

CAIO FERRAZ CRUZ

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS  
BÍCEPS FEMORAL (PORÇÃO LONGA),  
SEMITENDINOSO, SEMIMEMBRANOSO E  
GASTROCNÊMIO NO CICLISMO: *COMPARAÇÃO ENTRE  
PEDAL DE ENCAIXE E PEDAL DE PRESILHA***

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

1998

CAIO FERRAZ CRUZ



**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS  
BÍCEPS FEMORAL (PORÇÃO LONGA),  
SEMITENDINOSO, SEMIMEMBRANOSO E  
GASTROCNÊMIO NO CICLISMO: *COMPARAÇÃO ENTRE  
PEDAL DE ENCAIXE E PEDAL DE PRESILHA***

Monografia de graduação apresentada à  
Faculdade de Educação Física da Universidade  
Estadual de Campinas para obtenção do grau  
de Bacharel em Treinamento em Esportes

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Antonia Dalla Pria Bankoff  
Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura - Faculdade de  
Educação Física - Unicamp

Trabalho realizado com apoio da FAPESP: bolsa de Iniciação Científica (processo 97/11641-2) e Auxílio à  
Pesquisa (processo 97/11642-9).

CAMPINAS

1998

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

A banca examinadora aprova a monografia “Estudo Eletromiográfico Dos Músculos Bíceps Femoral (Porção Longa), Semitendinoso, Semimembranoso E Gastrocnêmio No Ciclismo: Comparação Entre Pedal De Encaixe E Pedal De Presilha”, de Caio Ferraz Cruz, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Treinamento em Esportes.

Campinas, 23 de novembro de 1998.

Banca examinadora:

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Antonia Dalla Pria Bankoff (orientadora)

---

Prof. Ms. Antonio Carlos de Moraes

---

Prof. Dr. Miguel de Arruda

**Para meus pais, Eneida e Fernando.**

## AGRADEÇO A

Profª. Drª. Antonia Dalla Pria Bankoff, pela oportunidade de iniciar-me na pesquisa científica e de merecer sua orientação;

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP – pela bolsa de Iniciação Científica e pelo apoio para a realização do projeto;

Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura;

Profª. Drª. Sônia Cavalcanti Corrêa;

Prof. Ms. Antonio Carlos de Moraes;

Carlos Aparecido Zamai,

Ademir Schmidt

e todo o pessoal do Laboratório;

Prof. Dr. Luiz Barco;

Fernando Ferreira do Couto;

Tomás Marcelo Vega;

Carlo Curvelano Freire;

triatletas do 8º Troféu Brasil de Triathlon;

Prof. Roberto Landwehr;

Profª. Drª. Valéria Helena Canion Quitete;

Prof. Dr. Humberto Santo Neto;

Prof. Dr. Tetsuo Takaishi;

Profª. Drª. Helena Maria Carvalho Ferraz;

Eliane de Oliveira Ferreira;

Cláudia dos Santos Simões;

colegas, professores e funcionários da FEF;

e todo mundo que me incentivou e colaborou para a realização deste trabalho.

“Antes de existir computador existia tevê,  
antes de existir tevê existia luz elétrica,  
antes de existir luz elétrica existia  
bicicleta...”

*Arnaldo Antunes*

*cantor e compositor*

## SUMÁRIO

RESUMO	VI
TEXTO	1
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	3
2.1. Considerações anátomo-cinesiológicas	3
2.2. Fisiologia neuro-muscular	5
2.3. Eletromiografia	7
2.4. Eletromiografia no ciclismo	12
3. METODOLOGIA	17
3.1. Sujeitos	17
3.2. Material	17
3.3. Procedimentos para aquisição de dados	19
4. RESULTADOS	23
4.1. Medidas em peças anatômicas através de cadáver	23
4.2. Levantamento sobre preferência por tipos de pedais	26
4.3. Testes de laboratório em bicicleta	29
5. DISCUSSÃO	32
5.1. Dos eletromiogramas	32
5.2. Dos gráficos de RMS	38
6. CONCLUSÃO	40
ANEXOS	42
BIBLIOGRAFIA	66

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar se existe diferença na resposta eletromiográfica dos músculos bíceps femoral (porção longa), semitendinoso, semimembranoso e gastrocnêmio, na utilização de pedal de encaixe e pedal de presilha, principalmente na fase ascendente da pedalada. Foi aplicado um questionário aos triatletas do 8º Troféu Brasil de Triathlon (Santos – SP) para determinar a preferência pelo tipo de pedal. Os resultados do questionário mostraram que 5,4% dos atletas utilizam pedal de presilha e 94,6% utilizam pedal de encaixe, sendo a principal razão disto maior firmeza (28,6%). A possibilidade de utilização de força na fase ascendente foi declarada por 8,6% dos triatletas. Nos testes de laboratório, um ciclista e três triatletas (idade:  $21,75 \pm 2,50$  anos; experiência de ciclismo:  $5,00 \pm 2,45$  anos; frequência de pedalada preferida:  $83,75 \pm 7,5$  rpm) pedalarão suas próprias bicicletas sobre um rolo estacionário. Foram fixados eletrodos de superfície no membro inferior direito, sobre os ventres dos músculos estudados. Para determinar a posição dos eletrodos, fizeram-se anteriormente medidas em peça anatômica, relacionando o comprimento de coxa e perna com a localização dos ventres musculares. Os sujeitos adotaram suas posturas habituais sobre a bicicleta e pedalarão numa frequência de 100 rpm, marcada por ciclocomputador. O sinal eletromiográfico foi captado durante 6 s com cada tipo de pedal. Utilizou-se filtro com faixa de frequência de 10 a 600 Hz e ganho de 2000. Os resultados mostraram que em dois músculos (semitendinoso e semimembranoso), a atividade com pedal de encaixe foi menor para todos os sujeitos. Bíceps femoral (porção longa) e gastrocnêmio lateral apresentaram atividade com pedal de encaixe menor para três dos quatro sujeitos. Gastrocnêmio medial apresentou atividade menor com pedal de presilha para três dos quatro sujeitos. A aparente “vantagem” eletromiográfica do pedal de encaixe pode ser uma das razões da preferência dos triatletas por este tipo de pedal.

**PALAVRAS-CHAVES:** eletromiografia; ciclismo; pedal; músculos: bíceps femoral (porção longa), semitendinoso, semimembranoso, gastrocnêmio.

## 1. INTRODUÇÃO

Desde minha iniciação no triatlo (natação, ciclismo e corrida), antes mesmo de meu ingresso no curso de Educação Física da Unicamp, tenho notado que muitos atletas e até alguns técnicos consideram algumas técnicas desportivas e equipamentos como “os melhores”, porque “meu técnico disse que é bom” ou “fulano ganhou tal competição usando aquele equipamento”. Das três modalidades que compõem o triatlo, é o ciclismo a que exige a maior utilização de materiais, a começar pela própria bicicleta. Aí surgem questões como: qual o tamanho ideal do quadro; qual o diâmetro ideal das rodas; altura do selim; frequência de pedalada. Algumas respostas empíricas baseadas em imitações prestigiosas não satisfaziam minha necessidade de informações objetivas e experimentais. Uma das questões que mais me intrigava era a utilização do pedal de encaixe (ou *clipless*) e a sapatilha apropriada.

O ciclismo, como toda modalidade cíclica, caracteriza-se por um deslocamento que deve ser efetuado no menor intervalo de tempo. “Para o ciclista, a medida prática do trabalho é o tempo gasto para ir do começo ao fim.”(Burke, 1986). Isso significa que a velocidade média deve ser a maior possível. É interessante que a velocidade seja constante, evitando gastos energéticos adicionais com acelerações. Para manter a velocidade constante é necessário que a força resultante seja constante, ou seja, a força propulsora aplicada aos pedais deve girar o eixo central com velocidade angular constante. O sistema de transmissão (coroas, corrente e catraca) fará a roda girar com velocidade angular constante, conferindo uma velocidade constante de deslocamento à bicicleta.

Para conseguir o “giro ideal”, o “pedalar redondo” como dizem os ciclistas, os músculos envolvidos nesse movimento de membros inferiores devem atuar da maneira mais eficiente, contraindo-se e relaxando-se no melhor

momento. Vários meios são utilizados com a intenção de otimizar essas ações musculares: posicionamento do ciclista na bicicleta; tamanho e comprimento do quadro; altura do selim; treinamento mental\*; equipamentos como pedais, etc. Este último item teve uma grande evolução qualitativa na última década, com o advento de um tipo de pedal que se encaixa num taco preso à sola da sapatilha, conhecido como pedal de encaixe ou *clipless*. Anteriormente, a sapatilha era “amarrada” ao pedal através de uma presilha com fivela. O novo pedal deixou a sapatilha mais firme e a resposta à força propulsora mais imediata, pois a “folga” entre pedal e sapatilha é mínima. Segundo o senso comum entre os ciclistas, o pedal de encaixe permitiria utilização de força também na fase ascendente do ciclo de pedalada, o que garantiria um “giro” mais eficiente. Experimentos com pedais tradicionais de presilha mostram que essas forças ascendentes apenas anulam a força da gravidade e raramente a resultante dessas forças tem sentido para cima (Burke, 1986).

Após cursar as disciplinas Cinesiologia e Biomecânica, ministradas pela Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Antonia Dalla Pria Bankoff, percebi que a eletromiografia pode ser um instrumento muito útil para a análise da ação muscular. “A Eletromiografia tem sido um efetivo e aprimorado método para se estudar a ação muscular, podendo determinar com objetividade os diferentes potenciais de ação dos músculos empenhados em movimentos específicos” (Bankoff, 1982). Decidi, então, empregá-la no estudo daquele problema dos pedais, analisando a musculatura mais atuante no movimento ascendente do pedal. Este estudo poderá contribuir para a escolha do melhor pedal, para a utilização mais eficiente do pedal escolhido e até para (talvez) orientar os fabricantes de pedais.

---

\* treinamento mental: Samulski (1995, p.18) entende treinamento mental como “a imaginação da forma planejada, repetida e consciente das habilidades motoras e técnicas esportivas”. Segundo Singer (1977, p. 53-54), “as funções cognitivas e motoras estão bastante interrelacionadas. Um exemplo vem da evidência neurofisiológica que aponta o fato de que quando uma pessoa pensa sobre um ato ou movimento de alguma parte do corpo, ocorre um aumento nos registros eletromiográficos correspondentes a sua localização”.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

“Se você rouba idéias de um autor, é plágio.

Se você rouba de muitos autores, é pesquisa.”

*Wilson Mizner (1876-1933)*

*dramaturgo americano*

### 2.1. Considerações anátomo-cinesiológicas

Os músculos que estudamos situam-se na parte posterior do membro inferior. Três deles são os ísquio-poplíteos, que formam a grande massa posterior da coxa, chamada jarrete. O quarto músculo é o gastrocnêmio, principal massa posterior da perna – panturrilha. A seguir, descrevemos suas características quanto a origem, inserção, forma, estrutura e ação, segundo Rasch, Burke (1977), e quanto a inervação, segundo Dangelo, Fattini, (1984):

a) **Bíceps femoral:** a porção longa origina-se na faceta medial da tuberosidade isquiática; a porção curta origina-se no lábio lateral da linha áspera do fêmur. As duas porções se unem num tendão comum, que se insere no côndilo lateral da tibia e na cabeça da fíbula. O tendão de origem é longo e plano, formando um septo entre o bíceps e o semitendinoso; o tendão inferior se estende na parte média da coxa. É um músculo fusiforme, cujas fibras são curtas e descem obliquamente desde o tendão superior e o fêmur para se unir ao tendão inferior. A porção longa é motora primária da extensão do quadril e acessória da rotação externa do quadril. Ambas as porções agem no joelho, como motoras primárias da flexão e da rotação externa. A porção longa é inervada pelo componente tibial do nervo isquiático e a porção curta é inervada pelo componente fibular do nervo isquiático.

b) **Semitendinoso:** é um músculo unipenado. Origina-se na faceta medial da tuberosidade do ísquio, através de um tendão comum com o bíceps femoral.

Inserese na parte superior da superfície medial da tíbia (junto com o sartório). O tendão de inserção é longo, alcançando metade da coxa. O ventre do músculo está situado na metade superior da coxa. As fibras são curtas e descem em diagonal. É motor primário da extensão do quadril e contribui na rotação interna do quadril. É motor primário da flexão e da rotação interna do joelho. É innervado pelo componente tibial do nervo isquiático.

c) Semimembranoso: é um músculo unipenado; seu tendão de origem é membranoso. Origina-se na faceta lateral da tuberosidade isquiática. Inserese na face medial posterior do côndilo medial da tíbia. Sua estrutura é semelhante à do semitendinoso, mas com o tendão superior mais longo e o inferior mais curto, de maneira que a massa muscular está situada mais abaixo. Assim, esses dois músculos constituem uma massa cilíndrica. Como o ventre de um está em contato com a parte tendinosa do outro, a ação de um não interfere na do outro. É motor primário da extensão do quadril e contribui na rotação interna do quadril. É motor primário da flexão e da rotação interna do joelho. É innervado pelo componente tibial do nervo isquiático.

d) Gastrocnêmio: origina-se através de dois tendões que partem das faces posteriores dos côndilos femorais, formando duas porções (lateral e medial). Inserese na superfície posterior do calcâneo, através de um tendão comum com o músculo sóleo. Os tendões superiores são planos; o tendão inferior (tendão de Aquiles) é muito grande e seu corte transversal assemelha-se à letra T, com a barra vertical entre as porções lateral e medial do músculo e com a barra transversal na sua superfície posterior. Suas fibras vão diagonalmente para baixo. É motor primário da flexão plantar; contribui na flexão do joelho estabilizando o fêmur sobre a tíbia. É innervado pelo nervo tibial.

## **2.2. Fisiologia neuro-muscular**

Para compreender a eletromiografia é necessário saber onde, como e porque surge o sinal elétrico captado pelos eletrodos. Esse sinal nada mais é que a despolarização da membrana da célula muscular (também conhecida como fibra muscular) ou a somação das despolarizações das membranas de várias fibras musculares (Basmajian, De Luca, 1985).

Dos três tipos de músculos que compõem o corpo humano (esquelético, cardíaco e liso), estudamos em nossa pesquisa os músculos esqueléticos, que são os responsáveis diretos pelo movimento. Suas proteínas contráteis se encurtam e alongam, tensionando os tendões, que tracionam os ossos nos pontos de origem e inserção, causando o movimento de determinado segmento corporal.

Cada músculo está envolto por uma bainha de tecido conjuntivo, denominada epimísio, contínua com os tendões. Um músculo contém vários feixes de fibras, envoltos pelo perimísio, formando os fascículos. Cada fascículo é formado por muitas fibras, que possuem sua própria bainha de tecido conjuntivo, o endomísio. (Schauf, Moffett, Moffett, 1993).

Um músculo pode conter de algumas centenas a vários milhares de fibras, que se estendem por todo o comprimento do músculo. O diâmetro de uma fibra varia de 10 a 100 micrômetros ( $\mu\text{m}$ ) e o comprimento de alguns milímetros a 30 cm. O conjunto constituído por um neurônio motor e todas as fibras por ele inervadas formam uma unidade motora, que é a menor unidade muscular controlável, podendo variar de 3 a 2000 fibras (Basmajian, De Luca, 1985). Músculos que realizam movimentos finos, como os interósseos e os lumbricais, têm poucas fibras por unidade motora e músculos que realizam movimentos grosseiros têm muitas fibras por unidade motora. Feinstein et al., em 1955, (apud Basmajian, De Luca, 1985) relatam 2000 fibras por unidade motora na porção medial do gastrocnêmio, enquanto Machado (1993) relata até 1700 fibras por unidade motora no gastrocnêmio.

Uma fibra pode encurtar-se até cerca de 57% de seu comprimento em repouso (Haines, 1932, 1934; apud Basmajian, De Luca, 1985), enquanto que um músculo como um todo pode ter um encurtamento de cerca de 30% (Acierno, Baratta, Solomonow, 1995). Isso é possível graças às unidades contráteis, os sarcômeros, que se alinham lado a lado ao longo das miofibrilas, apresentando estriações e linhas que se repetem. Os sarcômeros são formados por filamentos de proteínas contráteis: actina (filamentos finos) e miosina (filamentos grossos), que deslizam uns sobre os outros. Para ocorrer essa interação são necessárias ligações físicas geradoras de força, as pontes cruzadas. Em corte transversal, essas pontes cruzadas estão a 60 graus uma da outra nos filamentos grossos e a 180 graus uma da outra nos filamentos finos, de maneira que cada miosina interage com seis actinas e cada actina interage com três miosinas num arranjo hexagonal (Schauf, Moffett, Moffett, 1993).

Os filamentos finos contêm, além da actina, duas proteínas de função regulatória: tropomiosina e troponina. A troponina possui um local para fixação de cálcio ( $Ca^{++}$ ) que, quando presente, altera a conformação da molécula de troponina, que desloca a tropomiosina e expõe os locais de fixação da miosina na actina.

Segundo Schauf, Moffett, Moffett (1993), a seqüência de eventos que ocorrem para excitação e contração de uma fibra muscular pode ser descrita em algumas etapas:

- pelo axônio do neurônio motor  $\alpha$  propaga-se o potencial de ação (impulso elétrico) com velocidade de 50 a 90 m/s, chegando a todas suas ramificações;
- na junção neuro-muscular, a terminação do axônio (pré-sináptica) libera neurotransmissor acetil-colina na fenda sináptica por exocitose das vesículas;

- despolarização da membrana pós-sináptica (fibra muscular) e disseminação nos túbulos transversos (túbulos T), que são invaginações da membrana plasmática (sarcolema), para permitir que a despolarização chegue rapidamente ao interior da célula;
- comunicação da despolarização às cisternas terminais do retículo sarcoplasmático;
- abertura de canais de  $\text{Ca}^{++}$ , elevando a concentração citoplasmática de  $10^{-7}$  para  $10^{-5}$  M;
- fixação de  $\text{Ca}^{++}$  à troponina;
- deslocamento de tropomiosina, expondo locais de fixação da miosina na actina;
- ciclo das pontes cruzadas: movimento de força da contração muscular, enquanto  $\text{Ca}^{++}$  e ATP estão presentes;
- captação de  $\text{Ca}^{++}$  pelo retículo sarcoplasmático, fazendo com que os locais de fixação da miosina sejam cobertos pela tropomiosina.

O que interessa mais especificamente à eletromiografia é a propagação da despolarização, que ocorre em ambas direções ao longo da fibra com velocidade que varia de 3 a 6 m/s (Basmajian, De Luca, 1985). Buchthal et al., em 1955, (apud Winter, 1990) relatam velocidade de propagação de cerca de 4 m/s. A despolarização gera um campo eletromagnético na vizinhança da fibra e um eletrodo localizado nesse campo detecta o potencial ou a voltagem (em relação à terra).

### **2.3. Eletromiografia (EMG)**

“Eletromiografia é o estudo da função muscular através da detecção do sinal elétrico que os músculos emanam.” (Basmajian, De Luca, 1985).

O movimento humano sempre foi motivo de curiosidade e, sendo os músculos os agentes desse movimento, seu estudo vem desde eras remotas. Mas

foi a partir do Renascimento e da passagem do pensamento filosófico ao pensamento científico que se desenvolveu mais rapidamente esse estudo. Desde Leonardo da Vinci, passando por Galvani, Volta, Du-Bois-Reymond (considerado o primeiro a fazer uma eletromiografia humana), até os dias de hoje, com modernos aparelhos e técnicas, muita história aconteceu, e Basmajian, De Luca (1985) contam-na mais detalhadamente.

A técnica atual consiste em captar o potencial de ação de um músculo através de eletrodos. O sinal elétrico é amplificado e registrado graficamente.

De fundamental importância é o conceito de impedância. Impedância ( $Z$ ) é uma grandeza vetorial e uma característica que toda forma de matéria apresenta de impedir em maior ou menor grau a passagem de corrente elétrica. Ela é proporcional à resistência ( $R$ ). Em EMG é interessante que se tenha uma baixa impedância da pele, dos eletrodos, dos cabos, para que o sinal elétrico chegue com maior fidelidade ao amplificador e ao registrador. A diminuição da impedância da pele é conseguida com o tratamento adequado - tricotomia (raspagem dos pêlos), abrasão e fricção para remover a camada de pele morta. (Basmajian, De Luca, 1985)

Quanto aos eletrodos, há três tipos, segundo Basmajian, De Luca (1985):

- de superfície - pequeno disco metálico, como para eletroencefalografia. É aplicado sobre a pele que recobre o músculo, com pasta condutora (eletrólito) e fixo no local com fita adesiva. Pode ser usado após pouco treino e com razoável sucesso; causa pouco desconforto. Não detecta músculos profundos ou pequenos. Usado para estudos cinesiológicos, neurofisiológicos e psicofisiológicos de músculos superficiais. É o tipo utilizado em nossa pesquisa;

- de agulha - consiste de um ou mais fios isolados na cânula da agulha, com a ponta exposta. Sua pequena área de captação permite a detecção de potencial de ação de unidades motoras individuais. É de difícil aplicação e causa desconforto ao sujeito, sendo usado para estudar características do potencial de

ação da unidade motora (MUAP) ou propriedades de controle da unidade motora. É considerado o tipo mais usual por Machado (1993);

- de fio (arame) - inserido com uma agulha, que depois é retirada, deixando o fio no interior do músculo. Sua utilização é dificultada, uma vez que qualquer movimento tende a deslocar o fio da região desejada. É usado em estudos cinesiológicos e neurofisiológicos de músculos profundos.

Há dois tipos principais de configurações de eletrodos (Basmajian, De Luca, 1985):

- monopolar – é um eletrodo com uma superfície de detecção. O potencial nesse ponto é detectado em relação a um eletrodo “referência”. Desvantagem: detecta sinais indesejáveis, que não são do músculo em questão;

- bipolar – duas superfícies de detecção. Detecta dois potenciais no músculo de interesse em relação a um eletrodo “referência”. Serve como filtro passa-banda, cuja faixa de frequência é função do espaçamento entre as superfícies de detecção. Quanto menor a distância inter-eletrodos e menor a superfície de detecção, maior a seletividade.

Como a amplitude do sinal captado é muito pequena (da ordem de mV), é necessário um amplificador para tornar este sinal visível. No caso da configuração bipolar, um amplificador diferencial amplia a diferença entre os potenciais detectados, eliminando o “modo comum”, ou seja, o ruído gerado por fontes externas, como linhas de força, dispositivos elétricos, sinais de rádio e TV, inclusive equipamentos empregados para detecção e gravação do sinal. A eletricidade estática na superfície de um sujeito pode danificar os eletrodos e os amplificadores. Roupas sintéticas e baixa umidade do ar aumentam a eletricidade estática.

O amplificador diferencial funciona da seguinte maneira: cada eletrodo capta um sinal ( $m_1$  e  $m_2$ ) e um ruído ou modo comum ( $n$ ), que é o mesmo para cada eletrodo; calcula-se a diferença entre os eletrodos e multiplica-se por um

ganho (G), que é a razão entre a voltagem de saída e a voltagem de entrada e pode variar de 100 a 10 mil. Assim, o ruído é eliminado.

$$\begin{aligned}\text{Sinal amplificado} &= G[(m_1+n)-(m_2+n)] \\ &= G[m_1+n-m_2-n] \\ &= G[m_1-m_2]\end{aligned}$$

(Basmajian, De Luca, 1985)

O sinal eletromiográfico tem amplitude máxima de 5 mV pico a pico, isto é, do ponto mais baixo ao ponto mais alto da onda. “A amplitude do potencial gerado em cada unidade motora é proporcional ao número de fibras musculares que ela contém.” (Machado, 1993).

Todo equipamento de captação e amplificação deve ser aterrado para evitar possíveis interferências elétricas. No indivíduo, um fio terra deve ser colocado em local eletricamente neutro. Esse local é próximo a uma articulação que, por possuir uma cápsula articular de tecido conjuntivo, funciona como isolante elétrico.

**Músculos e tecidos adjacentes comportam-se como filtro dependente da distância entre a fibra ativa e a superfície de detecção do eletrodo.** Quanto maior a distância fibra-eletrodo, menor é a amplitude do sinal. A seletividade do eletrodo depende da área da superfície de detecção e da distância entre duas superfícies de detecção (caso da configuração bipolar). Quanto maior a seletividade, menor a área de captação. Eletrodos de superfície não são considerados seletivos. Eles captam tanta atividade quanto possível de um músculo, podendo captar sinais de outros músculos. Essa interferência é chamada de *cross-talk*. (Basmajian, De Luca, 1985)

Toda onda eletromagnética tem uma frequência, que é o número de ciclos por unidade de tempo. O sinal de EMG tem uma faixa de frequência que vai de 10 a 1000 Hz para eletrodos de superfície e de 20 a 2000 Hz para eletrodos de agulha (Winter, 1990). Os eletromiógrafos possuem filtros que selecionam a faixa

de frequência que se deseja utilizar. Acierno, Baratta, Solomonow (1995) recomendam que se use filtro com faixa 10 a 500 Hz para eletrodos de superfície e 10 a 1000 Hz para eletrodos de agulha ou arame. Basmajian, De Luca (1985) recomendam faixa 20-500 Hz para eletrodos de superfície e 20-1000 Hz para eletrodos de agulha ou arame. Existe também um filtro *notch*, que corta a frequência de 60 Hz da rede elétrica. Tecidos são filtros passa-baixa, pois cortam as altas frequências. A interface eletrodo-eletrólito é um filtro passa-alta, pois corta as baixas frequências. O amplificador é um filtro passa-banda, pois seleciona a faixa.

Para análise do sinal no domínio do tempo utilizam-se alguns procedimentos (Basmajian, De Luca, 1985; Winter, 1990):

- inspeção visual do eletromiograma, examinando mudanças na atividade do músculo com o tempo. É um método comum, embora frequentemente mal empregado. Este tipo de análise requer muita experiência e pode causar confusão (Acierno, Baratta, Solomonow, 1995).

- **retificação**: reproduz somente deflexões positivas do sinal, eliminando valores negativos (meia-onda) ou invertendo valores negativos (onda inteira). Esta última é preferida, pois retém toda a energia do sinal.

- **suavização**: elimina altas frequências (filtro passa-baixa), dando uma forma mais suave ao gráfico.

- **média ou MAV (valor absoluto médio)**: média da amplitude do sinal em relação a um intervalo de tempo.

- **integração**: área sob a curva retificada.

- **RMS: *root mean square* (raiz do quadrado da média)**. Não requer retificação e não é afetado pela superposição dos potenciais de ação das unidades motoras (MUAP's). Pode ser obtido pela seguinte equação (Basmajian, De Luca, 1985):

$$RMS [m(t)] = \sqrt{\frac{1}{T} \int_i^{i+T} m^2(t) dt}$$

A análise do sinal também pode ser feita no domínio da frequência, determinando-se o espectro de densidade de energia através de “transformação rápida de Fourier”. Três parâmetros importantes são fornecidos: a mediana, a média e a faixa de frequência (Acierno, Baratta, Solomonow, 1995; Basmajian, De Luca, 1985).

#### **2.4. Eletromiografia no ciclismo**

O ciclismo parece ser uma atividade propícia para investigações eletromiográficas, já que o movimento de pedalada utiliza os grandes grupos musculares do membro inferior, que são facilmente detectáveis na anatomia de superfície. A coleta de dados também é facilitada pela utilização de cicloergômetros. Porém, os cicloergômetros não permitem a simulação de condições reais, pois os atletas adotam posturas diferentes daquelas adotadas em suas próprias bicicletas. Este problema pode ser parcialmente solucionado utilizando-se rolos de treinamento estacionário, sobre os quais a própria bicicleta do atleta é fixada, assim como fez Carmo (1993) em sua pesquisa sobre posição de triatletas no ciclismo. A especificidade do movimento ainda é comprometida por fatores como resistência do ar e oscilação lateral da bicicleta, causada pela aplicação de força nos pedais alternadamente e pela necessidade do ciclista manter o equilíbrio. Isto talvez possa causar variações eletromiográficas que não serão consideradas neste estudo.

O ciclo que o pedal descreve em torno do eixo central da bicicleta pode ser dividido em duas fases: fase descendente - começa quando o pedal está o mais distante do solo (pedivela a  $0^\circ$ ) e termina quando o pedal está o mais próximo do solo (pedivela a  $180^\circ$ ); fase ascendente - corresponde à outra metade da circunferência, de  $180^\circ$  até  $0^\circ$ .

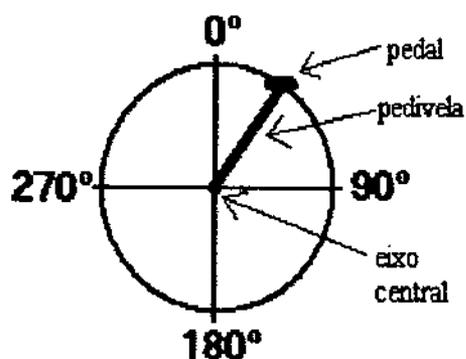


Figura 2.1: vista lateral do pedal direito, com indicação da circunferência descrita por este durante o ciclo de pedalada.

Dados de vários autores diferem quanto à faixa angular onde cada músculo é mais ativo na pedalada. Para os músculos ísquio-poplíteos, Faria, Cavanagh (1978) detectaram atividade entre  $45^\circ$  e  $200^\circ$ . Isso pode demonstrar duas coisas: que sua ação principal no movimento de pedalada é a extensão do quadril e não a flexão do joelho, ou que estes músculos se contraem como antagonistas dos extensores do joelho. Houtz, Fischer (1959) (apud Basmajian, De Luca, 1985) mostram que os ísquio-poplíteos como um todo têm atividade moderada no final da extensão e início da flexão da perna. Gregor, Green, Garhammer (1982) e Nabinger, Zaro (1997) concordam que o semimembranoso é ativo no final da fase descendente e no começo da fase ascendente, mas discordam sobre o bíceps femoral: os primeiros constataram sua atividade no final da fase ascendente enquanto os outros constataram atividade de  $90^\circ$  a  $220^\circ$ . Os resultados de Carmo (1993) para o bíceps femoral são semelhantes aos de Gregor, Green, Garhammer (1982), pois mostram que este músculo aumenta sua atividade elétrica no final do ciclo de pedalada e começo do ciclo seguinte, aproximadamente de  $270^\circ$  a  $45^\circ$ , com aumento da carga (relação de marcha) a 72 rpm.

José Leonel, Furlani (1984) (apud Francischetti, 1990), analisaram os músculos bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso durante a flexão da perna ao pedalar uma bicicleta ergométrica. Detectaram que o semitendinoso e o semimembranoso são mais ativos com o pé em eversão e o bíceps femoral é mais ativo com o pé em inversão. Mostraram também que numa atividade com carga

de 100 Watts o potencial elétrico desses músculos é maior que numa atividade sem carga.

Para o gastrocnêmio os dados existentes são menos discrepantes. Faria, Cavanagh (1978), Gregor, Green, Garhammer (1982) e Nabinger, Zaro (1997) concordam quanto sua ação no começo da fase ascendente (até aproximadamente 260°). É justamente quando ocorre a flexão do joelho e a flexão plantar, movimentos onde atua o gastrocnêmio. Houtz, Fischer (1959) (apud Basmajian, De Luca, 1985) mostram que o gastrocnêmio (porção medial) têm atividade moderada no final da extensão e início da flexão da perna, apenas começando sua atividade logo após o início da atividade dos ísquio-poplíteos e terminando um pouco antes do término da atividade destes. De Marco (1990) verificou que o gastrocnêmio apresenta atividade de 90° a 270° do ciclo de pedalada em bicicleta ergométrica, sendo sua maior atividade aos 180°, quando o membro inferior atinge sua máxima extensão.

Segundo Goto, Toyoshima, Hoshikawa (1975), a atividade elétrica do gastrocnêmio, ao pedalar cicloergômetro com pedivela de 16cm e carga fixa de 3kg, aumenta linearmente com o aumento da freqüência de pedalada. Por outro lado, mantendo-se a freqüência de pedalada, a atividade elétrica aumenta linearmente com o aumento da carga. Mesmo que se diminua a carga com o aumento da freqüência de pedalada, mas mantendo-se a força equivalente, a atividade elétrica do gastrocnêmio aumenta linearmente com o aumento da freqüência de pedalada, para três tamanhos de pedivela: 8cm, 16cm e 24cm, sendo que a atividade elétrica é maior a 100 rpm com pedivela de 24cm.

Goto, Toyoshima, Hoshikawa (1975) também investigaram outros três músculos durante a pedalada: glúteo máximo, vasto lateral e tibial anterior e concluíram que todos aumentam sua atividade elétrica quando se aumenta a freqüência de pedalada e se mantém a carga ou quando se aumenta a carga e se mantém a freqüência de pedalada.

Takaishi et al. (1998) estudaram a diferença da frequência de pedalada entre ciclistas e não-ciclistas, relacionando-a com EMG. Constataram que os músculos vasto lateral e vasto medial aumentam pouco sua atividade elétrica com o aumento da frequência de pedalada para os ciclistas e aumentam linearmente sua atividade nos não-ciclistas. Por outro lado, o músculo bíceps femoral (objeto de nosso estudo) aumenta muito sua atividade com o aumento da frequência de pedalada nos ciclistas e aumenta pouco nos não-ciclistas, tendo seu valor mais baixo em 75 rotações por minuto (rpm). Ericson et al. (apud Takaishi et al., 1998) relatam que, na flexão do joelho em ciclistas, o sinal EMG dos flexores do joelho tem um pequeno pico durante a fase ascendente. Os resultados de Takaishi et al. (1998) mostrando a sobreposição dos sinais EMG retificados do vasto lateral e do bíceps femoral indicam que um levantamento do pedal é realizado para aliviar a carga necessária para empurrar para baixo o outro pedal, ou seja, o bíceps femoral age na fase ascendente para aliviar o estresse do vasto lateral em altas frequências. Porém, não está claro se essa técnica de pedalar é geralmente adquirida e empregada por ciclistas bem treinados.

Outras pesquisas auxiliaram na definição da frequência de pedalada de nosso estudo. Alguns pesquisadores examinaram a inter-relação entre a função muscular, tamanho do segmento e força aplicada no pedal. Hull et al. (1988) (apud Denadai, 1996) estudaram as funções de estresse muscular e Redfield, Hull (1986) (apud Denadai, 1996) estudaram o momento muscular. Concluíram que essas funções são otimizadas quando a frequência de pedalada está entre 95 e 105 rpm. Estes dados nos permitem definir a frequência de pedalada de nosso estudo, que é de 100 rpm, coincidindo ainda com a frequência preferida de ciclistas de alto nível.

Eletrodos de superfície são mais freqüentemente utilizados no ciclismo. O melhor local para sua colocação não está bem definido. Basmajian, De Luca (1985) sugerem como posição preferencial a região entre o centro da zona de

inervação e o tendão distal, e como distância inter-eletrodos 1 cm, por ser compatível com arquitetura anatômica da maioria dos músculos. Glass et al. (1998) fixaram eletrodos bipolares na porção proximal do ventre muscular, com distância de 2,5 cm entre eles. Viitasalo et al. (1985) (apud Glass et al., 1998) utilizaram 2,0 cm como distância inter-eletrodos. Seburn et al. (1992) (apud Glass et al., 1998) utilizaram 4,0 cm, assim como Takaishi et al. (1998). O fio terra foi colocado por Glass et al. (1998) na patela, enquanto Takaishi et al. (1998) preferiram a espinha ilíaca ântero-superior.

Para o cálculo do IEMG (eletromiograma integrado), Glass et al. (1998) tomaram a média de 6 ou 7 rotações do pedal durante 5 s a 90 rpm, e Takaishi et al. (1998) usaram um período de 20 s.

### 3. METODOLOGIA

#### 3.1. Sujeitos

- Trinta e sete triatletas responderam um questionário sobre preferência por tipos de pedais.

- Um ciclista e três triatletas do sexo masculino (idade:  $21,75 \pm 2,50$  anos; experiência de ciclismo:  $5,00 \pm 2,45$  anos; frequência de pedalada preferida:  $83,75 \pm 7,5$  rpm) realizaram testes de laboratório para captação do sinal eletromiográfico. Estes quatro sujeitos utilizam regularmente pedal de encaixe em seus treinos e competições.

#### 3.2. Material

- questionário para levantamento sobre preferência de triatletas por tipos de pedais (ANEXO 1)
- protocolo para dados dos sujeitos dos testes de eletromiografia (ANEXO 2)
- bicicletas próprias dos atletas, tipo *speed* ou de estrada
- rolo de treinamento estacionário Mag Cycle \*
- um par de pedais de encaixe Exus Clip-in E-1 (compatível com Look) \* (figura 3.1)
- um par de pedais de presilha HK \* (figura 3.2)
- sapatilhas de ciclismo próprias dos atletas
- tênis próprios dos atletas
- ciclocomputador com conta-giros Cateye Astrale \*
- eletromiógrafo Lynx com seis canais e programa AqDados, com ganho, filtros e frequência de amostragem ajustáveis. \*\* (figura 3.3)
- 3 pares de eletrodos de superfície (configuração bipolar)

\* adquiridos com verba da FAPESP, processo nº 1997/11642-9

\*\* adquirido com verba da FAPESP, processo nº 1996/5708-4

- aparelho de barbear
- álcool
- algodão
- gel condutor
- fita adesiva
- máquina fotográfica Canon Prima Mini Date
- filme Kodak 35 mm, ISO 100
- um par de luvas cirúrgicas
- fita métrica de 1,50 m



Figura 3.1: pedal de encaixe Exus Clip-in E-1 (compatível com Look).



Figura 3.2: pedal de presilha HK.

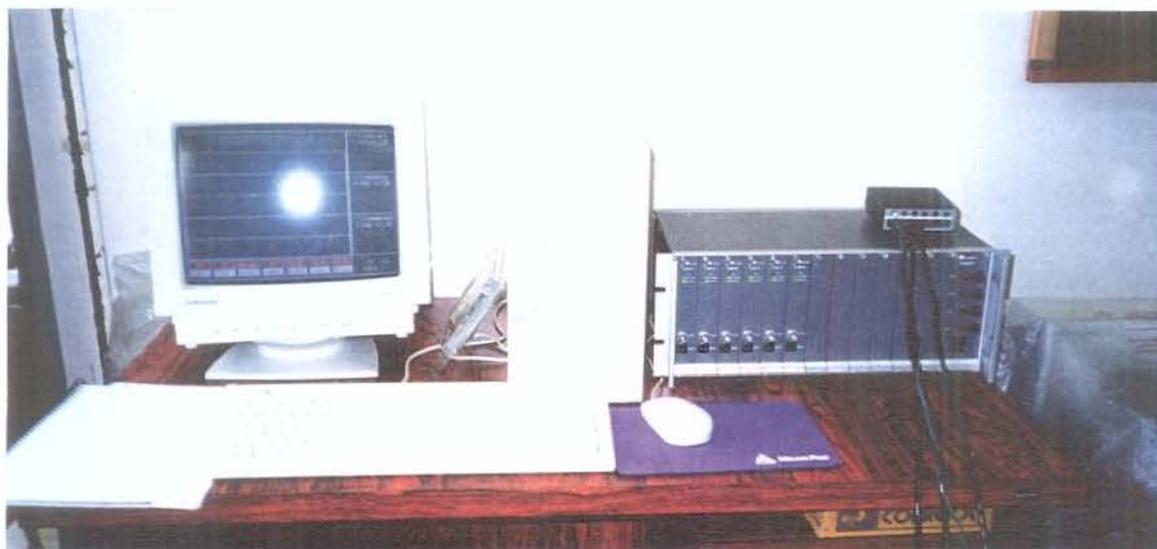


Figura 3.3: eletromiógrafo Lynx com seis canais.

### **3.3. Procedimentos para aquisição de dados**

#### **3.3.1. Medidas em peça anatômica através de cadáver**

Local: Laboratório do Departamento de Anatomia do Instituto de Biologia da Unicamp.

Data: 25/11/97.

Peça: membro inferior direito com hemi-pelve, articulações e músculos preservados.

Para determinar a posição exata dos eletrodos, foram feitas medidas em peças anatômicas, relacionando o comprimento de coxa e perna com a localização dos ventres musculares. Estas proporções foram transferidas para os sujeitos da pesquisa através de regra de três, como propõe Francischetti (1990).

A realização dessas medidas teve a permissão do chefe do departamento de anatomia, Prof. Dr. Humberto Santo Neto.

As medidas foram obtidas com fita métrica e têm precisão de 0,5cm. Após ser medido, cada músculo foi fotografado com marcas indicando origem, inserção e ventre. Também foi fotografado o membro inteiro, com medidas do comprimento de coxa e perna, relativas aos pontos ósseos de referência: trocânter maior, côndilo lateral tibial e maléolo lateral.

#### **3.3.2. Levantamento sobre preferência de triatletas por tipos de pedais**

Foi elaborado um questionário de dez questões (ANEXO 1) para aprofundar o conhecimento do perfil dos triatletas, especialmente a respeito do uso de pedais. Dentre as dez questões do questionário, duas têm principal relevância:

i) a questão sete pergunta que tipo de pedal o atleta usa, dando três opções de resposta: pedal de encaixe (*clipless*), pedal de presilha (firma-pé), e uma terceira opção aberta para o atleta citar algum outro pedal que eventualmente

possa existir ou um outro nome pelo qual se conheça um dos dois pedais anteriores;

ii) a questão oito é qualitativa e pergunta o porquê da utilização daquele determinado pedal.

Este questionário foi aplicado na cidade de Santos - SP, nos dias 21 e 22 de março de 1998, durante a primeira etapa do 8º Troféu Brasil de Triathlon. Os atletas foram abordados no simpósio técnico e na feira de material esportivo que ocorre na véspera da prova e após a prova. Foram respondidos 37 questionários (n=37), numa população de cerca de 500 triatletas.

### 3.3.3. Testes de laboratório em bicicleta

Local: Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura da Faculdade de Educação Física da Unicamp.

Datas das coletas: 18 de junho; 09, 10, 17 e 23 de setembro de 1998.

Antes da realização dos testes, os sujeitos preencheram um formulário com informações sobre seus dados antropométricos e características referentes a sua prática de ciclismo (ANEXO 2). Também assinaram um termo de consentimento formal, concordando em participar da pesquisa (ANEXO 3).

Os atletas pedalarão suas próprias bicicletas sobre rolo de treinamento estacionário, que simula melhor a realidade que cicloergômetros. Foram fixados eletrodos bipolares de superfície, com espaçamento aproximado de 2 cm, na pele do membro inferior direito, sobre os ventres dos músculos bíceps femoral (porção longa), semitendinoso, semimembranoso e gastrocnêmio (porções lateral e medial), de acordo com as proporções obtidas em peça anatômica (tabela 4.2). Para a fixação dos eletrodos, adotamos os seguintes procedimentos: tricotomia da região; assepsia da pele, com algodão embebido em álcool; umidificação dos eletrodos com pasta condutora; fixação dos eletrodos com fita adesiva nos locais

pré-determinados. Um fio terra foi fixado próximo à cabeça da fibula, para evitar possíveis interferências elétricas.

Os sujeitos foram orientados a adotar sua postura habitual sobre a bicicleta e a pedalar na marcha mais leve (menor carga), numa frequência de 100 rpm, que foi marcada pelo ciclocomputador. O sinal eletromiográfico foi captado durante 6 s. Repetiu-se o procedimento para cada tipo de pedal, utilizando sapatilha com pedal de encaixe e tênis com pedal de presilha.

Para captação, amplificação e registro dos sinais EMG foi utilizado o eletromiógrafo Lynx, com filtro passa-banda de 10 a 600 Hz e filtro *notch* de 60 Hz. A frequência de amostragem do sinal foi de 1200 Hz, ou seja, 1200 pontos no gráfico por segundo. O ganho foi de 2000 vezes.



Figura 3.4: exemplo de experimento com pedal de encaixe.



Figura 3.5: exemplo de experimento com pedal de presilha.

## 4. RESULTADOS

### 4.1. Medidas em peças anatômicas através de cadáver

Comprimento dos segmentos com referência aos pontos ósseos (figura 4.1):

- coxa (trocânter maior ao côndilo lateral tibial): 38,5 cm
- perna (côndilo lateral tibial ao maléolo lateral): 34,0 cm

Comprimento dos músculos (da origem à inserção) (tabela 4.1):

músculo	comprimento (cm)	local estimado de colocação do eletrodo (a partir da inserção) (cm)
bíceps femoral (porção longa)	39,5	20,0 (cabeça da fibula)
semitendinoso	39,0	24,0 (côndilo medial tibial)
semimembranoso	38,0	18,0 (côndilo medial tibial)
gastrocnêmio porção lateral	41,5	30,0 (calcâneo)
porção medial	41,5	29,0 (calcâneo)

Tabela 4.1: comprimento dos músculos e local estimado de colocação dos eletrodos.

Locais de colocação dos eletrodos (considerando-se anatomia de superfície) (tabela 4.2):

músculo	localização do eletrodo
bíceps femoral (porção longa)	a partir da fossa poplíteia, 14,0 cm para cima e 2,0 cm em sentido lateral
semitendinoso	a partir da fossa poplíteia, 18,5 cm para cima e 1,0 cm em sentido medial
semimembranoso	a partir da fossa poplíteia, 13,5 cm para cima e 4,0 cm em sentido medial
gastrocnêmio (porção lateral)	a partir do calcâneo, 29,0 cm para cima e

(porção medial)	2,5 cm em sentido lateral a partir do calcâneo, 29,0 cm para cima e 3,0 cm em sentido medial
-----------------	--

Tabela 4.2: locais de colocação dos eletrodos.

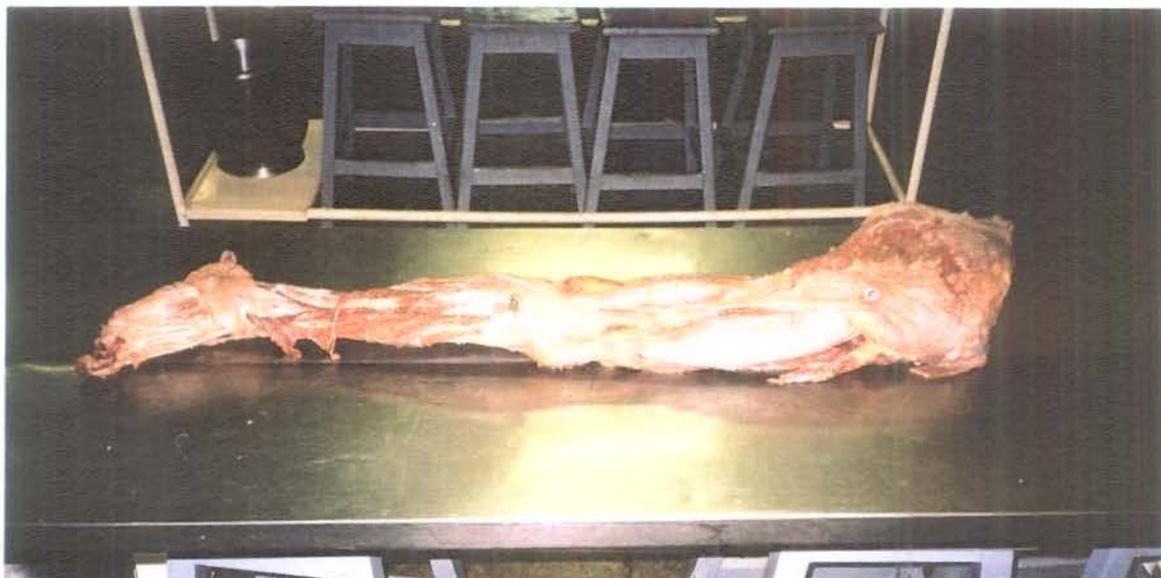


Figura 4.1: pontos de referência anatômica. A: maléolo lateral; B: côndilo lateral tibial; C: trocânter maior.



Figura 4.2: músculo biceps femoral (porção longa). A: origem - faceta medial da tuberosidade isquiática; B: inserção - côndilo lateral da tibia e cabeça da fibula; C: ventre.



Figura 4.3: músculo semitendinoso. A: origem - faceta medial da tuberosidade do isquio, através de um tendão comum com o bíceps femoral; B: inserção - parte superior da superfície medial da tibia, ao longo com o sartório; C: ventre.



Figura 4.4: músculo gastrocnêmio (porções lateral e medial). A: origens - faces posteriores dos côndilos femorais; B: inserção - superfície posterior do calcâneo; C: ventres.



Figura 4.5: vista posterior do membro inferior direito, com indicações no ponto médio (aproximado) dos ventres musculares. A: bíceps femoral (porção longa); B: semitendinoso; C: semimembranoso; D: gastrocnêmio (porção lateral); E: gastrocnêmio (porção medial).

#### **4.2. Levantamento sobre preferência de triatletas por tipos de pedais**

Perguntados sobre o tipo de pedal que usam (questão 7), apenas 2 atletas (5,4%) responderam que usam pedal de presilha, também conhecido como pedaleira ou firma-pé. Os outros atletas (94,6%) usam pedal de encaixe – ou *clipless*. Nota-se, portanto, que a quase totalidade dos triatletas prefere pedal de encaixe.

Os atletas apresentaram vários motivos para a utilização de determinado pedal (questão 8). Os adeptos do pedal de presilha responderam:

- “com pedaleira me sinto melhor mais rápido na transição”
- “primeira experiência no ciclismo”

Dentre os que usam pedal de encaixe, surgiram várias respostas (tabela 4.3):

maior firmeza	28,6%
maior segurança	20,0%
Melhor	14,3%
pedalada mais redonda, podendo empurrar e puxar	8,6%
mais usado	8,6%
mais força	8,6%
melhor desempenho / rendimento	8,6%
fácil de colocar e tirar o pé	5,7%
maior giro	5,7%
mais prático	5,7%

Tabela 4.3: motivos de utilização do pedal de encaixe.

Respostas apresentadas por apenas um atleta:

“porque o material é de boa qualidade e me satisfaz”

“anatomia”

“facilidade”

“permite uma eficiência maior na mecânica do movimento”

“mais comum e mais eficaz”

“um pedal mais forte”

“porque o técnico indicou”

“mais versatilidade”

“mais precisão no impulso”

“controle melhor da bicicleta”

“estabilidade no pé no momento da pedalada”

Constatamos, pois, que o motivo de utilização do pedal de encaixe mais declarado é maior firmeza (28,6%), e a pedalada redonda (puxar e empurrar) responde por apenas 8,6%.

As demais questões fornecem apenas um perfil dos triatletas e não têm importância direta para nosso estudo. Em todo caso, relatamos as respostas obtidas:

- questão 2 – idade:  $27,30 \pm 12,30$  anos

- questão 3 – profissão (tabela 4.4):

estudante	45,95%
professor	8,11%
engenheiro	8,11%
comerciante	5,41%
atleta	5,41%
industrial	2,70%
vendedor	2,70%
corretor de seguros	2,70%
empresário	2,70%
aposentado	2,70%
administrador de empresas	2,70%

programador	2,70%
analista de sistemas	2,70%
bancário	2,70%
despachante aduaneiro	2,70%

Tabela 4.4: profissões dos triatletas.

- questão 4 – nível de escolaridade (tabela 4.5):

1º grau incompleto	0
1º grau completo	2,70%
2º grau incompleto	16,22%
2º grau completo	10,81%
superior incompleto	35,14%
superior completo	35,14%

Tabela 4.5: nível de escolaridade dos triatletas.

- questão 5 – há quanto tempo pratica triatlo ou ciclismo:  $3,58 \pm 3,11$  anos

- questão 6 – treina ciclismo quantas horas por semana:  $8,47 \pm 4,38$  horas

- questão 9 – qual a marca de seu pedal (tabela 4.6):

Look	51,35%
Shimano	18,92%
Campagnolo	10,81%
outros: Velgo, Mavic, Dura-Ace, Moongose, Onza, Miche, SKF	21,62%

Tabela 4.6: marcas de pedais utilizados pelos triatletas.

O pedal que utilizamos em nossa pesquisa (Exus) é compatível com Look, Campagnolo e Moongose, ou seja, é o modelo mais usado (mais de 60%).

- questão 10 - utiliza sapatilha: sim – 97,30%

não – 2,70%

- marca de sapatilha (tabela 4.7):

Sidi	35,14%
Gaerne	21,62%
Shimano	13,51%
Carnac	5,41%
Nike	5,41%
outras: Hornet, Mizuno, Adidas, Lazareti, Specialized, Time, New Balance, Prej	21,62%

Tabela 4.7: marcas de sapatilhas utilizadas pelos triatletas.

#### 4.3. Testes de laboratório em bicicleta

Os resultados da EMG no ciclismo são apresentados de duas formas: eletromiogramas e gráficos de RMS normalizados pela média do sinal. Os eletromiogramas encontram-se no ANEXO 4 e os gráficos de RMS são apresentados a seguir.

Para comparação entre diferentes sujeitos ou músculos, Acierno, Baratta, Solomonow (1995) propõem a normalização da amplitude do sinal eletromiográfico, tratado pelo valor absoluto da média (*Mean Absolute Value – MAV*) ou pela raiz do quadrado da média (*Root Mean Square – RMS*). Porém, os valores de referência (parâmetros) têm variado entre os trabalhos. Os principais métodos de normalização, segundo Acierno, Baratta, Solomonow (1995) e Ervilha, Amadio, Duarte (1997), são os que tomam como referência:

- a) o percentual do sinal EMG da Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI);
- b) o pico do sinal EMG durante atividade dinâmica;
- c) a média do sinal EMG durante atividade dinâmica.

Em sua pesquisa, Ervilha, Amadio, Duarte (1997) concluíram que os melhores métodos são a normalização pela média do sinal e pelo pico do sinal

durante atividade dinâmica, pois são os que apresentam menores coeficientes de variabilidade.

Optamos por tratar o sinal eletromiográfico pela normalização de RMS (*root mean square*) em relação à média, que é tomada como 100%.

É apresentado um gráfico para cada músculo. No eixo das abcissas (x) colocamos os sujeitos e no eixo das ordenadas (y) colocamos o RMS normalizado pela média, cuja sigla é n-RMS. A amplitude do sinal é representada com uma barra para cada tipo de pedal.

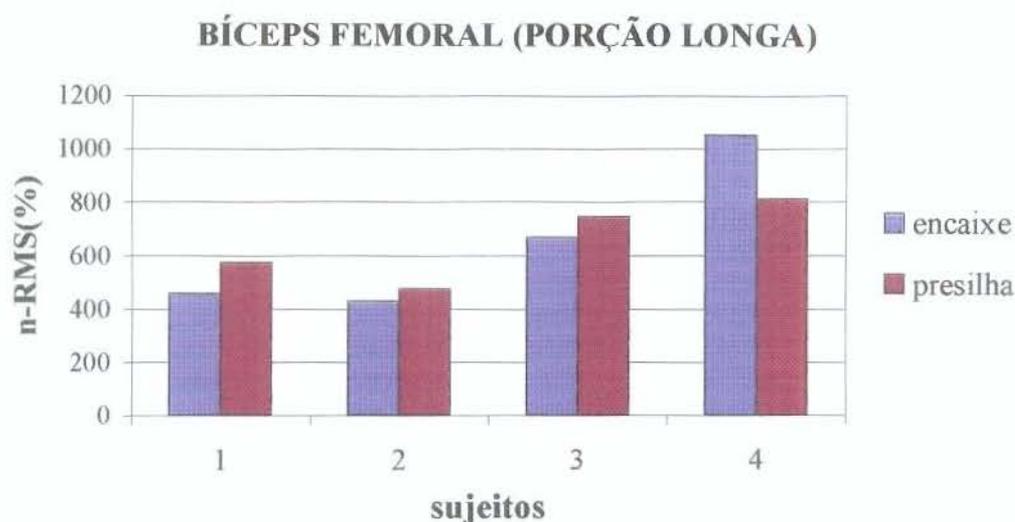


Gráfico 1: amplitude do sinal eletromiográfico normalizado pela média de RMS, de quatro sujeitos, com utilização de pedais de encaixe e de presilha, referente ao músculo bíceps femoral (porção longa).

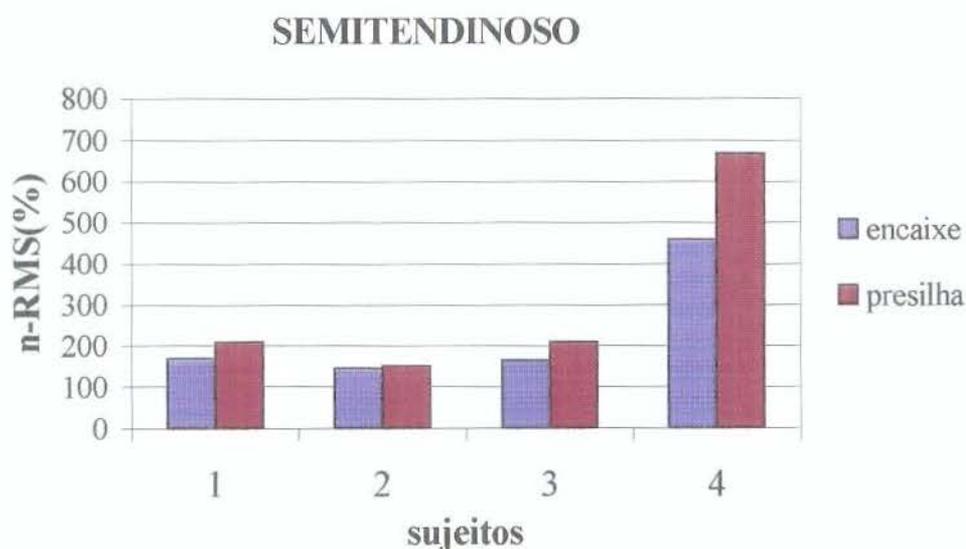


Gráfico 2: amplitude do sinal eletromiográfico normalizado pela média de RMS, de quatro sujeitos, com utilização de pedais de encaixe e de presilha, referente ao músculo semitendinoso.

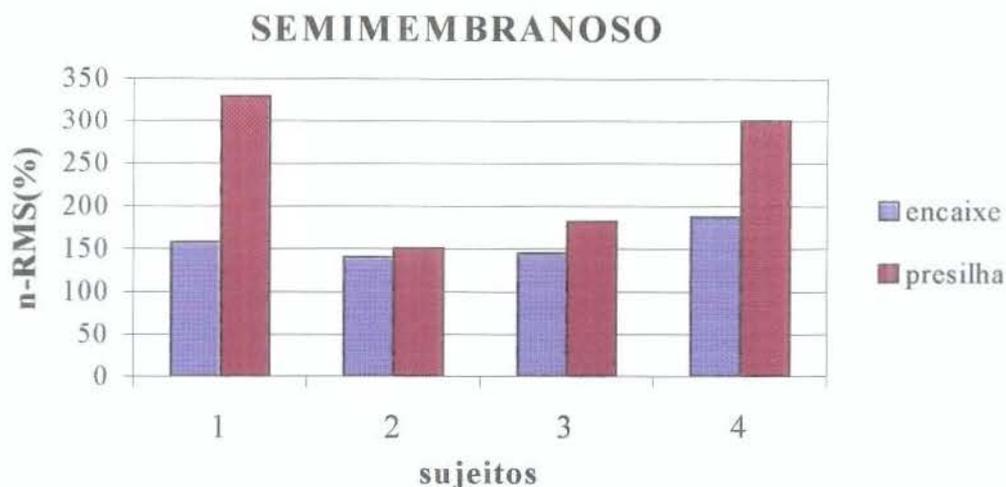


Gráfico 3: amplitude do sinal eletromiográfico normalizado pela média de RMS, de quatro sujeitos, com utilização de pedais de encaixe e de presilha, referente ao músculo semimembranoso.

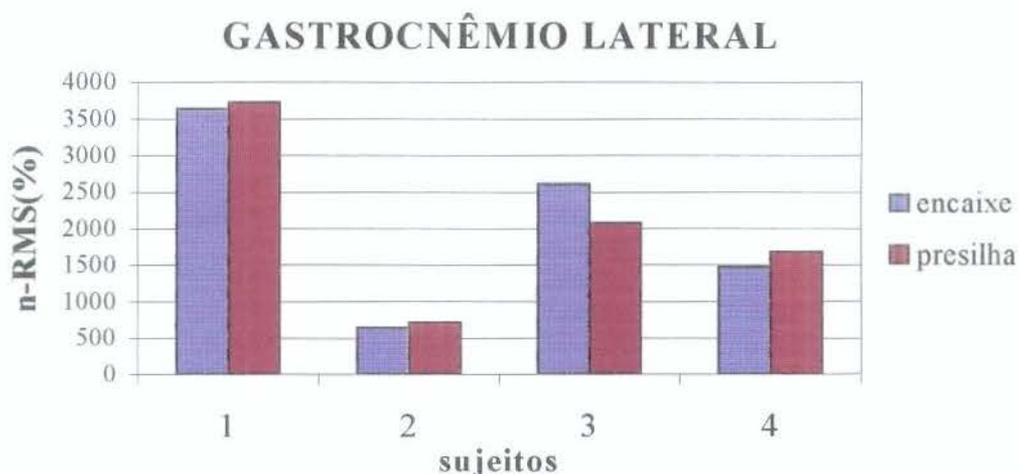


Gráfico 4: amplitude do sinal eletromiográfico normalizado pela média de RMS, de quatro sujeitos, com utilização de pedais de encaixe e de presilha, referente ao músculo gastrocnêmio (porção lateral).

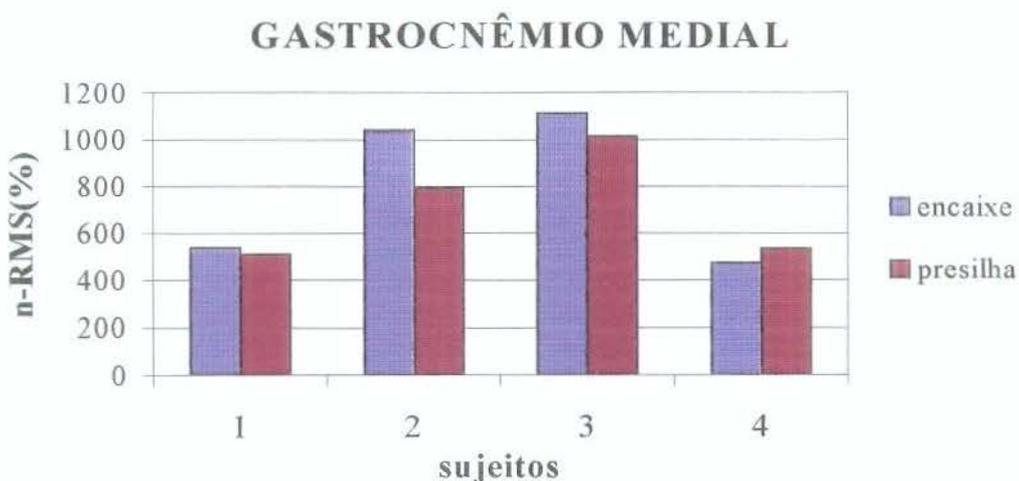


Gráfico 5: amplitude do sinal eletromiográfico normalizado pela média de RMS, de quatro sujeitos, com utilização de pedais de encaixe e de presilha, referente ao músculo gastrocnêmio (porção medial).

## 5. DISCUSSÃO

Os resultados mostram que na maioria das situações obteve-se menor atividade mioelétrica com utilização do pedal de encaixe que com utilização do pedal de presilha. Em dois músculos (semitendinoso e semimembranoso), a atividade com pedal de encaixe foi menor para todos os sujeitos. Outros dois músculos (bíceps femoral porção longa e gastrocnêmio lateral) apresentaram atividade com pedal de encaixe menor para três dos quatro sujeitos. Apenas um músculo (gastrocnêmio medial) apresentou atividade menor com pedal de presilha para a maioria dos casos: três dos quatro sujeitos.

### 5.1. Dos eletromiogramas

Iniciaremos a discussão dos resultados dos testes de EMG no ciclismo pelos eletromiogramas (ANEXO 4), analisando músculo por músculo as diferenças do potencial de ação entre os pedais para cada sujeito.

#### 5.1.1. Bíceps femoral (porção longa)

O sujeito 1 apresentou menor amplitude do potencial utilizando pedal de encaixe, com picos regulares variando de 70 a 100  $\mu\text{V}$  (máximo 107,4  $\mu\text{V}$ ) e ciclos de pedalada bem definidos pela variação da amplitude do sinal. Com pedal de presilha, o potencial foi maior, apresentando picos de 100 a 200  $\mu\text{V}$  (máximo 201,4  $\mu\text{V}$ ) - menos regulares que com pedal de encaixe - e ciclos de pedalada também bem definidos.

O sujeito 2 não apresentou diferenças visíveis entre os dois pedais nos gráficos brutos. Apenas com tratamento dos dados foi possível observar maior atividade com pedal de presilha: picos de 113,5  $\mu\text{V}$  (máximo), -162,4  $\mu\text{V}$  (mínimo) e RMS (*root mean square*) de 25,54, contra picos de 105,0  $\mu\text{V}$

(máximo),  $-112,3 \mu\text{V}$  (mínimo) e RMS de  $22,92$  com pedal de encaixe. A variação da amplitude do sinal mostrou ciclos bem definidos e regulares.

O sujeito 3 apresentou potencial menor com pedal de encaixe que com pedal de presilha, com picos de cada ciclo variando entre  $100$  e  $270 \mu\text{V}$  (máximo  $194,1$  e mínimo  $-273,4$ ). Com pedal de presilha o potencial foi maior, com picos variando entre  $150$  e  $400 \mu\text{V}$ . Os ciclo de pedalada foram bem definidos, mas pouco regulares para os dois pedais.

O sujeito 4 foi o único que apresentou atividade menor com pedal de presilha, com picos de  $200$  a  $300 \mu\text{V}$  e ciclos irregulares. Com pedal de encaixe os picos foram irregulares tanto na amplitude quanto na frequência, variando entre  $200$  e  $400 \mu\text{V}$ . Pode-se notar que os gráficos brutos do sujeito 4 para os músculos isquio-poplíteos merecem especial atenção, pois apresentam uma frequência de picos elevada, dificultando a definição dos ciclos de pedalada. Isso pode significar que a ativação das unidades motoras se dá durante todo o ciclo com mais frequência. Uma hipótese talvez seja o padrão de pedalada declarado pelo sujeito, que procura aplicar força ao pedal durante todo o ciclo. Porém, a relação entre força e EMG não está bem esclarecida. Segundo Araújo, Amadio, Furlani (1993), há estudos que mostram que a amplitude do sinal EMG aumenta na razão da raiz quadrada da força muscular em contrações isométricas. Já para contrações dinâmicas, não se comprovou nenhuma relação entre sinal EMG e força gerada pelo músculo.

### 5.1.2. Semitendinoso

O sujeito 1 apresentou potencial menor com pedal de encaixe, com picos variando de  $100$  a  $250 \mu\text{V}$ . Para o pedal de presilha, cada ciclo de pedalada mostrou dois picos distintos: um grande, variando de  $150$  a  $250 \mu\text{V}$ , e um pequeno, variando de  $50$  a  $100 \mu\text{V}$ . Não é possível saber com precisão em que fase do ciclo ocorreu cada pico, pois não dispúnhamos de um sincronizador que

disparasse num determinado ponto. Podemos especular que um pico ocorreu na extensão (contração excêntrica na extensão do joelho e contração concêntrica na extensão do quadril, já que este músculo é biarticular) e outro pico ocorreu na flexão (contração concêntrica na flexão do joelho e contração excêntrica na flexão do quadril). Pelo paradoxo de Lombard (Rasch, Burke, 1977), o sistema de alavancas e os músculos biarticulares do membro inferior favorecem o movimento de extensão. Isto, somado à ação anti-gravidade da flexão na fase ascendente do ciclo, faria pensar que a flexão exigiria maior ativação das unidades motoras, causando maiores picos do potencial de ação, o que levaria a crer que os maiores picos nos gráficos correspondem à fase ascendente do ciclo. Também encontra-se evidência disto no trabalho de Fujiwara, Basmajian (1975) (apud Basmajian, De Luca, 1985), que mostra a ação dos músculos biarticulares da coxa em movimentos concorrentes, quais sejam, flexão do quadril com flexão do joelho, e extensão do quadril com extensão do joelho. Observaram maior atividade do semitendinoso na flexão do quadril com flexão do joelho. Porém, em movimento de pedalada, Carlsöö, Molbech (1966) (apud Basmajian, De Luca, 1985) observaram que o efeito da contração muscular pode mudar de efeito de extensão para flexão no caso dos ísquio-poplíteos e do gastrocnêmio. Além disto, nossos dados assemelham-se aos de Takaishi et al. (1998) para o bíceps femoral, que apresenta um pequeno pico na fase ascendente do ciclo e um grande pico na fase descendente. Sobrepondo os sinais do bíceps femoral e do vasto lateral, Takaishi et al. (1998) sugerem que este pequeno pico representa uma ação do bíceps femoral para levantar o pedal a fim de aliviar a carga necessária para empurrar para baixo o outro pedal. Estas considerações fazem-nos pensar que no gráfico de nosso trabalho o pico maior corresponde à fase descendente e o pico menor à fase ascendente.

O sujeito 2 novamente não apresentou diferenças visíveis entre os dois pedais. Apenas com o tratamento dos dados é possível constatar que com pedal

de encaixe o potencial é um pouco menor que com pedal de presilha – RMS 31,70 contra 30,32. Os picos apresentaram amplitudes regulares e os ciclos são bem definidos.

O sujeito 3 apresentou atividade menor com pedal de encaixe, com picos variando de 50 a 300  $\mu\text{V}$ . Com pedal de presilha, os picos variaram de 100 a 500  $\mu\text{V}$ . Isto se deve à irregularidade dos ciclos de pedalada, que variaram muito em relação à amplitude e à frequência dos picos.

O sujeito 4 apresentou potencial menor com pedal de encaixe (picos de 200 a 500  $\mu\text{V}$ ) que com pedal de presilha (picos de 300 a 700  $\mu\text{V}$ ). Os ciclos não são definidos, pois a frequência de picos é muito intensa, o que pode significar que há um recrutamento quase constante das fibras musculares. Recaimos aqui na declaração do sujeito, que diz fazer força durante todo o ciclo. (ver músculo anterior)

Este músculo apresentou atividade mioelétrica menor com pedal de encaixe para todos os sujeitos.

### 5.1.3. Semimembranoso

O sujeito 1 apresentou amplitude do sinal EMG bem menor com pedal de encaixe (picos de 100 a 250  $\mu\text{V}$ ) que com pedal de presilha (picos de 200 a 800  $\mu\text{V}$ ). A frequência do sinal foi bem menor que nos demais músculos. Isto pode significar que a ativação das unidades motoras foi menos freqüente. Os ciclos foram bem definidos e regulares.

O sujeito 2 apresentou atividade um pouco menor com pedal de encaixe (picos de 100 a 300  $\mu\text{V}$ ) que com pedal de presilha (picos de 150 a 300  $\mu\text{V}$ ). A variação da amplitude do sinal mostrou ciclos bem definidos e regulares. Entre os picos maiores de alguns dos ciclos apareceram picos menores, o que nos remete à hipótese de Takaishi et al. (1998), descrita no item 5.1.2.

O sujeito 3 apresentou atividade menor com pedal de encaixe (picos de 150 a 400  $\mu\text{V}$ ) que com pedal de presilha (picos de 300 a 500  $\mu\text{V}$ ). Os ciclos foram bem definidos e a amplitude dos picos foi grande em um curto período de cada ciclo, o que mostra que a maior ativação das unidades motoras se deu numa pequena parte do ciclo, provavelmente na fase descendente, já que a ação deste músculo é igual à do semitendinoso.

O sujeito 4 novamente não apresentou ciclos definidos, mas uma alta frequência do sinal durante todo o ciclo, comportamento semelhante aos dois músculos anteriores – bíceps femoral (porção longa) e semitendinoso. Com pedal de encaixe o sinal foi menor que com pedal de presilha.

Este músculo apresentou atividade mioelétrica menor com pedal de encaixe para todos os sujeitos.

#### 5.1.4. Gastrocnêmio (porção lateral)

O sujeito 1 apresentou pequena diferença entre os pedais, só perceptível com tratamento dos dados (apesar do pedal de presilha ter mostrado alguns picos maiores): RMS de 175,6 para pedal de encaixe e RMS de 192,9 para pedal de presilha. Os ciclos foram bem regulares e a amplitude do sinal variou bastante, com momentos de atividade quase nula e picos de até 1400  $\mu\text{V}$ . Notaram-se picos pequenos logo após os picos grandes, provavelmente na fase ascendente, onde é mantida a flexão plantar.

O sujeito 2 apresentou pequena amplitude do sinal (pico máximo: 341,8  $\mu\text{V}$ ). Com pedal de presilha a atividade foi maior (RMS: 39,20) e os ciclos foram regulares, embora com pouca variação da amplitude. Com pedal de encaixe a atividade foi menor (RMS: 36,26) e os ciclos não foram bem definidos, devido à pequena e constante variação da amplitude.

O sujeito 3 foi o único que apresentou atividade menor com pedal de presilha – RMS: 122,2 contra 159,0 do pedal de encaixe. Os ciclos foram bem

definidos e a grande variação da amplitude mostrou que são alternados momentos de grande e pequena atividade. Com pedal de encaixe, observaram-se pequenos picos entre os grandes picos, provavelmente na fase ascendente do ciclo, onde a flexão plantar talvez seja acentuada pela fixação do pé ao pedal.

O sujeito 4 apresentou pequena diferença entre os pedais, só perceptível com tratamento: RMS de 81,63 com pedal de encaixe e 89,55 com pedal de presilha, mostrando menor atividade com pedal de encaixe. A grande variação da amplitude do sinal evidenciou ciclos bem definidos e regulares. Com pedal de encaixe, notaram-se alguns picos pequenos logo após os picos grandes, padrão semelhante ao encontrado para os sujeitos 1 e 3.

#### 5.1.5. Gastrocnêmio (porção medial)

Três dos quatro sujeitos apresentaram atividade maior desta porção em relação à porção lateral do gastrocnêmio, com ambos os pedais.

O sujeito 1 não apresentou diferença visível entre os pedais. Apenas o tratamento dos dados permite constatar que a atividade foi um pouco menor com pedal de presilha (RMS: 102,6) que com pedal de encaixe (RMS: 108,1). Os ciclos foram bem definidos e os picos regulares, chegando a 700  $\mu$ V. A amplitude permanece quase constante durante praticamente metade do ciclo e quase nula na outra metade. Estes dados assemelham-se aos de De Marco (1990), que verificou que o gastrocnêmio apresenta atividade de 90° a 270° do ciclo de pedalada (meia volta). Houtz, Fischer (1959) (apud Basmajian, De Luca, 1985) mostraram que o gastrocnêmio (porção medial) têm atividade moderada no final da extensão e início da flexão da perna. Nossos dados concordam em parte, portanto, com a literatura, no que diz respeito ao tempo de maior atividade deste músculo. Porém, não é possível saber exatamente em que fase do ciclo isto ocorreu, pois não dispúnhamos de um sincronizador.

O sujeito 2 apresentou atividade menor com pedal de presilha, com picos do sinal por volta de 1000  $\mu\text{V}$ . Para o pedal de encaixe, os picos ficaram por volta de 1000 a 1500  $\mu\text{V}$ . Os ciclos foram bem definidos e a grande variação da amplitude demonstrou que em metade do ciclo a atividade é grande e na outra metade a atividade é quase nula, padrão semelhante ao encontrado para o sujeito 1.

O sujeito 3 apresentou pequena diferença entre os pedais, só perceptível com tratamento dos dados: RMS de 224,9 com pedal de encaixe e 211,4 com pedal de presilha. A amplitude variou bastante, chegando a picos de 1500  $\mu\text{V}$  com pedal de presilha e 1800  $\mu\text{V}$  com pedal de encaixe. Os ciclos foram regulares, aparecendo pequenos picos entre os grandes picos, característica já encontrada na outra porção do gastrocnêmio.

O sujeito 4 foi o único que apresentou atividade menor com pedal de encaixe, com picos por volta de 500  $\mu\text{V}$ . Com pedal de presilha os picos foram um pouco maiores, chegando até 1000  $\mu\text{V}$ . Os ciclos foram bem definidos e os períodos entre os picos apresentaram atividade moderada, demonstrando que as unidades motoras permaneceram ativadas em maior ou menor grau durante todo o ciclo.

## **5.2. Dos gráficos de RMS**

O tratamento dos dados através da normalização de RMS pela média do sinal EMG (gráficos 1, 2, 3, 4 e 5) permite melhor visualização e quantificação para efeito de comparação entre pedais, sujeitos e músculos.

### **5.2.1. Bíceps femoral (porção longa)**

Os sujeitos 1, 2 e 3 apresentaram atividade um pouco maior com pedal de presilha que com pedal de encaixe. O sujeito 4 apresentou RMS com pedal de encaixe cerca de 25% maior que com pedal de presilha.

### 5.2.2. Semitendinoso

Os sujeitos 1, 2 e 3 apresentaram atividade um pouco maior com pedal de presilha que com pedal de encaixe. O sujeito 4 apresentou RMS bem maior com pedal de presilha: cerca de 40% maior que com pedal de encaixe.

### 5.2.3. Semimembranoso

Os sujeitos 2 e 3 apresentaram atividade um pouco maior com pedal de presilha que com pedal de encaixe. Os sujeitos 1 e 4 apresentaram atividade bem maior com pedal de presilha: RMS cerca de 100% maior para o sujeito 1 e RMS cerca de 50% maior para o sujeito 4.

### 5.2.4. Gastrocnêmio (porção lateral)

Os sujeitos 1, 2 e 4 apresentaram atividade um pouco maior com pedal de presilha que com pedal de encaixe. O sujeito 3 apresentou RMS com pedal de encaixe cerca de 25% maior que com pedal de presilha.

### 5.2.5. Gastrocnêmio (porção medial)

Os sujeitos 1 e 3 apresentaram atividade um pouco maior com pedal de encaixe que com pedal de presilha. O sujeito 2 apresentou RMS com pedal de encaixe cerca de 30% maior que com pedal de presilha. Apenas o sujeito 4 apresentou atividade maior com pedal de presilha: RMS cerca de 10% maior.

## 6. CONCLUSÃO

A aparente “vantagem” eletromiográfica do pedal de encaixe pode ser uma das razões da preferência dos triatletas por este tipo de pedal – 94,6% dos triatletas utilizam pedal de encaixe, segundo nosso levantamento.

Esta menor atividade com pedal de encaixe demonstra que houve menor ativação das unidades motoras e menor recrutamento das fibras musculares (menor número de fibras recrutadas e/ou menor taxa de disparo, que é a frequência com que as fibras são ativadas), durante os ciclos de pedalada completos. A verificação de maior ou menor atividade na fase ascendente – fase na qual os músculos mais ativos são os que estudamos, segundo Faria, Cavanagh (1978), Gregor, Green, Garhammer (1982) e Nabinger, Zaro (1997) – não foi possível como pretendíamos, pois não havia um dispositivo que sincronizasse o sinal EMG com o ângulo da pedivela.

Deve-se considerar que todos os sujeitos utilizavam regularmente pedal de encaixe em seus treinos e competições e, portanto, estavam adaptados a este tipo de pedal e ao trabalho muscular específico exigido para o movimento. A inadaptabilidade em utilizar o pedal de presilha talvez possa ser um dos motivos da maior atividade mioelétrica obtida com este pedal. Uma pesquisa mais detalhada seria necessária para testar tal hipótese, como, por exemplo, separar dois grupos de atletas: um que só usa pedal de encaixe e outro que só usa pedal de presilha.

Outra hipótese que se pode levantar na tentativa de elucidar a diferença encontrada entre os potenciais obtidos com a utilização dos dois tipos de pedais é a diferença entre os calçados – sapatilha de ciclismo com pedal de encaixe e tênis com pedal de presilha. Jorge, Hull (1986) constataram que a atividade mioelétrica do quadríceps aumenta com calçado de sola flexível (tênis) em relação a sapatilha de ciclismo (sola rígida).

**Outras considerações que podem ser objeto de futuras pesquisas:**

- estudo eletromiográfico de outros músculos que também são importantes no ciclismo, como os músculos do quadríceps e o glúteo máximo;
- estudo da assimetria, comparando a atividade mioelétrica entre os membros;
- ampliação da amostra de sujeitos, para um levantamento estatístico;
- variação da frequência de pedalada e da carga;
- aplicações no treinamento, como, por exemplo, utilização de um ou de outro pedal em determinado período, a fim de ativar mais ou menos unidades motoras.

## ANEXOS

### ANEXO 1: QUESTIONÁRIO SOBRE PREFERÊNCIA DE TRIATLETAS POR TIPOS DE PEDAIS

1- Nome (opcional):

2- Idade:

3- Profissão:

4- Nível de escolaridade:  1º grau incompleto  1º grau completo  
 2º grau incompleto  2º grau completo  
 superior incompleto  superior completo

5- Há quanto tempo pratica triatlo ou ciclismo?

6- Treina ciclismo quantas horas por semana (em média) ?

7- Que tipo de pedal usa?  pedal de encaixe (*clipless*)  
 pedal de presilha (firma-pé)  
 outro: \_\_\_\_\_

8- Por que usa esse tipo de pedal?

9- Qual a marca de seu pedal?

10- Utiliza sapatilha? Que marca?



## **ANEXO 3: MODELO DE CONSENTIMENTO FORMAL PARA REALIZAÇÃO DOS TESTES**

### **CONSENTIMENTO FORMAL**

**PROJETO DE PESQUISA: ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS BÍCEPS FEMORAL (PORÇÃO LONGA), SEMITENDINOSO, SEMIMEMBRANOSO E GASTROCNÊMIO NO CICLISMO: COMPARAÇÃO ENTRE PEDAL DE ENCAIXE E PEDAL DE PRESILHA**

**PESQUISADORA RESPONSÁVEL: Profª. Drª. Antonia Dalla Pria Bankoff**

**ORIENTANDO: Caio Ferraz Cruz**

**LOCAL DO DESENVOLVIMENTO DO PROJETO: Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura - Faculdade de Educação Física - Unicamp**

Eu, \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_ anos de idade, RG \_\_\_\_\_, residente na rua (av.) \_\_\_\_\_, voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado, como será detalhado a seguir, sabendo que para sua realização as despesas monetárias serão de responsabilidade da instituição.

Estou ciente que serei submetido a uma bateria de testes para captação do sinal eletromiográfico no Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura, na Faculdade de Educação Física - UNICAMP. A bateria de testes a qual serei submetido é de caráter não invasivo e sem utilização de drogas medicamentosas. Estes testes objetivam a verificação da atividade mioelétrica dos músculos supra-mencionados, com a utilização de pedais de encaixe e de presilha. Serão realizados os seguintes procedimentos: preenchimento de um protocolo com dados antropométricos e características relativas à prática do ciclismo; medidas de coxa e perna; tricotomia dos locais indicados para colocação de eletrodos; fixação de eletrodos de superfície sobre a pele que recobre os músculos; pedalação de bicicleta sobre rolo estacionário a uma frequência de pedalada de 100 rpm e carga mínima (menor marcha), durante 6 segundos em cada teste. Estou consciente que para a realização de todos os procedimentos citados acima, despenderei uma certa quantidade de horas. Esta bateria de testes será útil para a realização do projeto de pesquisa mencionado e para o desenvolvimento científico.

Estou ciente que as informações obtidas durante os testes serão mantidas em sigilo e não poderão ser utilizadas por pessoas leigas sem a minha devida autorização. Essas informações, no entanto, poderão ser utilizadas para fins de pesquisa científica, desde que minha privacidade seja resguardada.

Li e entendi as informações precedentes, bem como eu e os responsáveis pelo projeto já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes deste, sendo que as dúvidas futuras que possam vir a ocorrer, poderão ser prontamente esclarecidas, como também o acompanhamento dos resultados obtidos durante a coleta de dados.

Campinas, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 199\_\_.

---

voluntário

---

Caio Ferraz Cruz

---

Profª. Drª. Antonia Dalla Pria Bankoff

Pesquisadora Responsável

Chefe do Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura

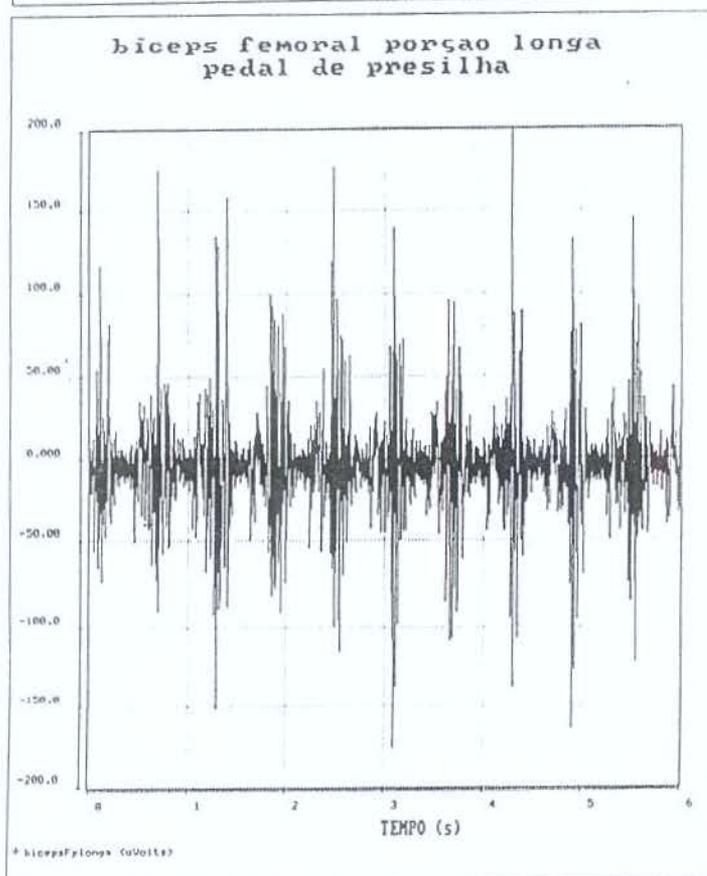
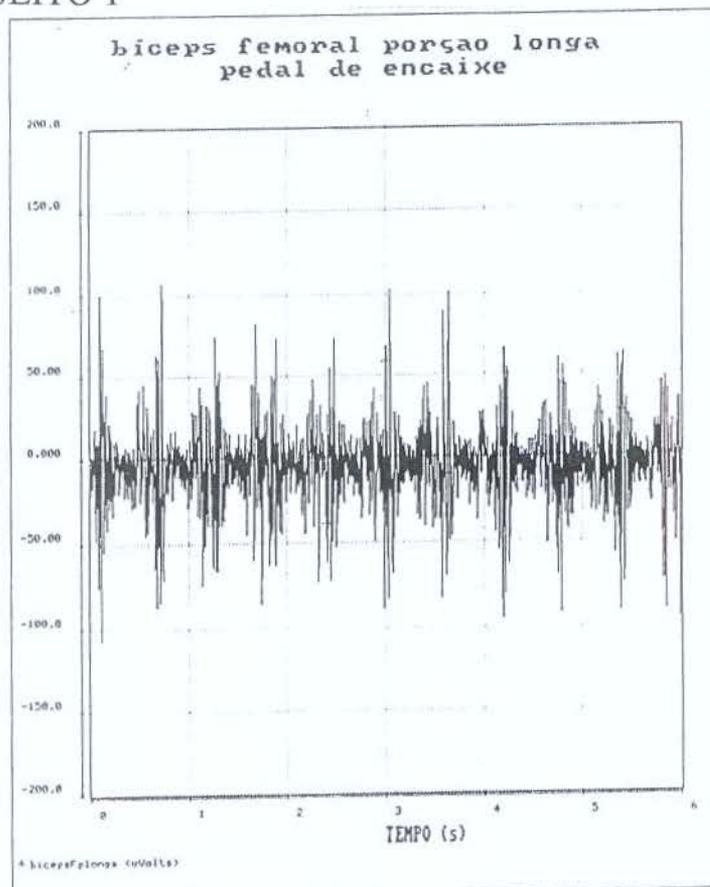
FEF/UNICAMP - Tel/Fax: (019) 788-7630

**COMISSÃO DE ÉTICA**

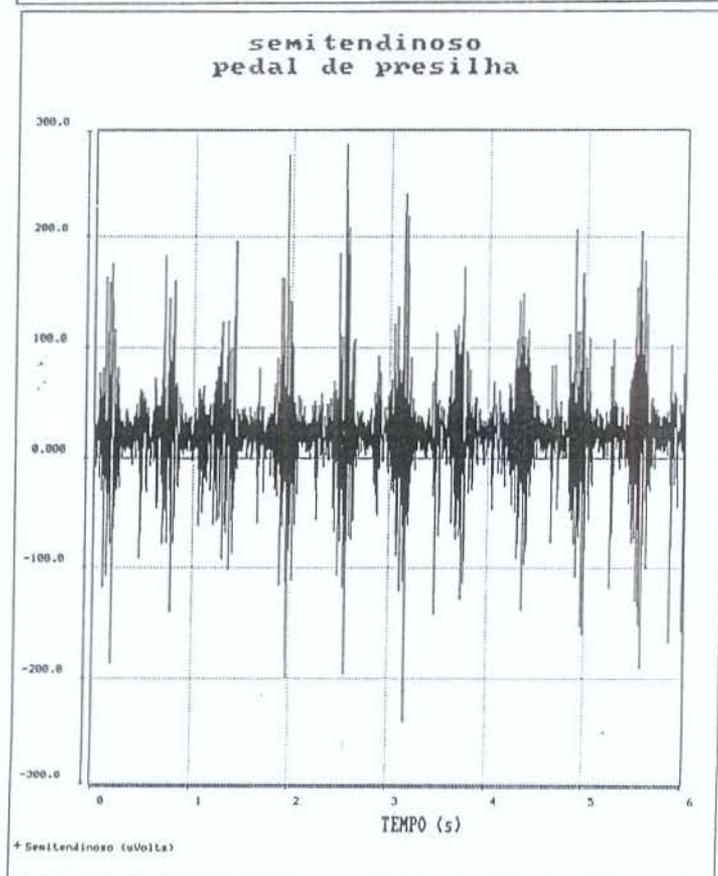
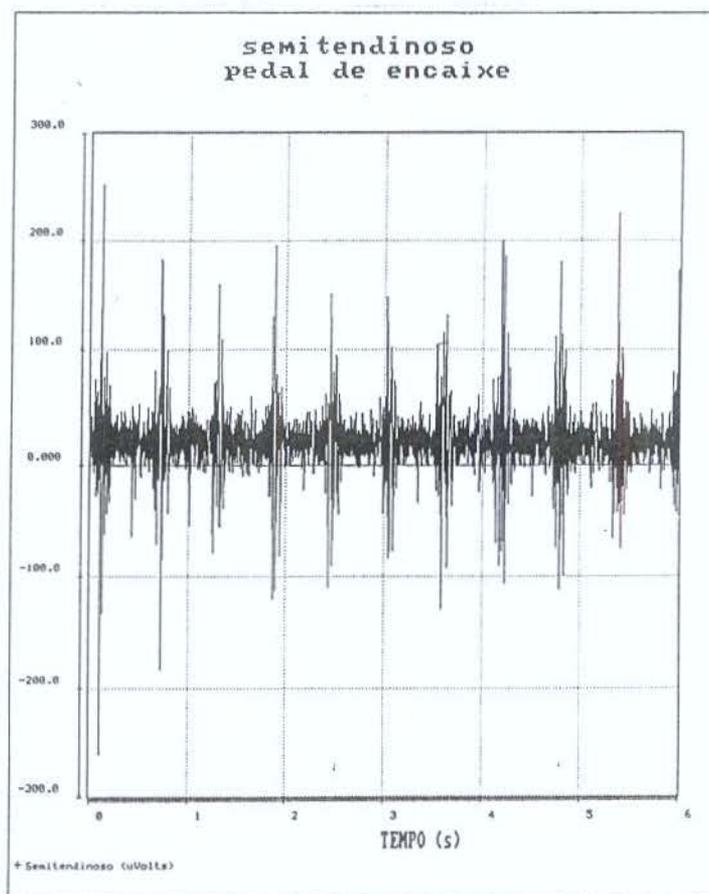
**Informações Fone: (019) 788-7630**

ANEXO 4: ELETROMIOGRAMAS

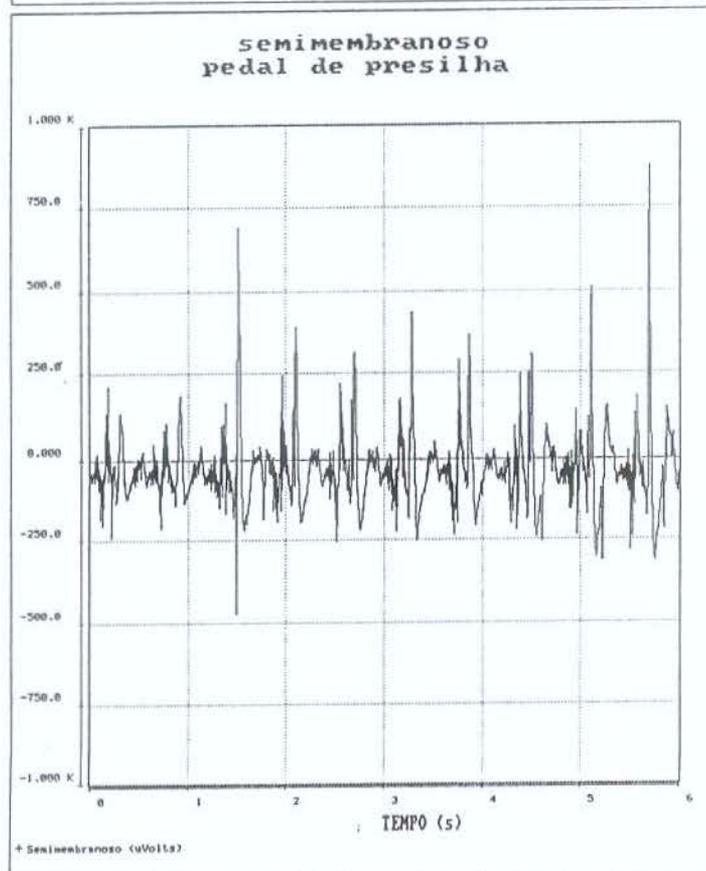
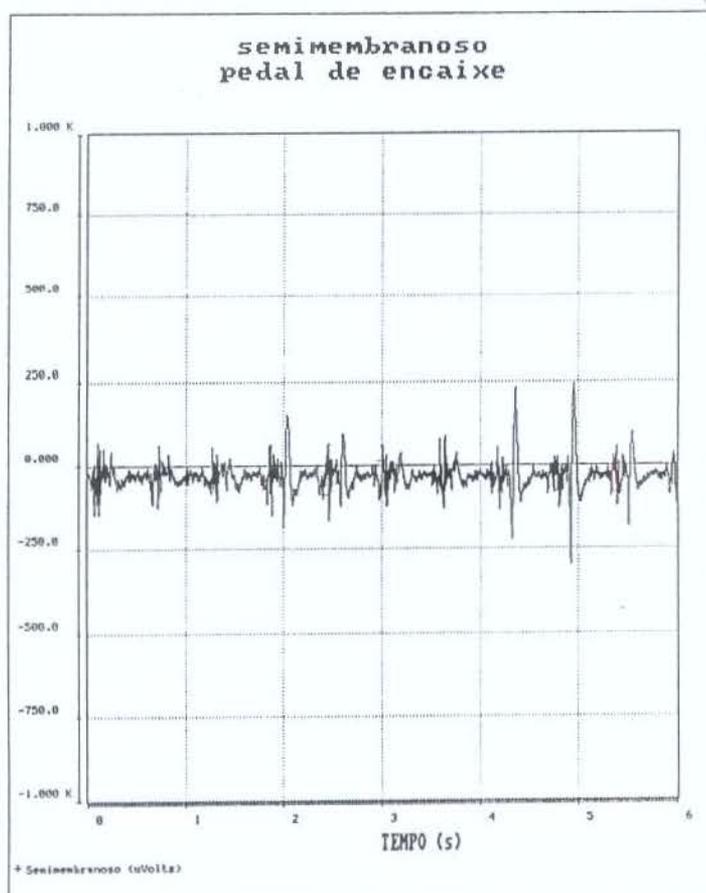
## SUJEITO 1



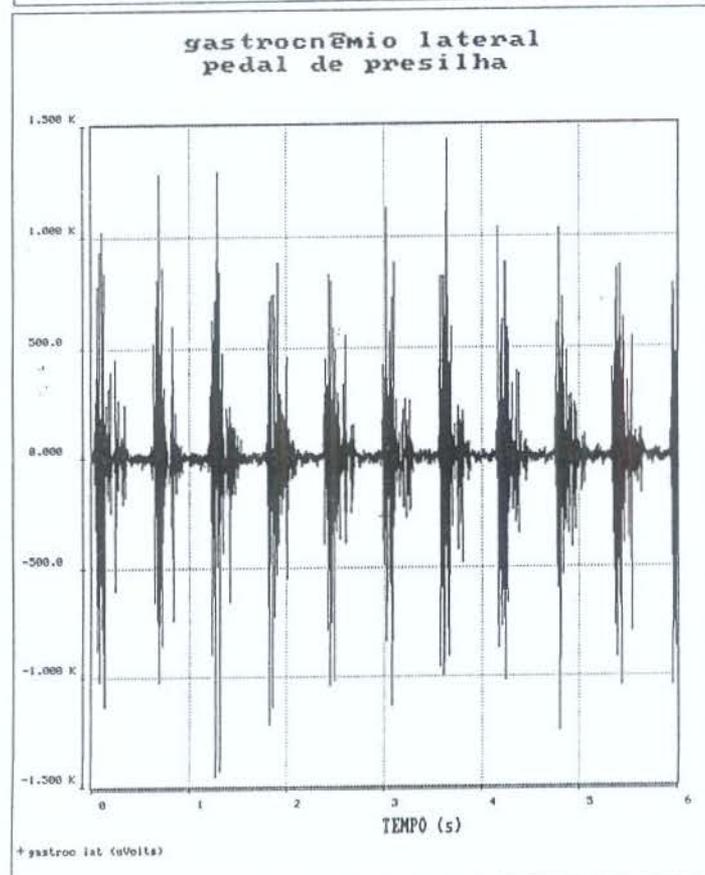
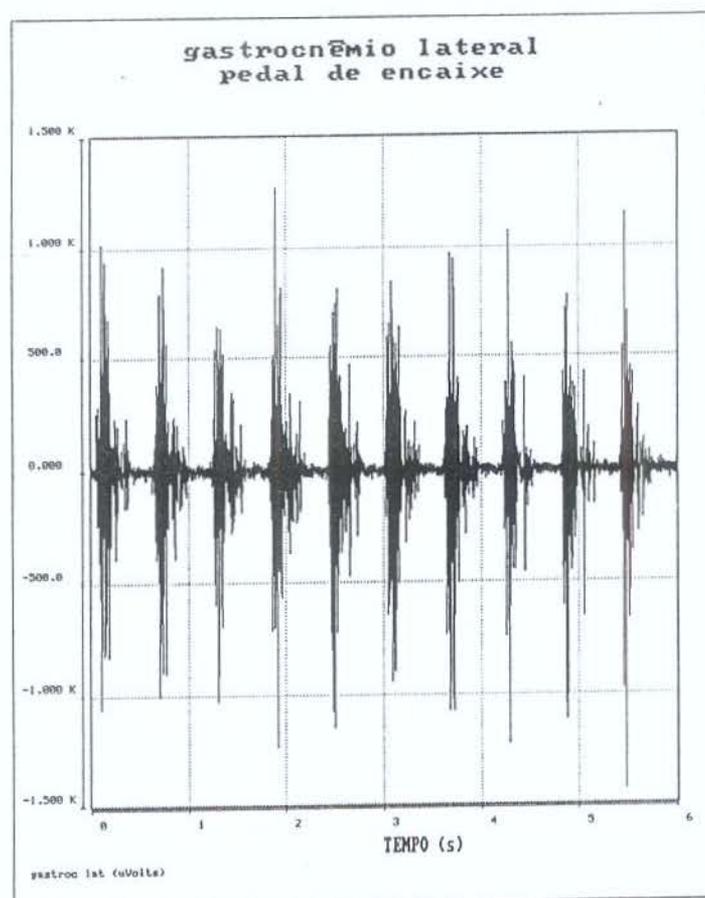
## SUJEITO 1



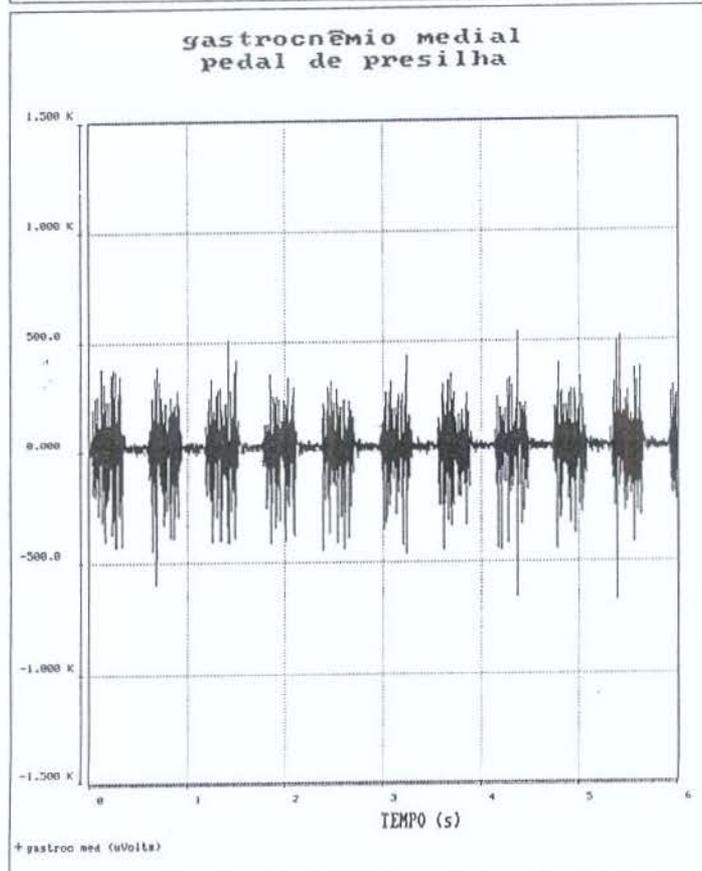
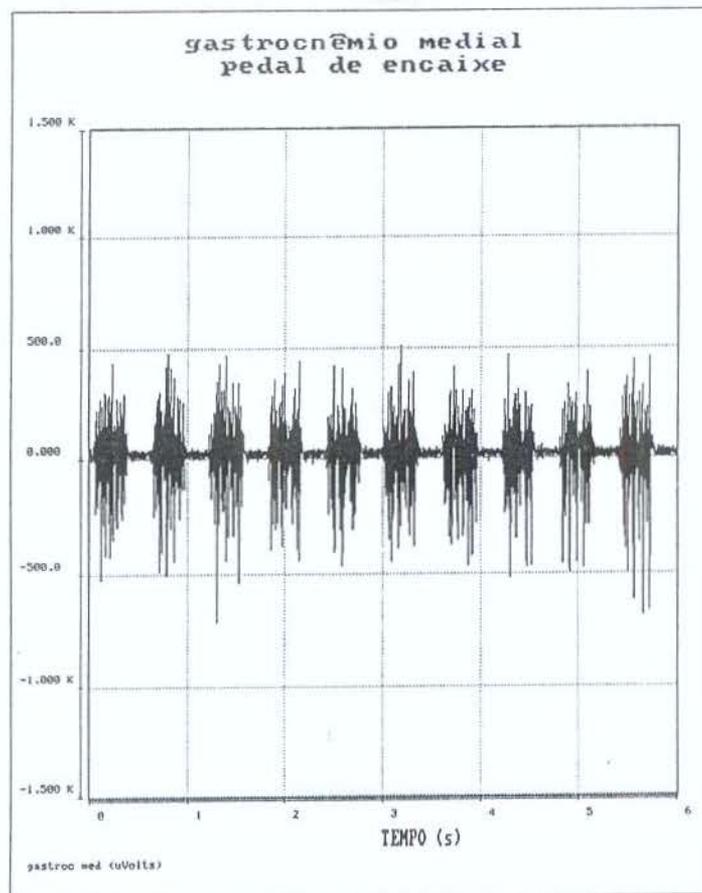
## SUJEITO 1



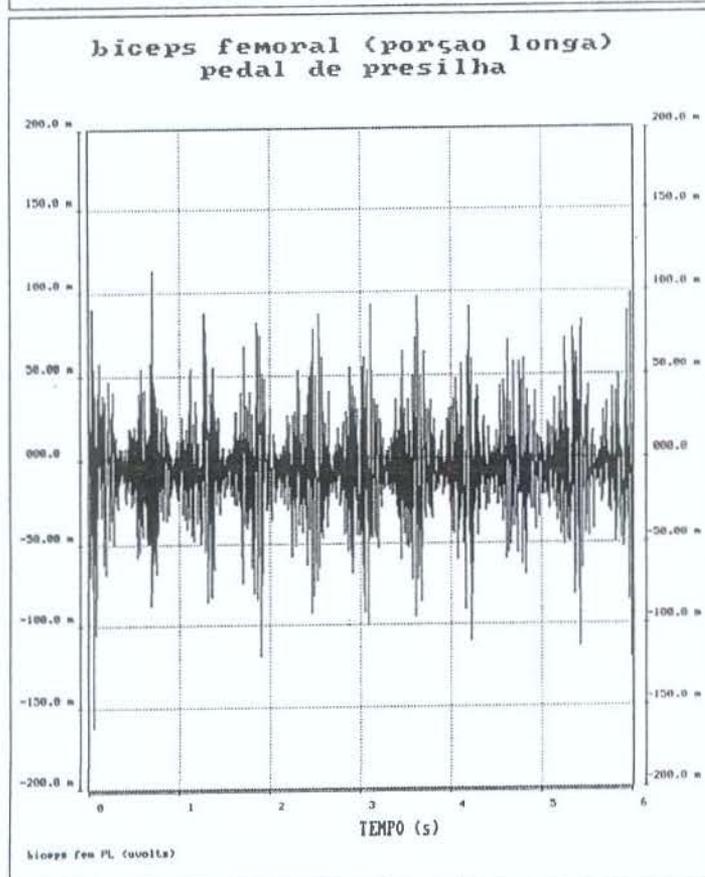
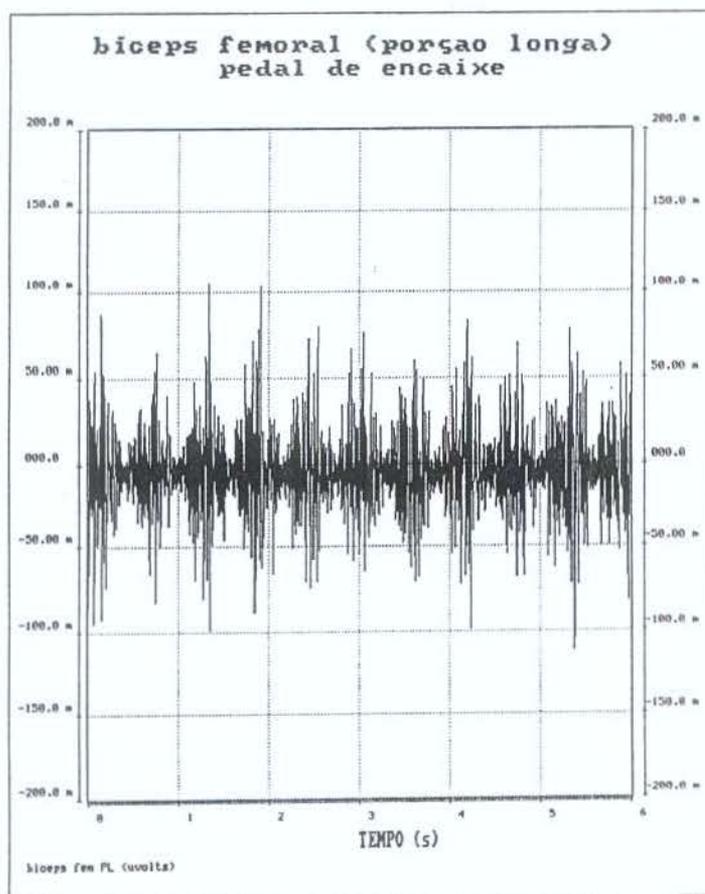
## SUJEITO 1



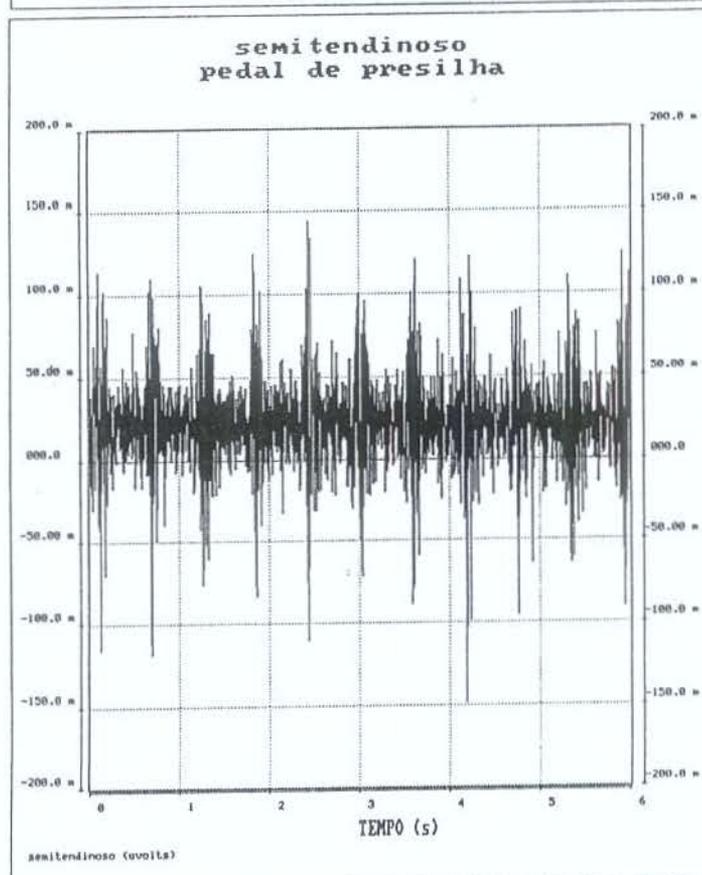
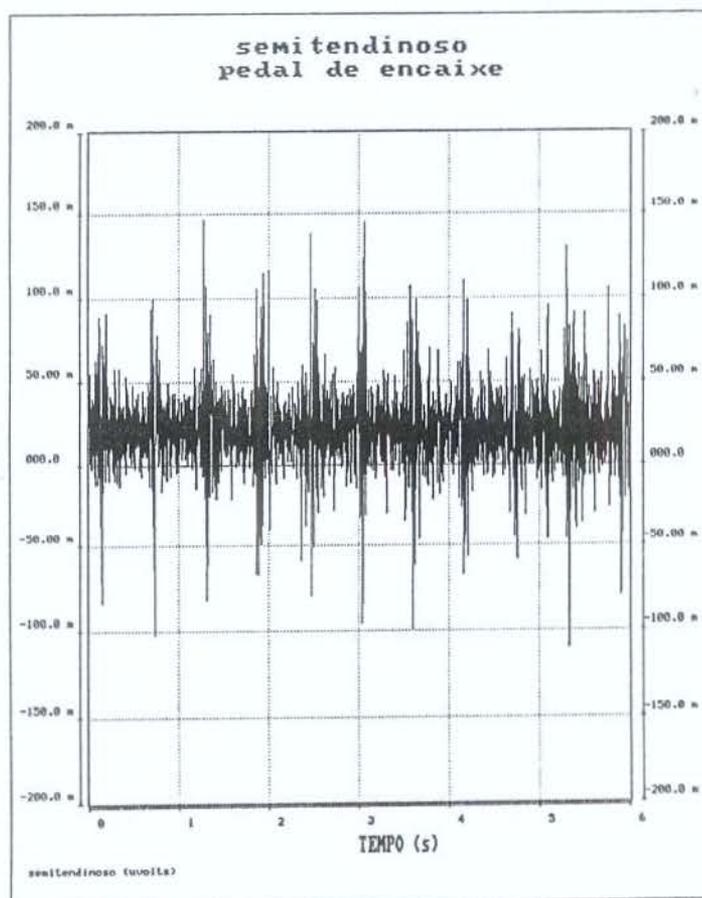
## SUJEITO 1



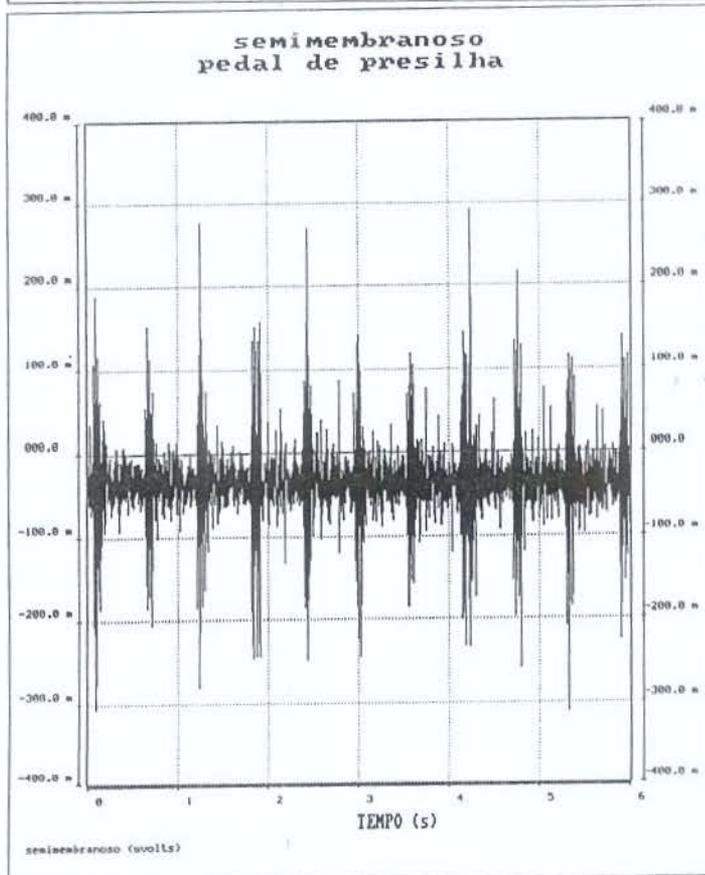
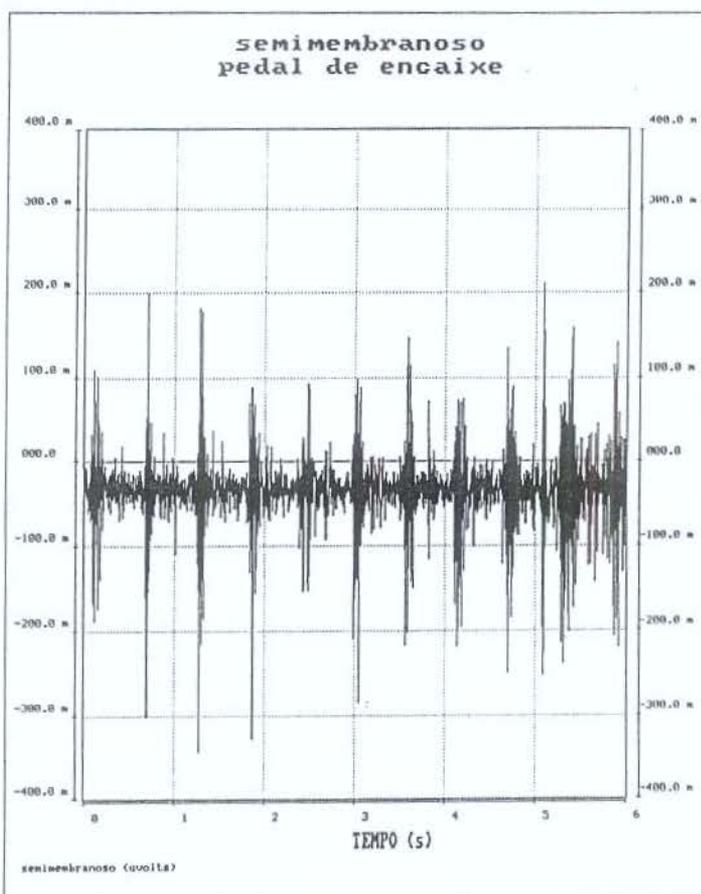
## SUJEITO 2



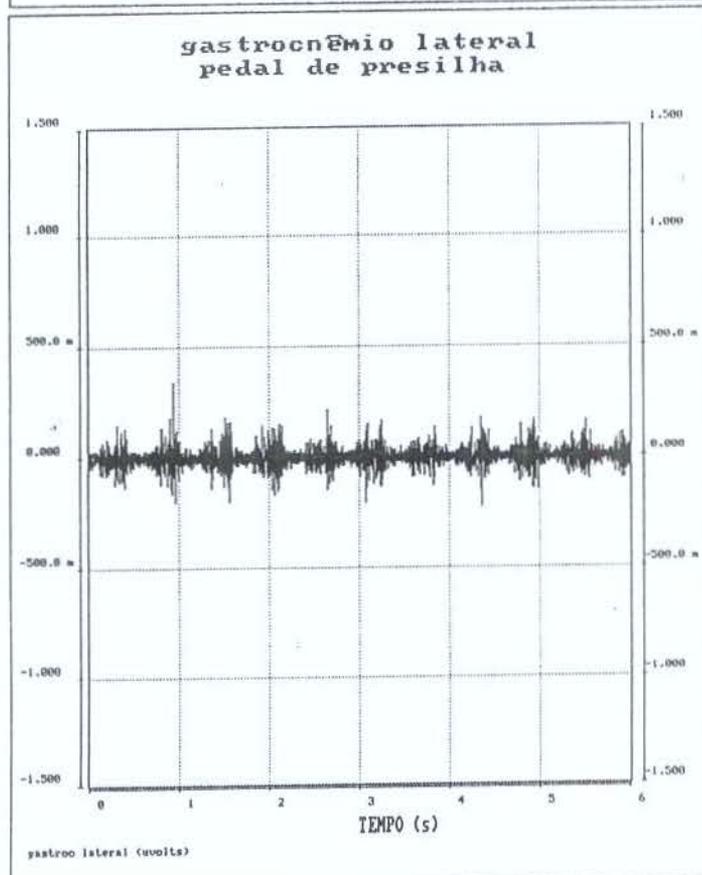
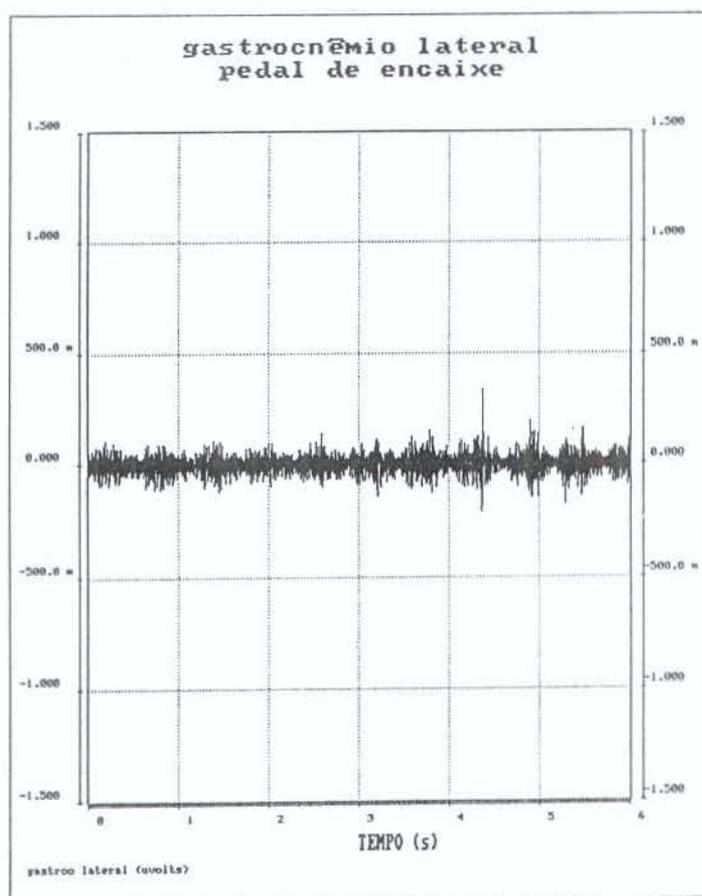
## SUJEITO 2



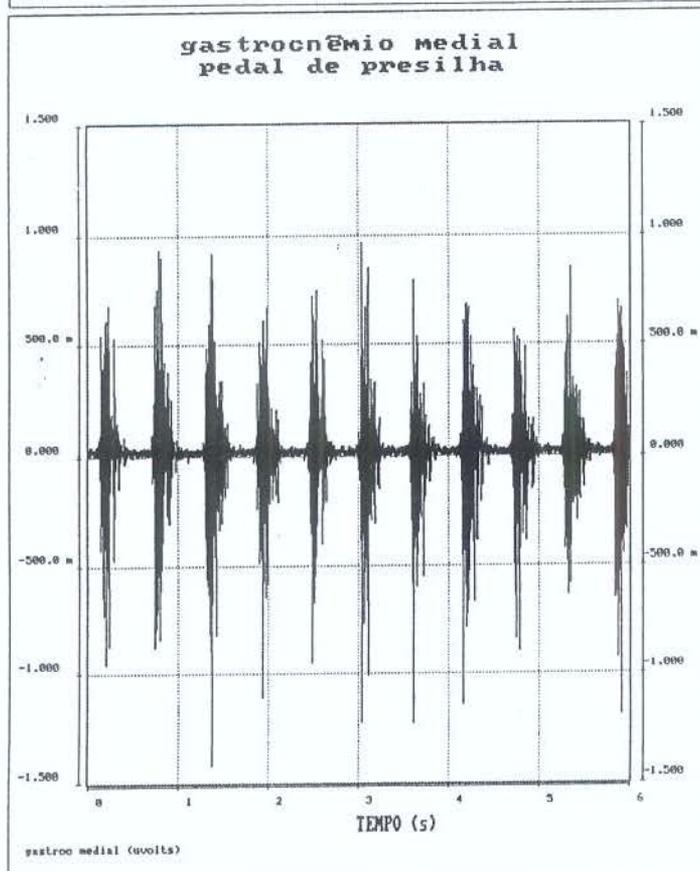
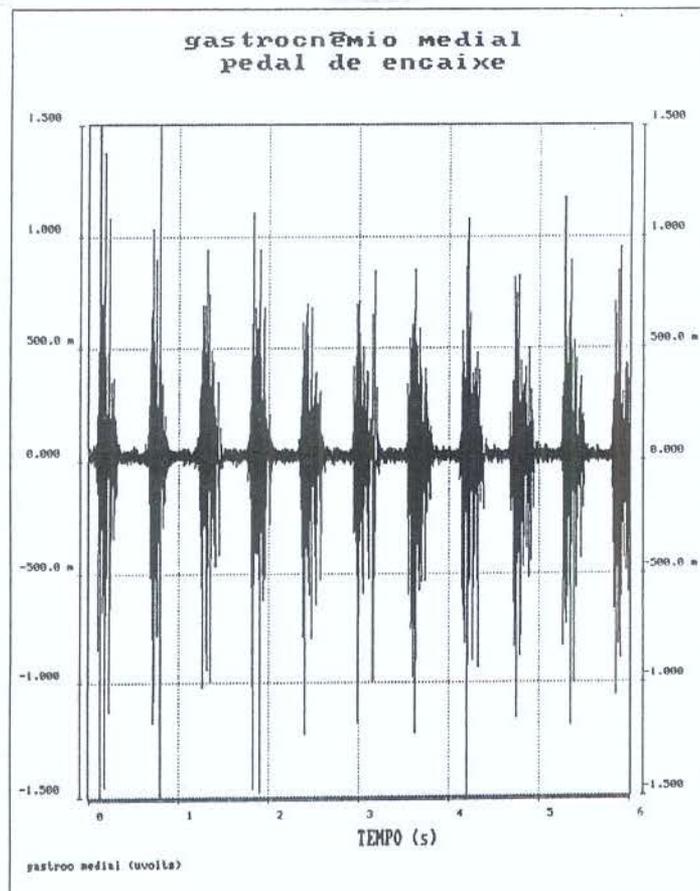
## SUJEITO 2



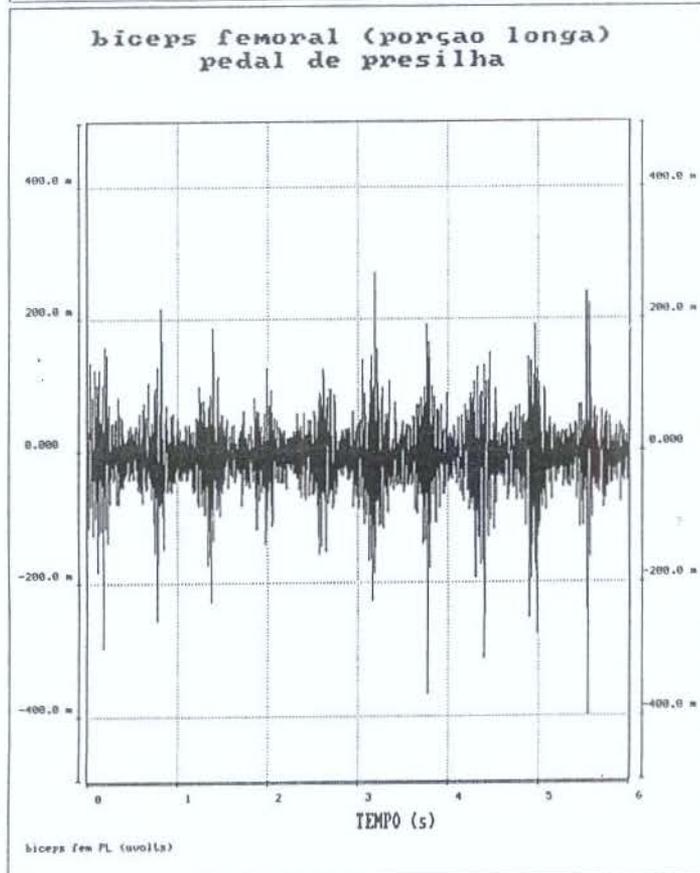
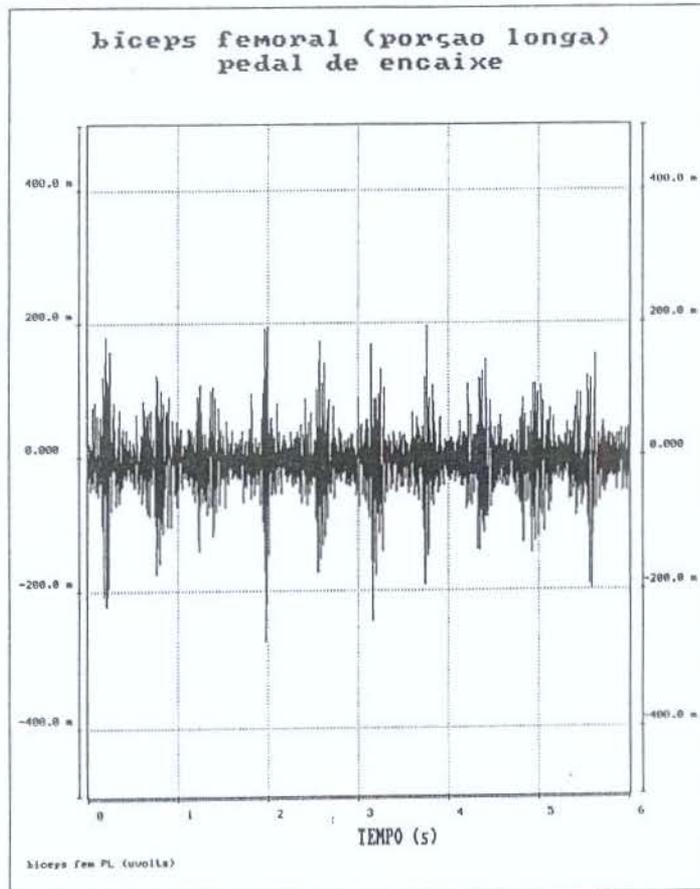
## SUJEITO 2



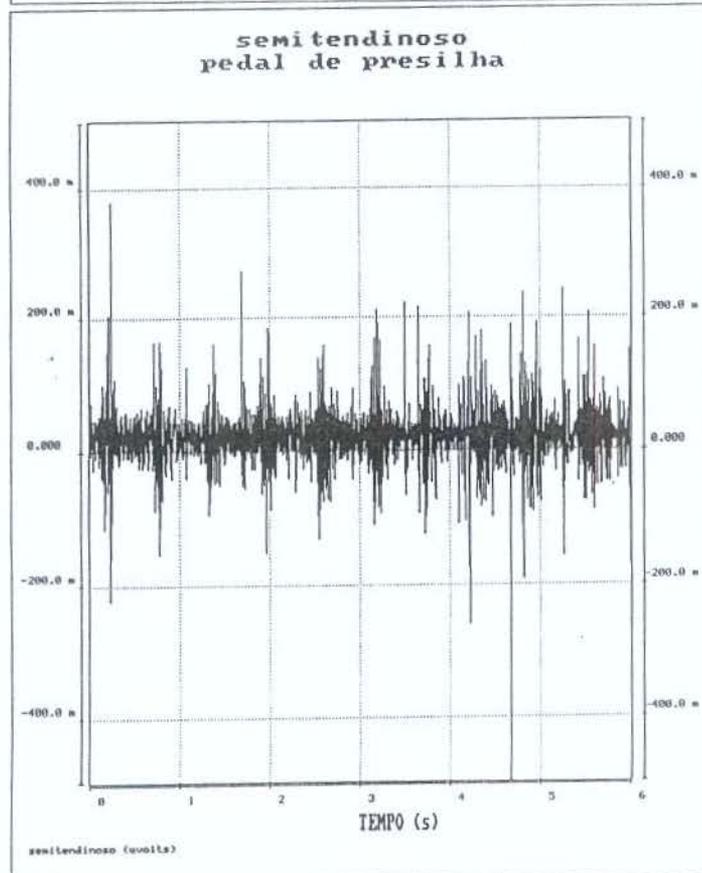
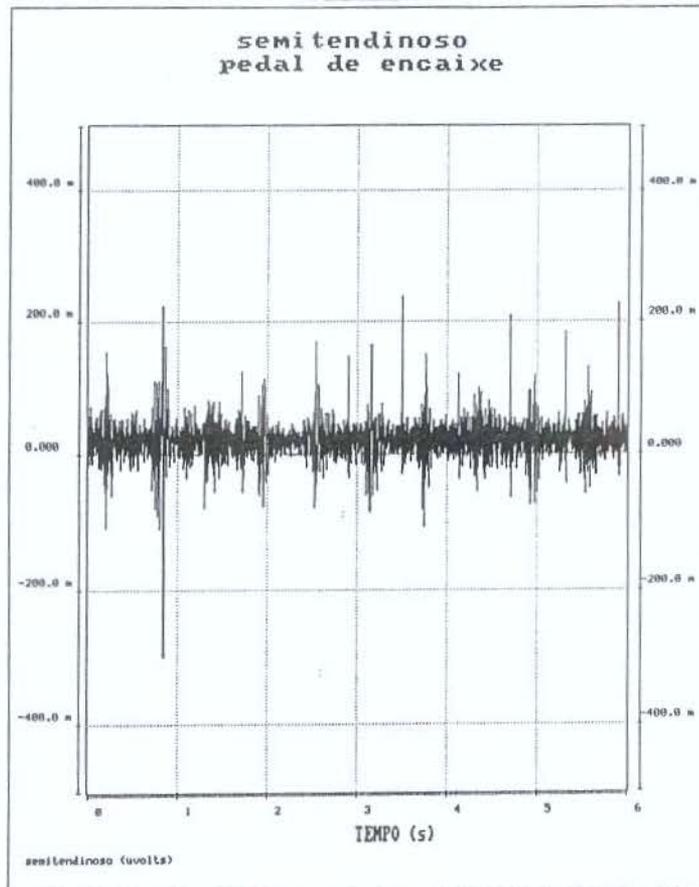
## SUJEITO 2



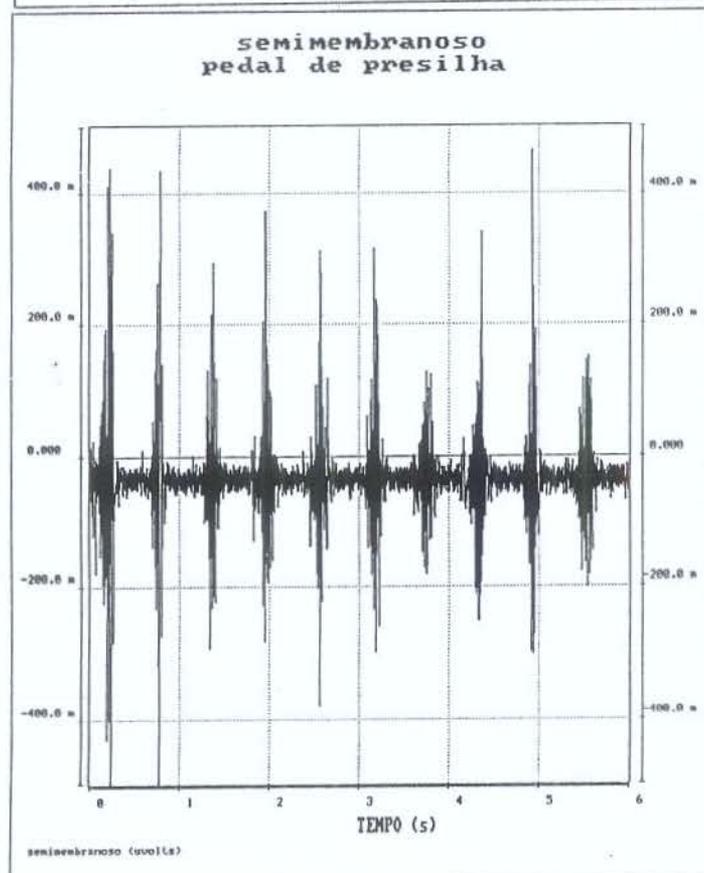
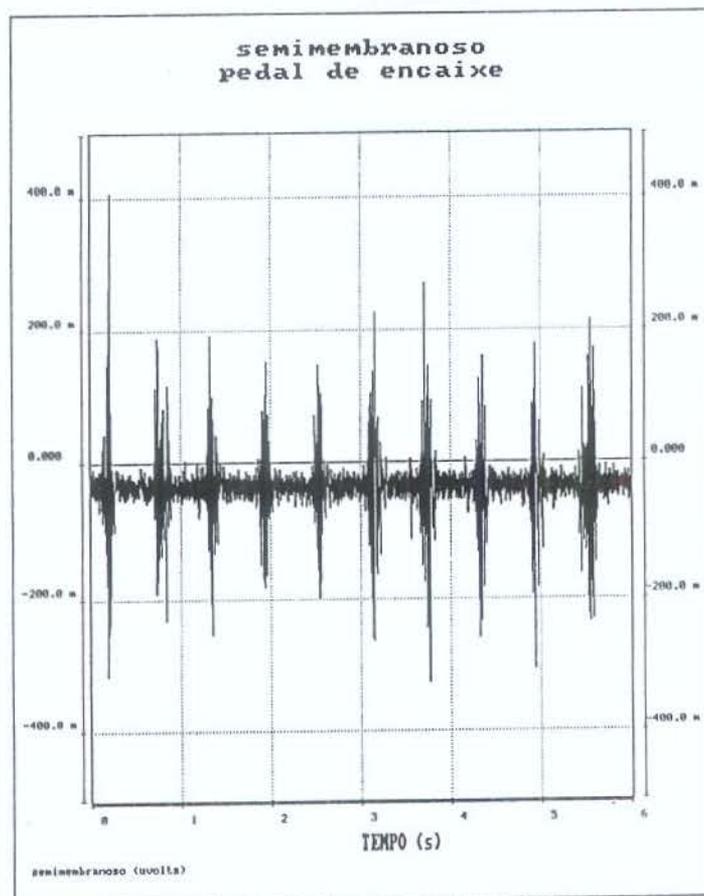
## SUJEITO 3



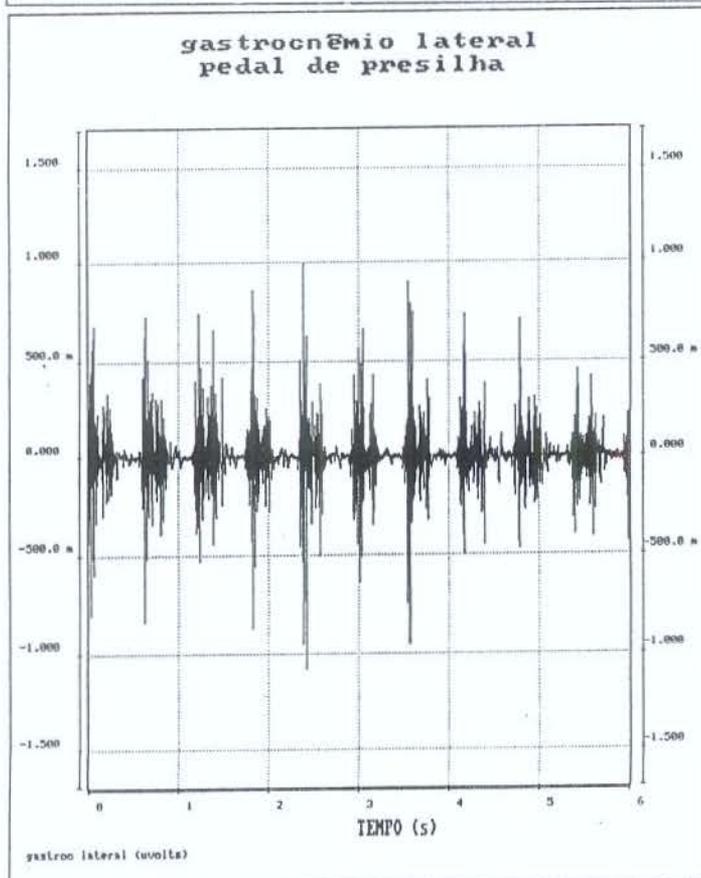
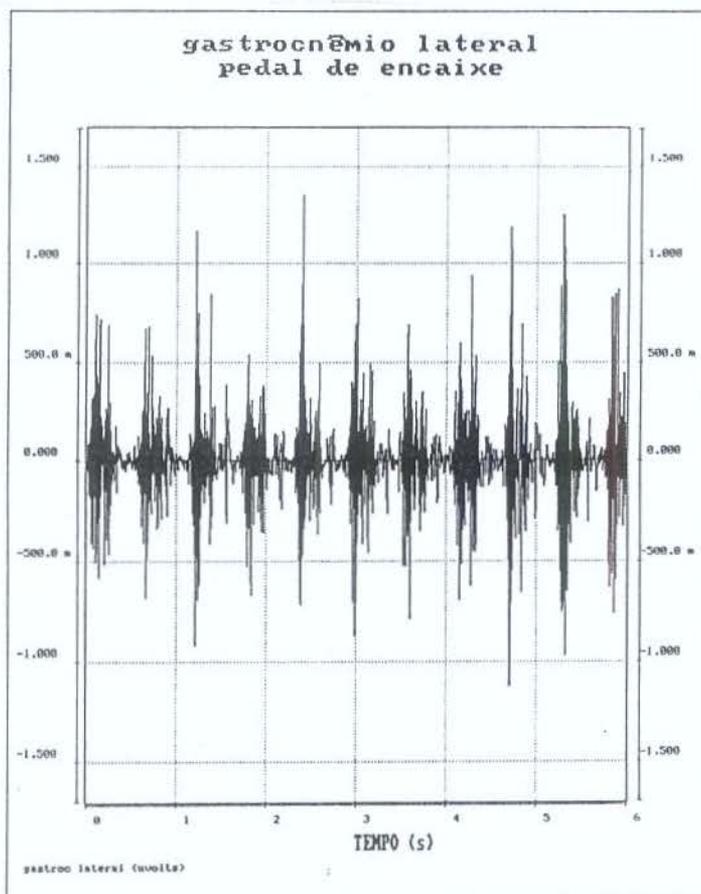
## SUJEITO 3



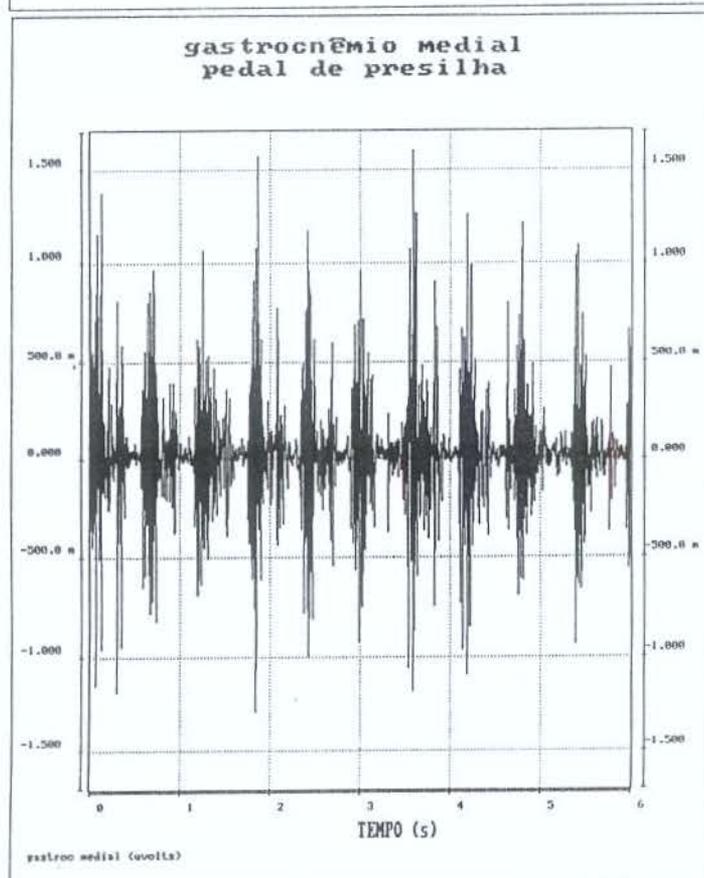
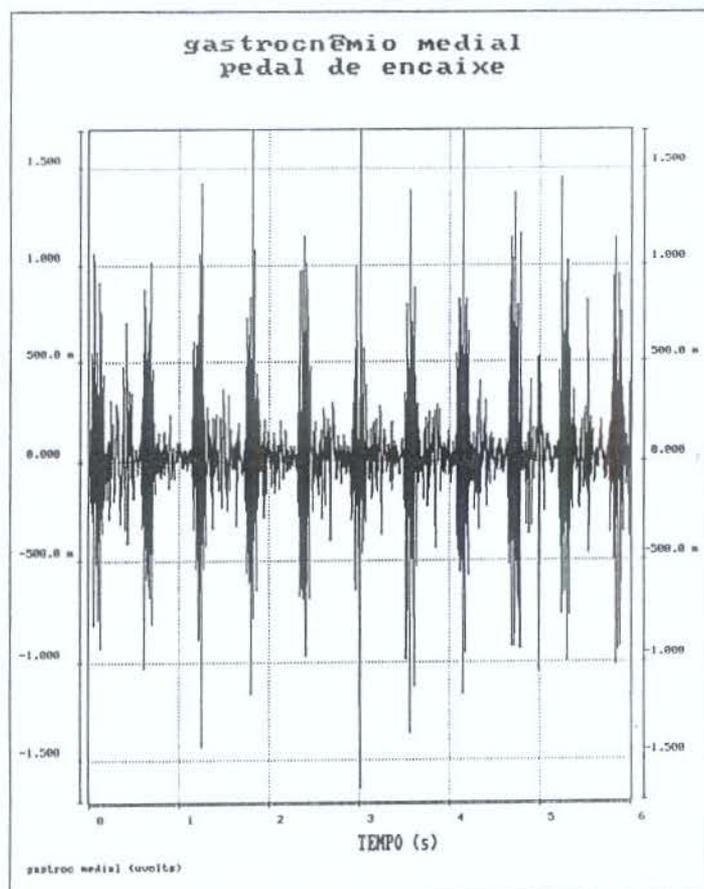
## SUJEITO 3



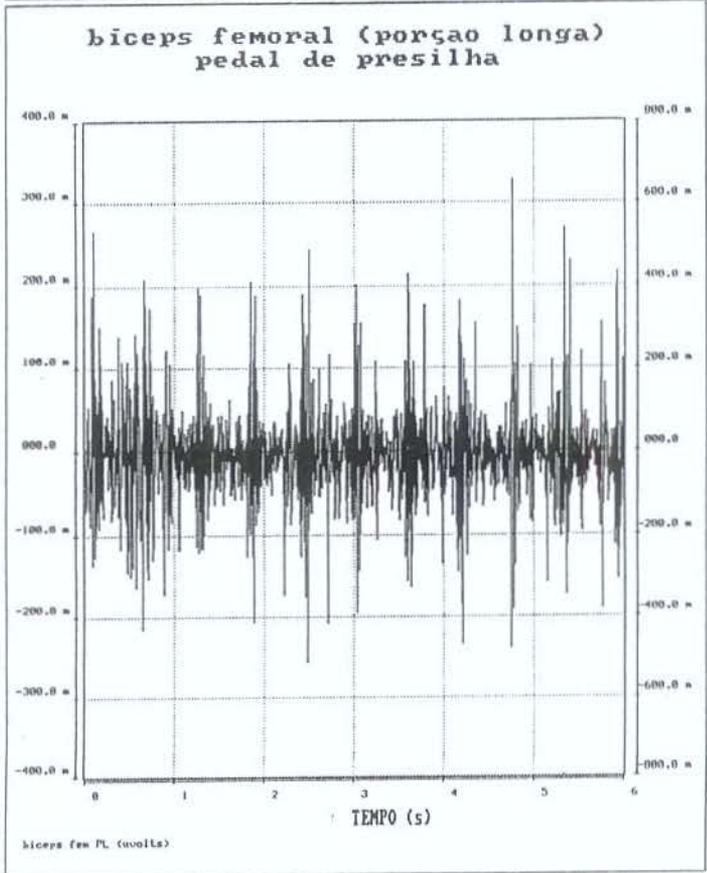
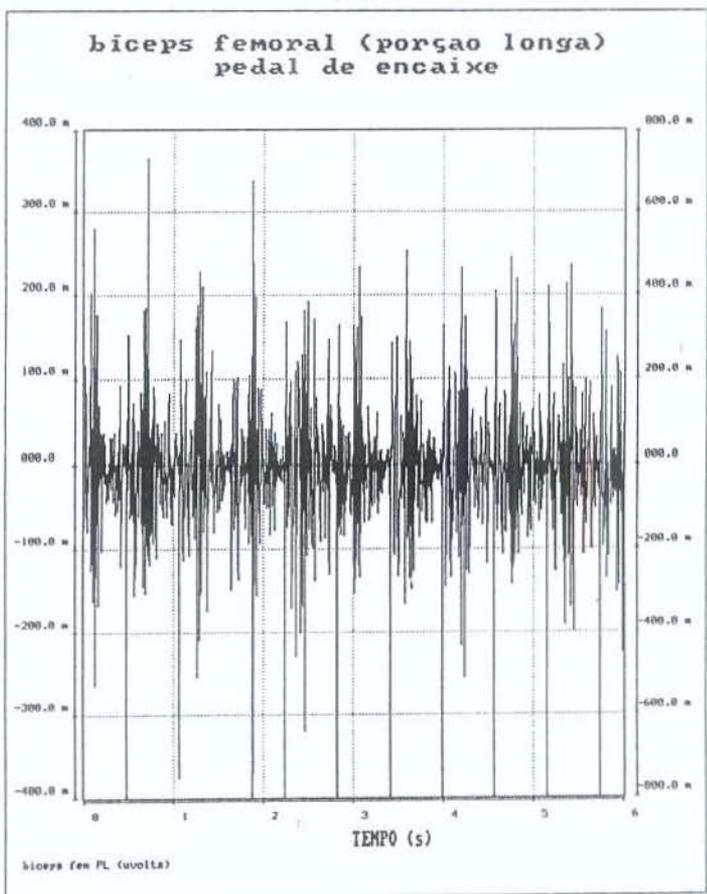
## SUJEITO 3



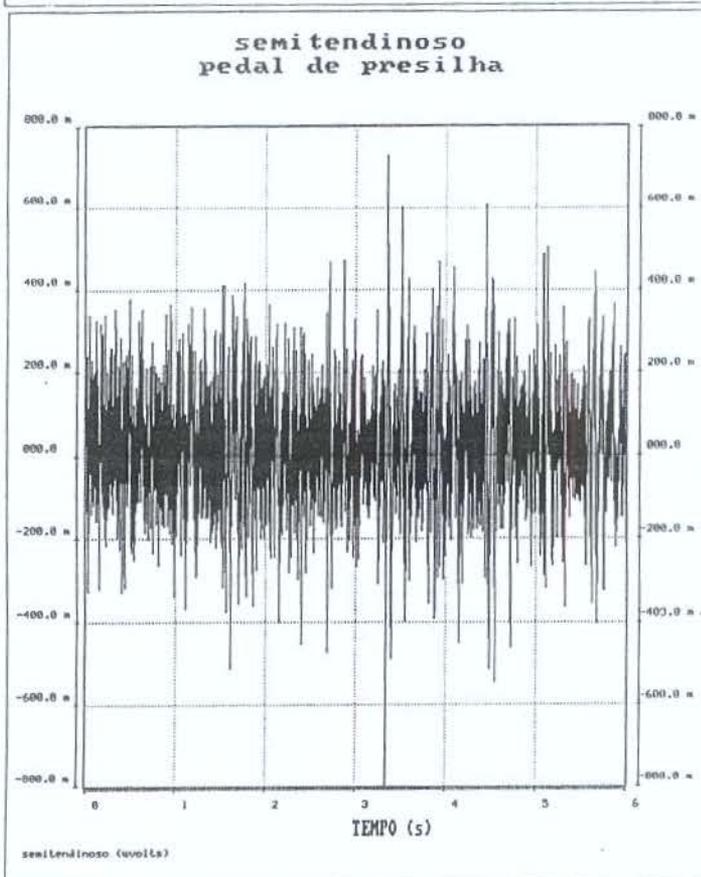
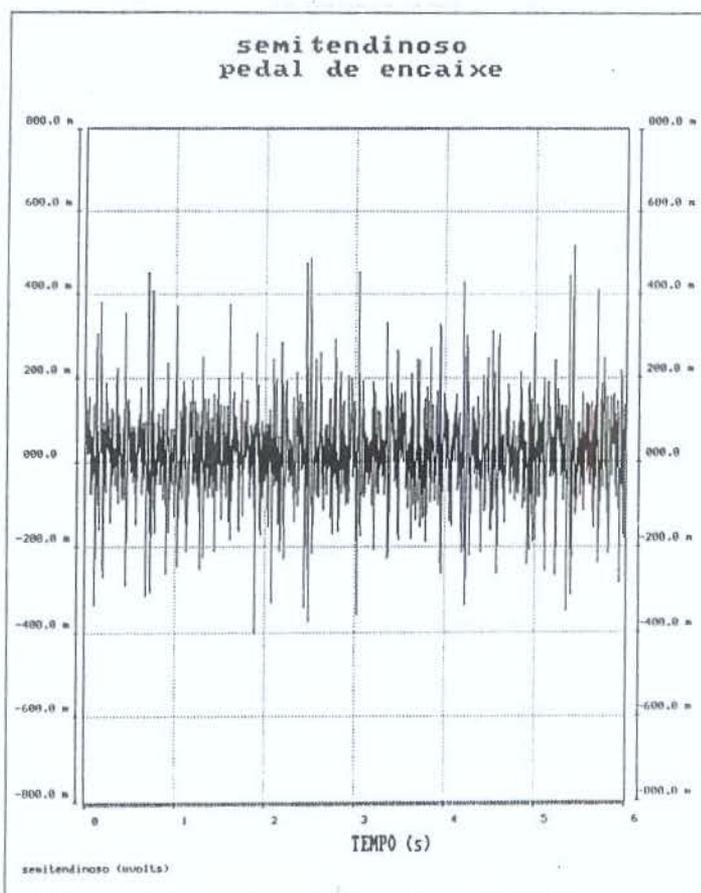
## SUJEITO 3



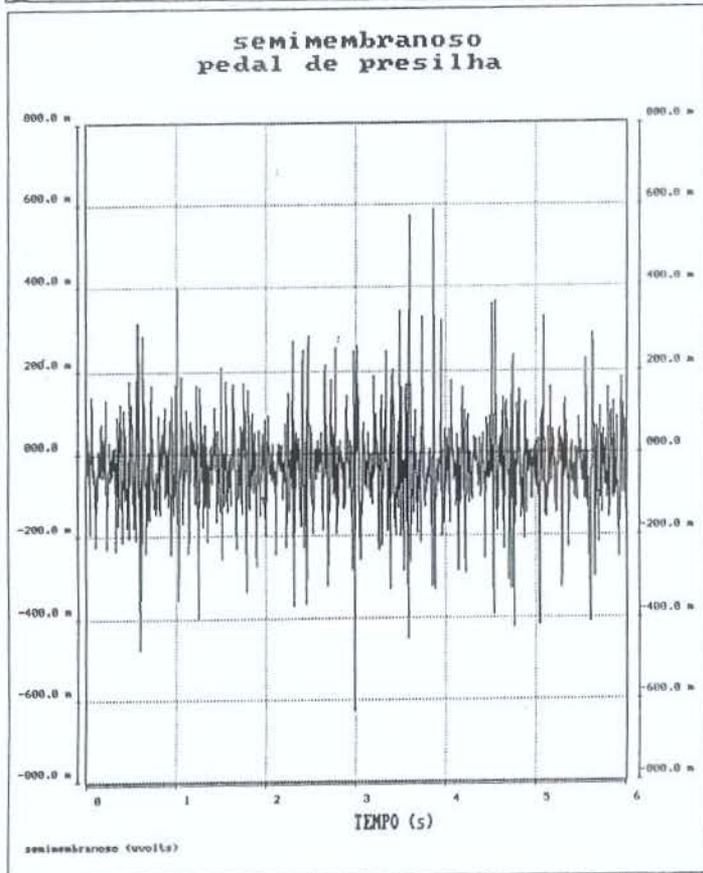
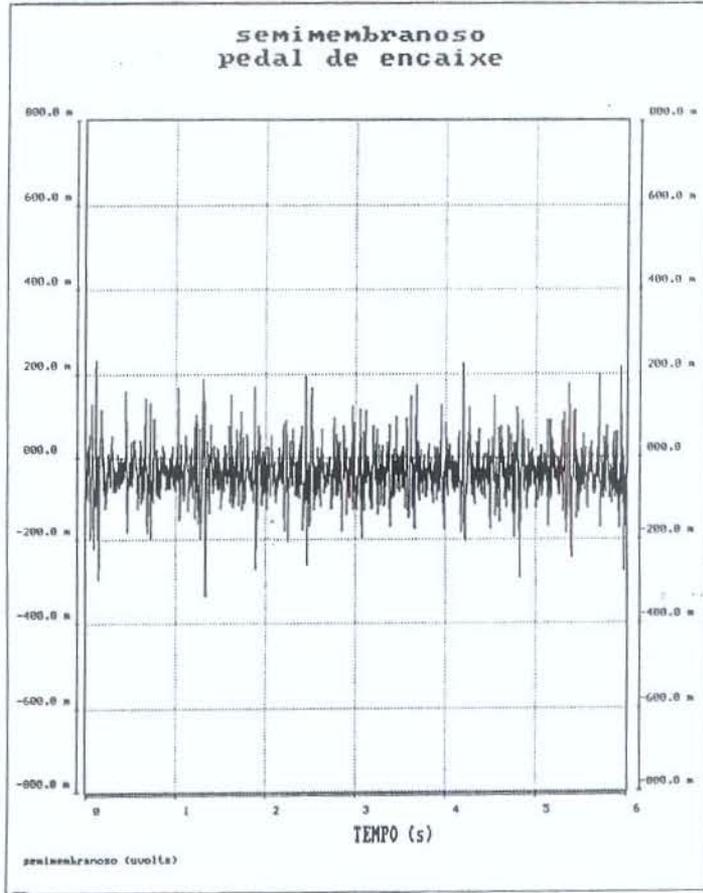
SUJEITO 4



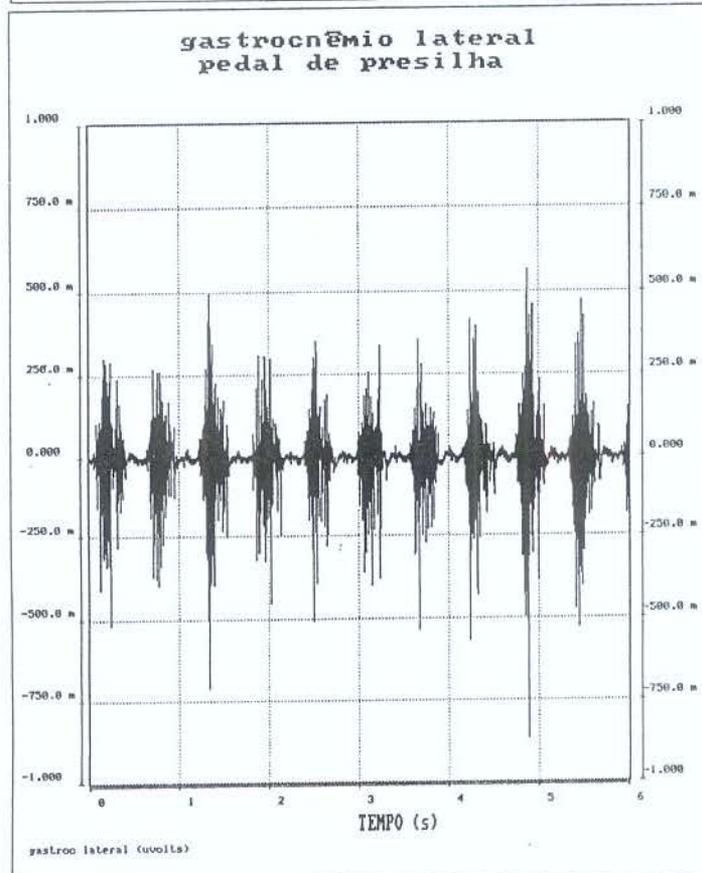
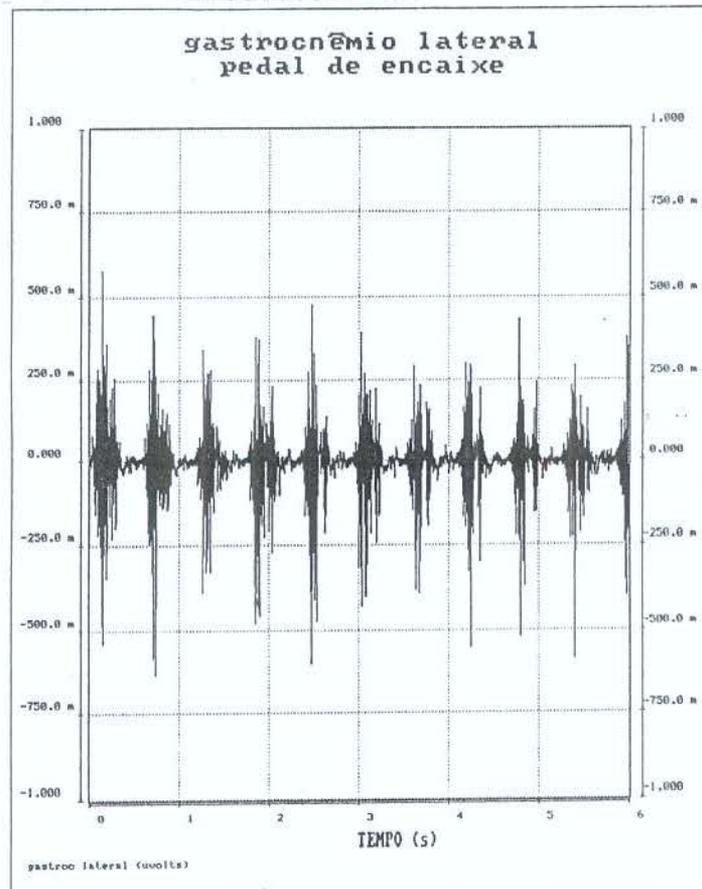
## SUJEITO 4



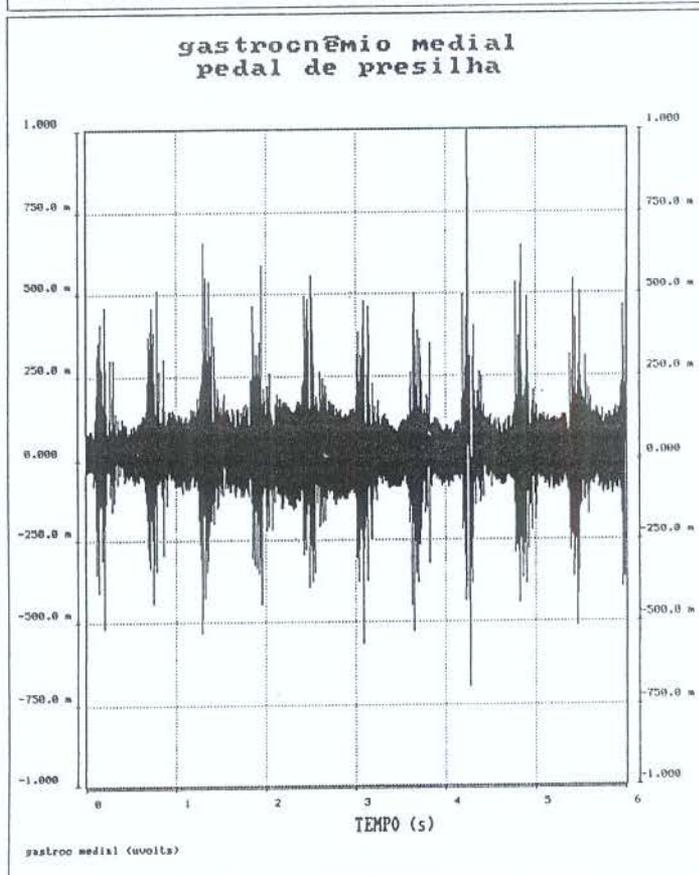
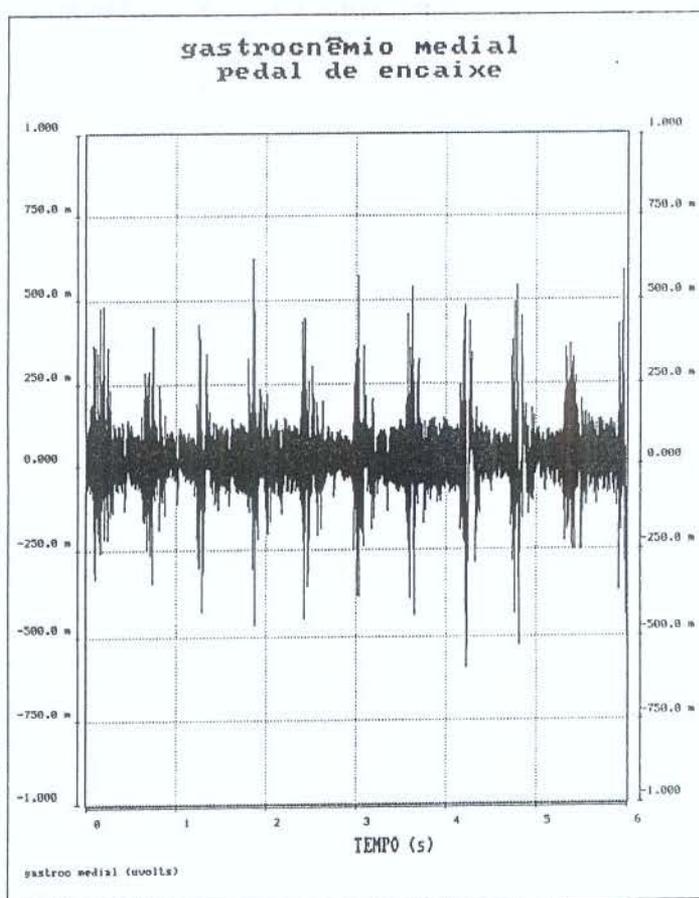
SUJEITO 4



## SUJEITO 4



## SUJEITO 4



## BIBLIOGRAFIA

- ACIERNO, S. P., BARATTA, R. V., SOLOMONOW, M. *A practical guide to electromyography*. New Orleans: Louisiana State University, 1995.
- ARAÚJO, R. C., AMADIO, A. C., FURLANI, J. Contribuição para a interpretação da relação força e atividade eletromiográfica. *Anais do IV Congresso Nacional de Biomecânica*. São Paulo: EEF – USP, 1993.
- BANKOFF, A. D. P. *Contribuição eletromiográfica ao estudo dos músculos reto abdominal e oblíquo externo*. São Paulo: USP, 1982. Tese (doutorado).
- BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J. *Muscles alive; their functions revealed by electromyography*. 5.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- BURKE, E. R. *Science of cycling*. Champaign: Human Kinetics Books, 1986.
- CARMO, J. do. Análise eletromiográfica da atual posição de ciclismo. *Anais do IV Congresso Nacional de Biomecânica*. São Paulo: EEF-USP, 1993.
- DANGELO, J. G., FATTINI, C. A. *Anatomia básica dos sistemas orgânicos*. Rio de Janeiro / São Paulo: Atheneu, 1984.
- DE MARCO, A. *Estudo eletromiográfico das cabeças medial e lateral do músculo gastrocnêmio, durante a pedalação em bicicleta ergométrica, e nos movimentos de elevação e abaixamento dos calcanhares, com o pé direito na posição normal, em inversão e em eversão*. São Paulo: USP, 1990. Tese (doutorado).
- DENADAI, B. S. Aspectos fisiológicos relacionados com a economia de movimento. *Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde*, v.1, n.3, p.59-73, 1996.
- ERVILHA, U. F., AMADIO, A. C., DUARTE, M. Estudo sobre procedimentos de normalização da intensidade do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. *Anais do VII congresso brasileiro de biomecânica*. Campinas: SBB / DEM- FEF- UNICAMP / LIB- FEF, 1997.

- FARIA, I., CAVANAGH, P. *The physiology and biomechanics of cycling*. New York: John Wiley, 1978.
- FRANCISCETTI, A. C. *Trabalho sedentário; um problema para a saúde do trabalhador*. Campinas: Editora da UNICAMP, 1990.
- GLASS, S. C. et al. Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, n.38, p.47-52, 1998.
- GOTO, S., TOYOSHIMA, S., HOSHIKAWA, T. Study of integrated EMG of leg muscles during pedaling at various loads, frequency and equivalent power. *Biomechanics V-A*. p.246-252. Baltimore: University Park Press, 1975.
- GREGOR, R. J., GREEN, D., GARHAMMER, J. J. An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists. *Biomechanics VII*, p.537-541. Baltimore: University Park Press, 1982.
- JORGE, M., HULL, M. L. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*, v.19, n.9, p.683-694, 1986.
- MACHADO, A. *Neuroanatomia funcional*. 2.ed. São Paulo / Rio de Janeiro / Belo Horizonte: Atheneu, 1993.
- NABINGER, E., ZARO, M. A. Variação da eletromiografia na pedalada de um ciclista. *Anais do VII congresso brasileiro de biomecânica*. Campinas: SBB / DEM- FEF- UNICAMP / LIB- FEF, 1997.
- RASCH, P. J., BURKE, R. K. *Cinesiologia e anatomia aplicada; a ciência do movimento humano*. 5.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977.
- SAMULSKI, D. M. *Psicologia do esporte; teoria e aplicação prática*. Belo Horizonte: Imprensa Universitária / UFMG, 1995.
- SCHAUF, C. L., MOFFETT, D. F., MOFFETT, S. B. *Fisiologia humana*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.
- SEVERINO, A. J. *Metodologia do trabalho científico*. 17.ed. rev. São Paulo: Cortez - Autores Associados, 1991.

SINGER, R. N. *Psicologia dos esportes; mitos e verdades*. 2.ed. São Paulo: Harper e Row do Brasil, 1977.

TAKAISHI, T. et al. Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.30, n.3, p.442-449, 1998.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2.ed. New York: John Wiley & Sons, 1990.