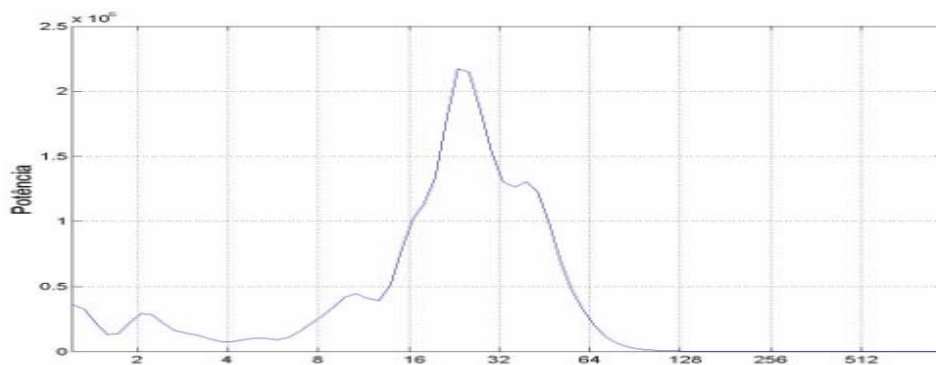


O GWS da fase excêntrica do movimento de flexão a 130°, pode ser observado na figura 30, onde podemos notar as semelhanças em relação aos mesmos músculos do lado esquerdo, sendo que o músculo RCD apresenta frequência uma média menor que a do mesmo músculo do lado esquerdo entre 8 e 128 hertz.

### **Reto da coxa direito**



### **Bíceps femoral cabeça longa direito**



### **Eretor da espinha direito**

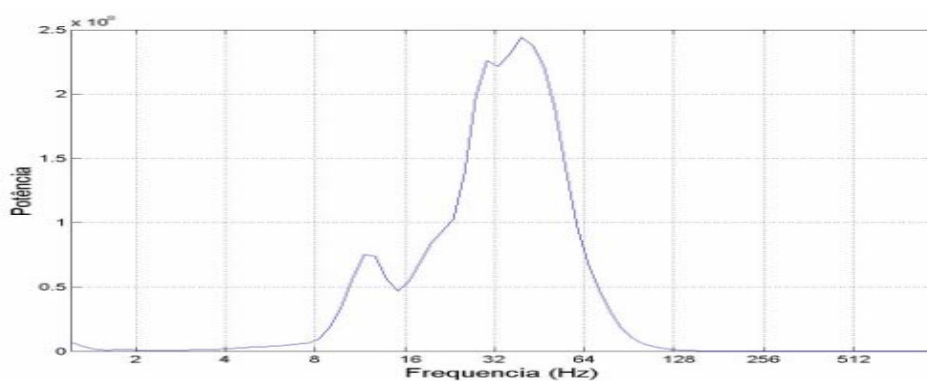


Figura 30: Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha do lado direito na fase excêntrica.

#### **5.4 Fase Concêntrica da Flexão a 130°**

Podemos observar através do processamento do sinal (fig.31), que o músculo RCE, apresenta uma atividade eletromiográfica intenso entre 0 e 1.2 segundos. È possível observar este fato pela coloração vermelho escuro presente na figura abaixo. O músculo BFCLE, teve uma atividade elétrica mais regular durante todo movimento, sendo que o mesmo apresentou alguns pontos onde houve maior atividade entre 0.5 e 0.7 segundos e 1.3 e 1.5 segundos respectivamente. EEE, manteve uma atividade intensa entre 0 e 0.6 segundos, e próximo do final do movimento entre 1.4 e 1.7 segundos, representado pela coloração vermelha.

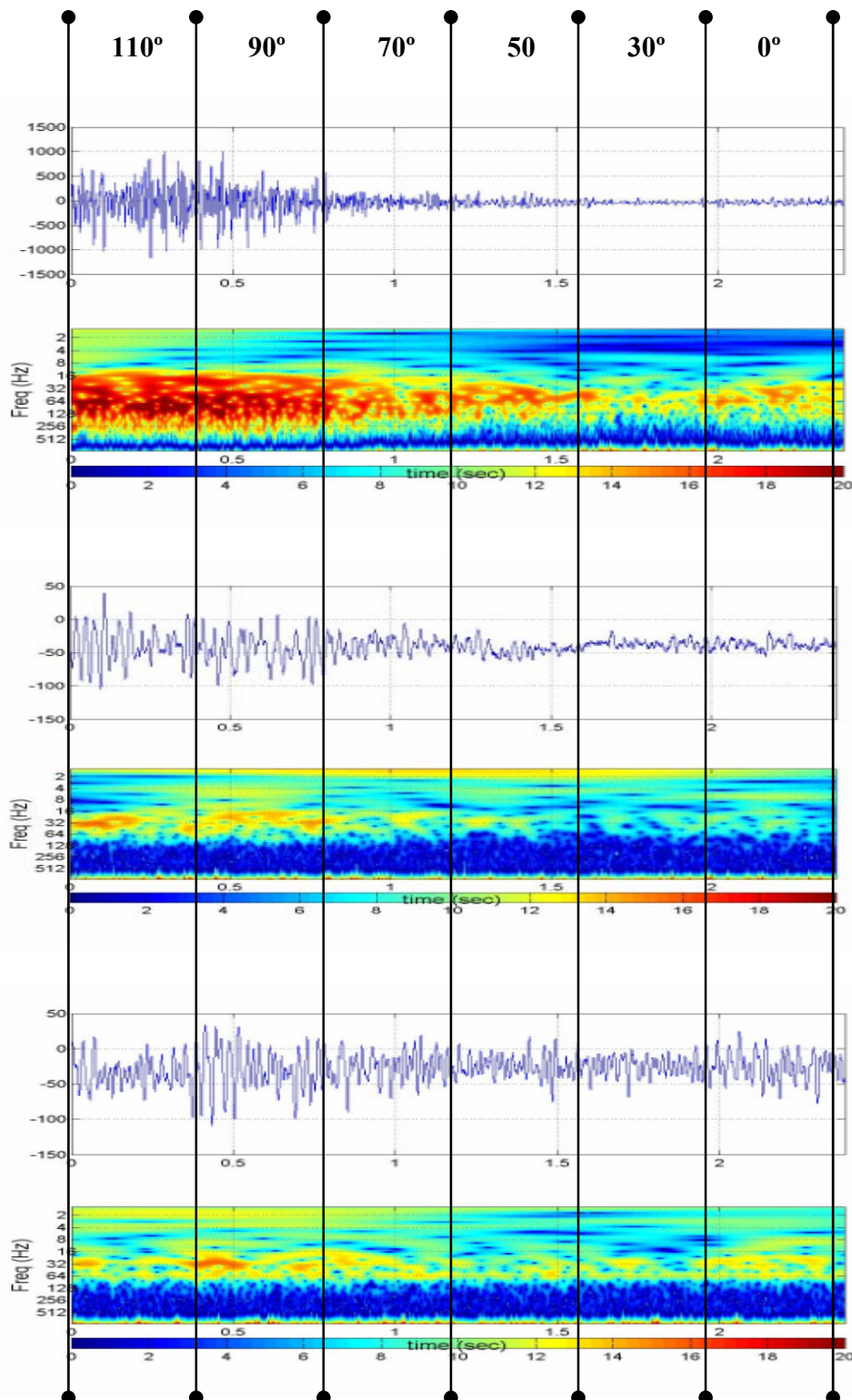
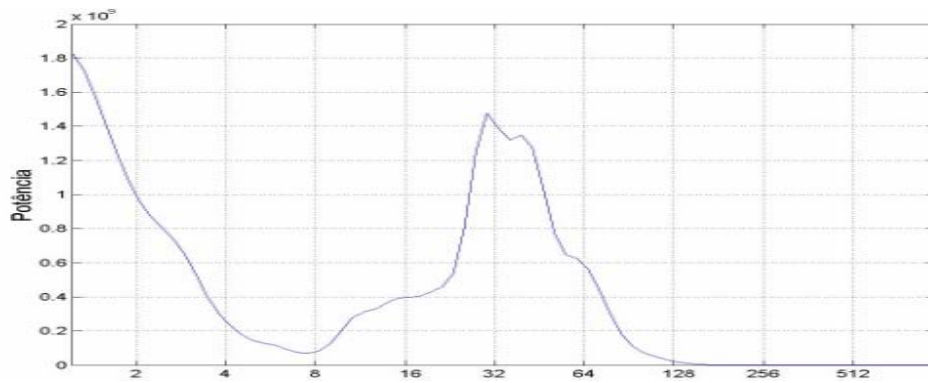


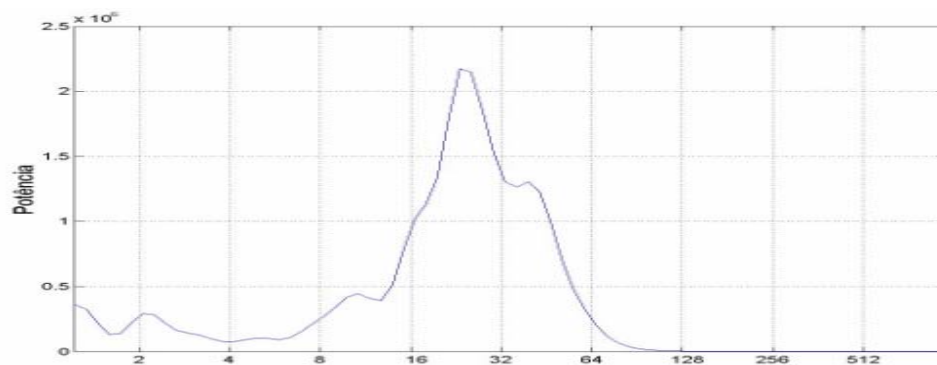
Figura 31: Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha, do lado esquerdo apresentados através da Transformada de Wavelet.

O GWS da fase excêntrica do movimento de flexão a 130°, pode ser observado na figura 30, onde podemos notar as semelhanças em relação aos mesmos músculos do lado esquerdo, sendo que o músculo RCD apresenta frequência uma média menor que a do mesmo músculo do lado esquerdo entre 8 e 128 hertz.

### **Reto da coxa direito**



### **Bíceps femoral cabeça longa direito**



### **Eretor da espinha direito**

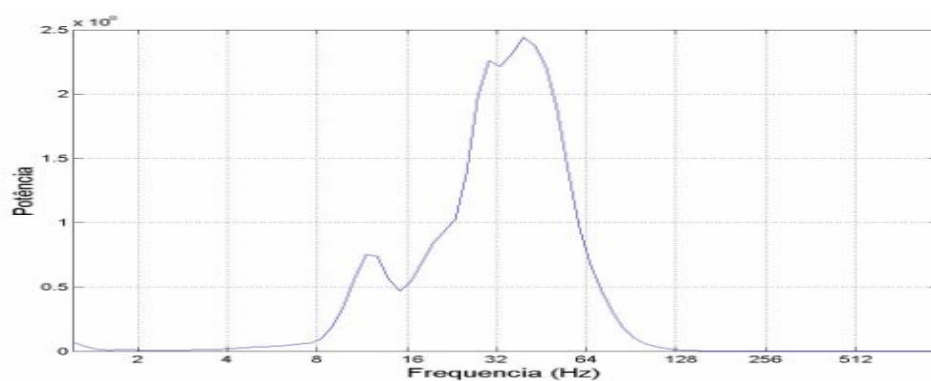


Figura 30: Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha do lado direito na fase excêntrica.

Da mesma forma como ocorreu na flexão de joelhos a  $90^\circ$ , na fase concêntrica (fig.25) os músculos do lado direito apresentaram atividade eletromiográfica menor em reação aos mesmos músculos do lado esquerdo, sendo que neste caso todos os músculos apresentam atividade menor como podemos observar na figura 33.

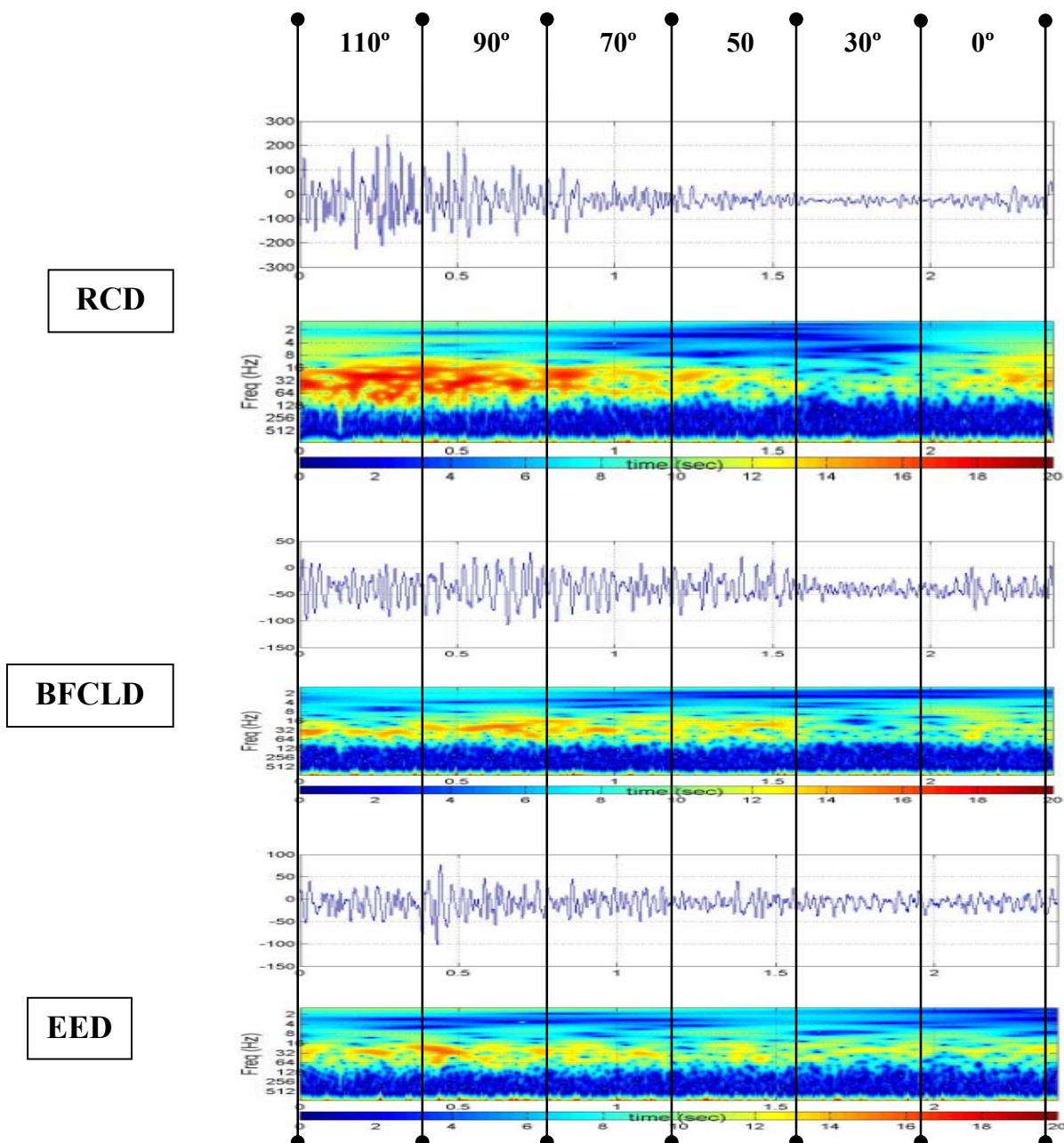
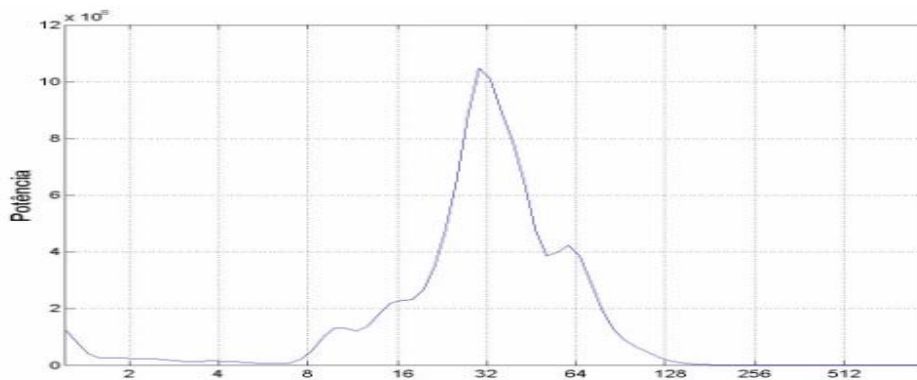


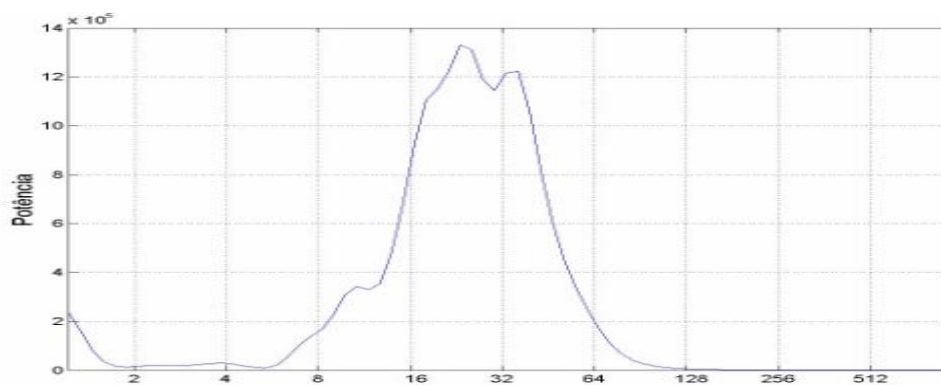
Figura 33: Representação da atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha, do lado direito apresentados através da transformada de Wavelet.

O GWS do músculo RCD direito(fig.34), demonstra intensidade média de frequência entre 8 128 hertz, menor em comparação ao mesmo músculo do lado esquerdo (fig.32). Em relação ao BFCLD e o EEE estes apresentam frequência média semelhante ao do lado esquerdo, entre 8 e 128 hertz.

### **Reto da coxa direito**



### **Bíceps femoral cabeça longa direito**



### **Eretor da espinha direito**

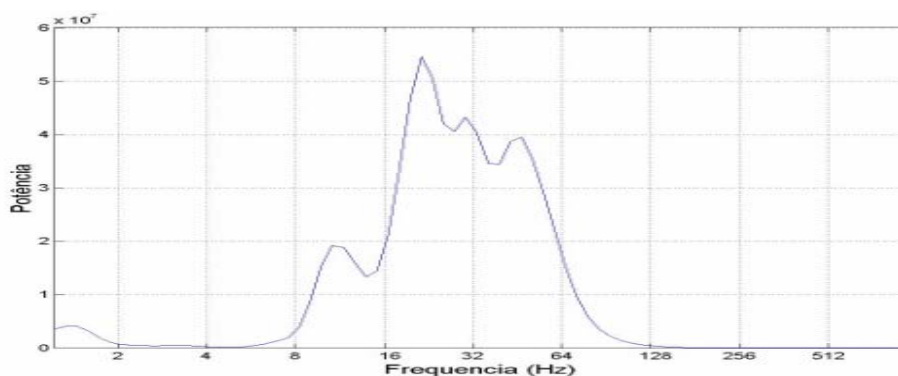


Figura 34: Representação GWS dos músculos reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretor da espinha do lado direito na fase excêntrica.

## 6. Discussão

### 6.1 Flexão de Joelhos a 90° (fase excêntrica)

Os resultados obtidos na fase excêntrica do exercício agachamento com flexão de joelho a 90°, figuras: 19, 20, 21 e 22, demonstraram que o músculo reto da coxa tanto esquerdo como direito apresentou maior atividade eletromiográfica em relação aos outros músculos testados. Este músculo é responsável pela extensão do joelho e pode ser até três vezes mais forte que seu antagonista, devido ao seu envolvimento em acelerar negativamente a perna e contrair-se continuamente contra a gravidade (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Uma das ações importantes deste músculo é contrair e desacelerar excêntrica a flexão dos joelhos. No agachamento esta desaceleração é fundamental para o controle do movimento, pois este ocorre a favor da força de gravidade que atua sobre o corpo, a barra e as anilhas (pesos), e por este motivo podemos observar representado na transformada de Wavelet um aumento do potencial de ação deste músculo representado pela cor vermelho escuro (figuras: 19 e 21).

Todas as voluntárias apresentaram maior atividade elétrica do lado esquerdo. Este é um resultado bastante interessante, pois todas as voluntárias eram destros (lado direito dominante). Este fato pode ser observado graças ao uso da transformada de Wavelet, que demonstra claramente uma mobilização maior de fibras musculares do lado esquerdo. (figura: 19).

Uma hipótese para justificar esta ação maior do lado que não é dominante, poderia ser pelo fato que como o lado dominante costuma ser o mais solicitado durante as atividades esportivas e cotidianas, o que sinalizaria no sentido de que o mesmo teria uma tendência de ser mais forte, e em um movimento como o agachamento que se realiza simultaneamente com as duas pernas, este necessitaria mobilizar uma quantidade menor de



unidades motoras para realizar o movimento, o que não ocorre com o lado esquerdo. Como este é mais fraco, ocorre uma mobilização maior de unidades motoras para compensar esta diferença de força e o movimento é realizado em harmonia.

O músculo bíceps femoral apresentou nesta mesma fase uma atividade elétrica significativa, tendo uma mobilização de fibras maior nos últimos ângulos de flexão (figuras: 19 e 21). Este também é um músculo biarticular que atua na articulação do joelho e do quadril. Na fase excêntrica deste movimento ele não atua como flexor do joelho, porque neste caso ele estaria acelerando o movimento e nesta fase ocorre a desaceleração. No agachamento o braço de momento do quadril é maior em relação à ação deste músculo e por este motivo o mesmo atua como extensor do quadril, sendo que este músculo está realizando uma contração excêntrica (fig.35).

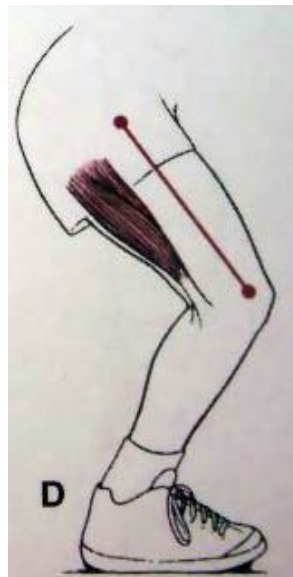


Figura 35: Demonstra que o braço de momento é maior na articulação do quadril (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Observando os resultados do sinal de EMG do músculo eretor da espinha (figuras: 19 e 21) podemos concluir que o mesmo possui uma ação intensa durante todo o movimento. Este fato pode ser observado no início da flexão do joelho onde ocorreu um aumento da ação muscular o que indica que mais unidades motoras foram ativadas. Sabemos que este músculo é responsável pela extensão do tronco e no caso do agachamento o mesmo desempenha um papel fundamental na manutenção da postura pois,



como a barra com os pesos fica apoiada sobre as costas do executante, obriga esta musculatura a realizar um esforço muito grande para controlar e manter a coluna em extensão. Na flexão dos joelhos o EE, realiza uma contração quase que totalmente isométrica principalmente no final do movimento onde o registro eletromiográfico se apresenta maior.

## **6.2 Flexão de Joelhos a 90° (fase concêntrica)**

O retorno à posição inicial do agachamento(fase concêntrica) partindo de 90° de flexão de joelhos consiste em uma tarefa complexa. Neste momento o executante esta lutando para vencer a sobrecarga colocada sobre os ombros e mais a ação da força de gravidade além do peso do próprio corpo.

Nesta fase os resultados demonstraram que todos os músculos testados apresentaram um recrutamento muito grande de fibras (figuras: 23, 24, 25, 26). Da mesma forma como ocorreu na fase excêntrica o reto da coxa foi o mais ativos. Este músculo contribui primariamente com a extensão de joelho devido à posição articular do quadril. Essa posição resulta na força do RC agindo próximo da articulação do quadril, limitando assim a ação do mesmo e sua efetividade na produção de flexão de quadril. Em outras palavras o braço de momento torna o RC mais eficiente como extensor de joelhos do que flexor de quadril (fig. 36).



Figura 36: Demonstra o braço de momento do reto da coxa no quadril na posição de agachamento (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Podemos observar na transformada de Wavelet, que este músculo apresenta uma grande intensidade no sinal eletromiográfico em quase toda fase concêntrica (figuras:23 e 25), ou seja na extensão de joelho. O recrutamento maior de fibras ocorreu entre 90° e 30° de extensão dos joelhos.

Também foi possível observar que todas as voluntárias apresentaram maior atividade eletromiográfica no RCE, em relação ao RCD (figuras:23 e 25), como ocorreu na fase excêntrica do movimento. Demonstra mais uma vez que a coxa não dominante necessita de um recrutamento maior de fibras musculares para realizar o movimento de forma equilibrada sem comprometer a execução do mesmo.

O BFCL, apresentou um recrutamento de fibras bastante intenso, sendo que entre 30° e 0° observamos um aumento na atividade eletromiográfica (figuras:23 e 25). Neste momento a articulação do quadril esta em uma posição favorável a produção de força deste músculo que atua com muita intensidade como extensor do quadril. Diferente do que ocorreu com o RC, este músculo não apresentou diferença significativa entre lado direito e esquerdo.

A transformada de Wavelet demonstrou que o eretor da espinha teve uma atividade eletromiográfica intensa durante todo movimento (figuras:23 e 25). Nesta fase a ação deste músculo é fundamental para a eficiência do movimento. A coluna deve permanecer ereta e para que isso ocorra há necessidade de uma contração isométrica em quase todo movimento. Com isso o sinal de EMG apresenta um padrão estável até o final da execução. Comparando o lado esquerdo com o direito deste músculo não foram observadas diferenças que indiquem um desequilíbrio de força entre eles. Como este músculo é responsável pela postura, sua contração é geralmente simultânea o que faz com que haja um equilíbrio de força entre eles.

### **6.3 Flexão de Joelhos a 130° (fase excêntrica)**

Nesta fase do movimento observamos que durante todo percurso ocorreu um recrutamento muito grande de fibras do músculo RC, o que aconteceu de forma semelhante na mesma fase do exercício com flexão a 90°. Como neste caso a profundidade é maior, a dificuldade em desacelerar o movimento que está a favor da força de gravidade é uma tarefa bastante complexa. O comportamento do músculo RC pode ser observado nas figuras 27 e 29 dos resultados, que ilustram na cor vermelho escuro o aumento da intensidade na contração destes músculos.

Comparando o RCE com o RCD (figuras: 27, 29), constatamos que nesta fase também foi registrada uma atividade eletromiográfica maior do lado esquerdo em relação ao direito para todas as voluntárias. Este comportamento tem se confirmado durante todo experimento. Indicando mais uma vez que para uma execução equilibrada o músculo não dominante tem que mobilizar um número maior de unidades motoras.

Realizando uma comparação do músculo RC nos ângulos de 90° e 130° de flexão de joelhos nesta fase (figuras: 19, 21, 27, 29), podemos constatar que em 130° o recrutamento de fibras é maior e mais intenso que em 90°, sendo que isso seria um forte

indicativo que o agachamento profundo pode ser mais eficiente para o desenvolvimento desta musculatura.

O músculo BFCL, apresentou uma atividade eletromiográfica menor em relação ao que foi registrado na mesma fase com flexão a 90° (figuras: 19, 27). Como este músculo atua neste exercício como um extensor do quadril, quanto maior a flexão do joelho menor será sua atividade, mesmo trabalhando para desacelerar o movimento sua posição é desfavorável o que implica em uma mobilização menor de fibras.

O comportamento do músculo EE (figuras: 19, 27), nesta fase foi semelhante ao observado no ângulo de 90° de flexão dos joelhos. Não foram observadas diferenças significativas entre o lado esquerdo e direito deste músculo. Observamos ainda que no ângulo de 130° a atividade eletromiográfica foi menor que no ângulo 90° o que demonstra que mesmo em agachamentos mais profundos não ocorre uma solicitação maior desta musculatura.

#### **6.4 Flexão de Joelhos a 130° (fase concêntrica)**

O retorno à posição inicial partindo de 130° de flexão de joelhos é uma tarefa que requer habilidade e muita força muscular. Observando os resultados obtidos através da transformada de Wavelet (figuras: 31, 32, 33, 34), constatamos que todos os músculos apresentaram maior atividade nesta fase, sendo que como o que aconteceu em todas as fases deste experimento o músculo RC foi o que teve a maior atividade eletromiográfica ou seja foi o mais ativo durante todas as fases. Na comparação entre o lado direito e esquerdo, ficou consolidado que o lado esquerdo foi o mais ativo em todas as fases o que dá sustentação à hipótese levantada neste experimento de que o lado não dominante tem que fazer um esforço maior, e para isso tem que recrutar um número maior de unidades motoras para realizar o exercício agachamento de forma equilibrada.

Com relação ao músculo BFCL, este apresentou um recrutamento menor de fibras do que foi observado na flexão de joelhos a 90° (figuras: 23, 25, 31, 33) Como a atividade

deste músculo e mais intensa nos últimos ângulos de extensão de joelho o mesmo só aumentou sua atividade acima dos 90° , o que justifica o fato deste ser mais ativo em ângulos menores de agachamento. Não foram observadas diferenças significativas entre: o lado direito e esquerdo deste músculo nesta fase.

Constatamos que o músculo EE teve uma atividade eletromiográfica maior entre os ângulos de 130° e 70° (figuras: 31 e 33). Comparando a mesma fase do movimento com flexão a 90°, a mobilização de fibras foi menor no ângulo de 130° (figuras: 23, 25,31, 33). Isto pode ter ocorrido porque em agachamentos mais profundos a coluna permanece em uma posição mais ereta o que provocaria uma mobilização menor de fibras musculares deste músculo.

## 7. Conclusão

Com este estudo foi possível concluir que o exercício agachamento com flexão de joelhos a 90° e 130°, apresentaram atividade eletromiográfica significativa para os músculos: reto da coxa, bíceps femoral cabeça longa e eretores da espinha, tanto na fase concêntrica como na fase excêntrica. A maior atividade foi registrada na fase concêntrica do movimento para os dois ângulos de flexão de joelho sendo que o músculo reto da coxa foi o mais ativo. Todas as voluntárias apresentaram maior atividade para o músculo reto da coxa esquerdo em todas as situações, o que pode indicar que houve um maior recrutamento de unidades motoras deste músculo que no caso deste experimento não é o dominante. Apesar da predominância destra, a necessidade de compensação para se manter o equilíbrio, gera uma atividade muscular no lado esquerdo consideravelmente maior, isso pode ser observado nas figuras: 19, 23, 27 e 31.

Comparando os dois ângulos de flexão dos joelhos concluímos que a maior mobilização de fibras musculares do músculo RC, ocorreu no ângulo de 130° (fig.27). Em relação músculo BFCL a maior atividade foi registrada foi no ângulo de 90° (fig.23). O mesmo ocorreu com o EE que apresentou maior atividade em 90° de flexão de joelho.

O uso da transformada de Wavelet aplicada no processamento de sinais eletromiográficos, demonstrou ser uma ferramenta muito eficiente para este estudo. Com ela foi possível observar as diferenças entre o lado esquerdo e direito, o que seria muito difícil de observar com outras ferramentas estatísticas tendo em vista que as frequências possuem um máximo semelhante. Porém, a dispersão das frequências do lado esquerdo e consideravelmente maior quando é feita a análise por cores e através do GWS.

### Referências Bibliográficas

AMADIO, A.C.; VECCHIA, E.D.; FERNANDES, E.; SACCO, I.C.N.; SERRAO, J.C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M.; MOURA, N.A.; COSTA, P.H.L.; ARAÚJO, R.C. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP, 1996. p 162.

AMORIM, C.F.; FREITAS, T.H.; CAMPOS, A.C. VILLAVERDE, A.B.; PACHECO, M.T.; ZANGARO, R.A.; KELENCZ, C.A. Estudo da força de reação no solo através da plataforma de força sub-aquática e eletomiografia de superfície durante movimento de agachamento. **Revista Terapia Manual**. Londrina(Pr) , v 3, n.13, p 523-526.2005.

ASHKENAZY Y.; LEWKOWICS M.; LEVITAN J.; MOELGAARD H. P.E.; THOMSEN B.; SAERMARK K. **Discrimination of the Healthy and Sick Cardiac Autonomic Nervous System by a New Wavelet Analysis of Heartbeat Intervals**, maio de 2002.

BARBAR, J. S.; MANZAN, W. A. ; KANAAN, E. E. O Uso de Wavelets no Reconhecimento de Padrão em ECG. In: CONTECSI. CONGRESSO INTERNACIONAL DE GESTÃO DE TECNOLOGIA E SISTEMAS DE INFORMAÇÃO, 1.,2004, São Paulo.**Anais...** São Paulo: 2004.

BOMPA, T.O.; CORNACCHIA, L.J. **Treinamento de força consciente**. São Paulo. Phorte, 2000. p 19-20.

CHANDLER TJ, WILSON GD, STONE MH The effect of the squat exercise on knee stability. **Med Sci Sports Exerc** v.21, n.3, p. 299-303, Jun;1989.

CRAM, J.R.; KASMAN, G.S.; HOLTZ, J. **Introduction to surface electromyography**. Maryland: Aspen Publishers, 1998. p 408.

DELAGI, E. F. et al. **Anatomic guide for the eletromyographer the Limbs** **springfield**: Charles C. Thomas Publisher, pag. 170-1, 180-1, 1981.

EARL, J.E.; SCHMITZ, R.J.; ARNOLD, B.L. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. **Journal of electromyography and kinesiology**. v. 11, p. 381-386.2001.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S.W.; WILK, K.E.; ANDREWS, J.R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med Sci Sports Exerc** v.30, n.4, p.556-569, Apr.1998.

ESCAMILLA, R.F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Med Sci Sports Exerc** v.33, n.1, p.127-141, Jan.2001.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. Artmed: Porto Alegre,1999. p.26,209-219. 1999.

GEIRINGER, S.R. **Anatomic localization for needle electromyography**. Philadelphia: Hanley & Belfus, 1993. p 147.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases bimecanicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999. p 212-213.



ISEAR, J.A.; ERICKSON, J.C.; WORRELL, T.W. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. **Med Sci Sports Exerc.** v.29, n.4,p. 532-539. Apr. 1997.

JOHANSON, M.E. Laboratório de marcha: estrutura e coleta de dados. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. **Marcha humana**. Sao Paulo: Premier, 1998. p 213-239.

JOHNSON, E.W.; PEASE, W.S.; **Practical electromyography**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1997. p 398.

KARLSSON, B.J.S.; GERDLE, B.; AKAY, M. Analysing surface myoelectric signals recording during isokinetic contractions using wavelets. **IEEE Eng Med Biol Mag** v.20 , p.97-105, 2001.

KELENCZ, C.A.; GONÇALVES, M. Agachamento: Efeito do uso do cinto pélvico na atividade eletromiográfica. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA , 9. 2001. Gramado (RS). **Anais...** v.2, p. 85-88, 2001.

KLEIN, K.K. The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee. **JAPMR** v.15,n.1, p.6-11, 1961.

LANDER, J. E.; HUNDLEY, J. R.; SIMONTON, R. L. The effectiveness of weight-belts during multiple repetitions of the squat exercise. **Med. Sci. Sports. Exerc.**, v.24, n.5,p. 603-609. 1992.

LANDER, J. E.; SIMONTON, R. L.; GIANCOBBE, J. K. The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. **Med Sci Sports Exerc**; v.22, n.1, p. 117-126.1990.

LORENZ, T.; CAMPELLO, M. Biomecanica do músculo esquelético. In: NORDIM, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecanica básica do sistema músculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. p 127-147.

LOEB, G.E.; GANS, C. **Electromyography for experimentalists**. Chicago: The University of Chicago Press, 1986. p 373.

MACLEAN, C.L.; TAUNTON, J.E.; CLEMENT, D.B.; REGAN, W.D.; STANISH, W.D. Eccentric kinetic chain exercise as a conservative means of functionally rehabilitating chronic isolated insufficiency of the posterior cruciate ligament. **Clin J Sport Med.**, v.9, n.3, p.142-150. Jul. 1990.

MARKOLF, K.L.; BARGAR, W.L.; SHOEMAKER, S.C.; AMSTURZ, H.C. The role of joint load in knee stability. **J Bone Joint Surg.**, v.63, p.570-585, 1981.

MEYERS, E.J. Effect of selected exercise variables on ligament stability o the Knee Res Q. **Med Sci Sports Exerc.**, v. 49, p. 411-422 1971.

MORAES, J.C.T.B. Instrumentação para análise da biodinâmica do movimento humano. In: AMADIO, A.C.; BARBANTI, V.J. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações iterdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000. p 21-29.

MORE, R.C.; KARRAS, B.; NEIMAN, R.; FRITSCHY, D.; WOO, S.; DANIEL, D. Hamstrings-an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. **Am J Sports Med** ., v.21, n.2, p.231-237, Mar-Apr. 1993.

NEITZEL, J.A., & DAVIES, G.J. The Benefits and Controversy of the Parallel Squat in Strength Training and Rehabilitation. **Strength and Conditioning Journal**. v. 22, n.3, p. 30-37.2000.

NISSEL, R.; EKHOLM, J. Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. **Scand J Sports Sci**, v. 8, n.2, p.63-70.1986.

PANARIELLO, R.A.; BACKUS, S.I.; PARKER, J.W. The effect of the squat exercise on anterior-posterior knee translation in professional football players. **Am J Sports Med.**,v.22, n.6,p.768-73 Nov.-Dec. 1994.

RACE, A.; AMIS, A.A. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. **J Biomech**. v. 27, p.13-24, 1994.

RASCH, P..J. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1989.

SHOEMAKER, S.C.; MARKOLF, K.L. Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees: an in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. **J Bone Joint Surg** ., v.67, p.136-146, 1985.

SILVA, A. V. ; EYNG J. **Wavelets e Wavelets Packets**. Seminário de VisãoComputacional - CPGCC, 2000. Disponível em: <http://www.inf.ufsc.br/~visao/2000/Wavelets/#2>. Acesso em: 05 out 2005.

SODERBERG, G.L.; COOK, T.M. Electromyography in biomechanics. **Physical Therapy**, p 1813-1820.2001.

SUTHERLAND, D.H. **The evolution of clinical gait analysis part 1: kinesiology EMG.** Gait and Posture. n.14. p 61-70 , 2001.

THOMPSON, C.W.; FLOYD, R.T. **Manual de cinésioologia estrutural.** São Paulo: Manole, 1997. p 166-167.

TORRENCE C.; COMPO G.P. **A Practical Guide to Wavelet Analysis.** Disponível em [http://www.ices.ucs.edu/gem/Torrence\\_and\\_Compo\\_1998\\_wavelet\\_guide.pdf](http://www.ices.ucs.edu/gem/Torrence_and_Compo_1998_wavelet_guide.pdf) Acesso em 05 out. 2005.

YACK, H.J.; COLLINS, C.E.; WHIELDON, T.J. Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. **Am J Sports Med.** v.21, n.1, p.49-51, Jan-Feb;.1993.

ZATSIORSKY, V. M. **Ciência e prática do treinamento de força.** São Paulo, Phorte. 1999. p 246-250.

ZHENG, N.; FLEISIG, G.S.; ESCAMILLA, R.F.; BARRENTINE, S.W. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. **Journal of Biomechanics** , v.31, p. 963-967.1998.

WEINECK. J. **Anatomia aplicada ao esporte.** São Paulo. Manole , 1990

WITVROUW, E., LYSSENS, R.; BELLEMAN, S.J.; PEERS, K.; VANDERSTRAETEN,

G. Open Versus Closed Kinetic Chain Exercises for Patellofemoral Pain. A Prospective Randomized Study **American Journal of sports and Medicine** ,v 28, n. 5, September/October 2000.

WRIGHT, G.A.; DELONG, T. H.; GEHLSSEN, G. Eletromyographi Activity of the Hamstrings During Performance of the Leg Curl, Stiff-leg Deadlift, and Squat Movements. **Journal of Strenght and Conditioning Research**, v.13, n.2, p. 178 – 174.1999.

WINTER, D. A.**Biomechanics of human movement**. Ottawa: Wiley e Sons Incorporate, 1991. p 237.

**Anexo A****Termo de Consentimento****I- Dados de Identificação dos Sujeitos:**

- 1- Nome:
- 2- Sexo: ( ) M ( ) F
- 3- Lado dominante ( ) direito ( ) esquerdo
- 4- Data de nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_
- 5- Endereço:
- 6- Bairro:

**II- Dados Sobre a Pesquisa:**

**1-Título: Análise Eletromiográfica do Exercício Agachamento, nos Ângulos de 90° e 130° de Flexão dos Joelhos Utilizando a Transformada de Wevelet**

- 2- Pesquisador: Carlos Alberto Kelencz.
- 3- Avaliação do risco da pesquisa: Risco mínimo.
- 4- Duração da pesquisa: 2 meses.

**III- Registro de Explicações do Pesquisador ao Voluntário:**

Estas informações estão sendo fornecidas para a sua participação voluntária no estudo, que visa verificar a eletromiograficamente, o músculo reto da coxa, bíceps da coxa (cabeça longa), glúteo máximo e eretores da espinha em duas situações: agachar até 90 graus dos joelhos e agachar até 130 graus dos joelhos,

durante a execução do exercício agachamento com sobrecarga. Este estudo será realizado em 1 hora e 30 minutos, onde o voluntário deverá estar em traje de banho abaixo da cintura (maio ou sunga). Para esta análise serão colocados eletrodos de superfície nos músculos determinados acima, havendo necessidade será realizada a tricotomia de algumas regiões. Será realizada limpeza com álcool no local onde os eletrodos serão fixados. Não existe possibilidade do voluntário sentir dor, já que este método não é invasivo.

**IV- Esclarecimentos dados pelo Pesquisador Sobre as Garantias dos Sujeitos da Pesquisa:**

- 1- Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável pela pesquisa para esclarecimentos de eventuais dúvidas.
  
- 2-. É garantida a liberdade de retirada de consentimento a qualquer momento, e deixar de participar do estudo sem qualquer prejuízo.
  
- 3- Não haverá despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo. Também não haverá compensações financeiras relacionadas a sua participação.
  
- 4- Todos os dados pessoais serão mantidos em sigilo, sua privacidade será assegurada.

**V- Informação do Nome, Telefone e e-mail do Responsável pela Pesquisa**

Carlos Alberto Kelencz F. 92114849 e-mail: carlosunisa@ig.com.br

**VI- Consentimento Pós-Esclarecimento**

Declaro que após convencimento esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consistindo em participar do presente estudo.

**São Paulo, de de 2005.**

\_\_\_\_\_  
**Assinatura do sujeito da pesquisa**

\_\_\_\_\_  
**Assinatura do pesquisador**



**Anexo B**

## COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP

### DECLARAÇÃO

Declaro que o Protocolo n.º L130/2005/CEP, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Márcio Magini, **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa, teve o título do protocolo alterado para "*Análise eletromiográfica do exercício agachamento, nos ângulos de de 90o e 130o de flexão dos joelhos utilizando a transformada de Wavelet*", conforme correspondência encaminhada a este CEP nesta data.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação, em novembro de 2006.

São José dos Campos, 20 de janeiro de 2006



---

**PROF. DR. LANDULFO SILVEIRA JUNIOR**  
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Univap