

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

RELAÇÃO DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS  
COM A TRANSIÇÃO AERÓBIA-ANAERÓBIA EM  
CICLISTAS TREINADOS

Maria Claudia Cardoso Pereira

BRASÍLIA  
2009

RELAÇÃO DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS COM A TRANSIÇÃO  
AERÓBIA-ANAERÓBIA EM CICLISTAS TREINADOS

MARIA CLAUDIA CARDOSO PEREIRA

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Educação Física da  
Universidade de Brasília, como  
requisito parcial para a obtenção do  
grau de Mestre em Educação Física.

ORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO

MARIA CLAUDIA CARDOSO PEREIRA

RELAÇÃO DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS COM A TRANSIÇÃO  
AERÓBIA-ANAERÓBIA EM CICLISTAS TREINADOS

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Educação Física pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

Banca examinadora:

---

Prof. Dr. Jake Carvalho do Carmo, Doutor  
(Orientador - FEF/UnB)

---

Prof. Dr. Martim Francisco Bottaro Marques  
(Examinador Interno – FEF/UnB)

---

Prof. Dr. Francisco Assis do Nascimento  
(Examinador Externo – ENE/UnB)

Brasília – DF, 31 de julho de 2009

P436 Pereira, Maria Claudia Cardoso.

Relação de parâmetros eletromiográficos com a transição aeróbia-anaeróbia em ciclistas treinados / Maria Claudia Cardoso Pereira ; Jake Carvalho do Carmo (orientador). – Brasília, 2009.

xi, 93 f. : il. ; 28 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física.

1. Eletromiografia de superfície. 2. Transição aeróbica-anaeróbia.  
3. ciclistas.

I. Carmo, Jake Carvalho do. II. Título.

CDU: 613.731

#### REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

PEREIRA, Maria Claudia. *Relação de parâmetros eletromiográficos com a transição aeróbia-anaeróbia*. Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, 2009. 93p. Dissertação apresentada à Faculdade de da Universidade de Brasília, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

#### CESSÃO DE DIREITOS

Autor: Maria Claudia Cardoso Pereira

Título: Relação de parâmetros eletromiográficos com a transição aeróbia-anaeróbia em ciclistas treinados.

GRAU: Mestre

ANO: 2009

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Maria Claudia Cardoso Pereira

SQN 216 Bloco K Apartamento 409

70875-110 Brasília – DF – Brasil

## AGRADECIMENTOS

“Quanto mais me aprofundo nos mistérios da natureza,  
mais me convenço da existência de Deus.”

Einstein

Só poderia começar agradecendo a Deus que me deu o dom da vida e é fonte da minha felicidade. Agradeço mais do que especialmente aos meus pais, Ruimar e Maria Cecília. Nunca poderei retribuir tudo o que fizeram e fazem por mim, apenas dedico a vocês a conclusão de mais essa etapa da minha vida. Vocês que não mediram esforços ao oferecer a mim e aos meus irmãos o melhor estudo sempre e mais do que isso nos deram educação pra vida. De forma quase imediata muito obrigada aos meus irmãos, Emanuel e Cristiano, que durante toda a minha vida e não foi diferente durante o tempo de mestrado, souberam alegrar minha existência. Também por entenderem muitas vezes o motivo do meu cansaço, de ter que emprestar o computador para o meu processamento de dados que acabou durando meses...entre tantas outras coisas! Agradeço à minha linda cunhada, Roberta, pelo apoio incondicional sempre que precisei!

Bom, quando o assunto é meio acadêmico o olhar se volta para a pessoa que mais acreditou em mim, meu orientador e amigo professor Jake Carvalho do Carmo. Agradeço por todas as palavras que foram destinadas a mim, assim como as horas despendidas em prol do meu crescimento acadêmico. Obrigada por todos os ensinamentos que com certeza seguirão comigo ao longo da minha vida acadêmica e pessoal!

Sigo agradecendo ao amigo e irmão por parte da ciência, Valdinar de Araújo Rocha Júnior. Saiba que sua presença foi imprescindível em diferentes fases do meu mestrado e que o admiro como pessoa e profissional que você é. Não posso deixar de agradecer ao amigo Fabiano Peruzzo Schwartz, o qual contribui de forma importantíssima para a minha caminhada acadêmica quando

o assunto adentrava os conhecimentos específicos da engenharia. Da mesma forma aos engenheiros e, acima de tudo, professores, Marcelino Monteiro de Andrade e Wilson Henrique Veneziano os quais sempre se esforçaram para transmitir conhecimentos tão importantes para minha formação.

Agradeço especialmente aos amigos Paulo Roberto Wagner Pinheiro Júnior, André Martorelli e Felipe Wassem Magalhães pelo suporte durante a coleta de dados e por todo o tempo despendido em prol dessa pesquisa. Vocês foram fundamentais!

Aos funcionários e amigos que fiz durante minhas longas horas no Laboratório de Fisiologia do Exercício, pela recepção e apoio incondicional. Ao Biro, à Denise, à Lúcia Kobayashi, ao Dudu e ao Harley. Também agradeço à pesquisadora e ciclista Cecília Grillo, seu apoio foi fundamental. Da mesma forma agradeço à professora Keila Fontana, pela paciência e conhecimentos inestimáveis destinados a mim.

Agradeço a todos os mestres que muito me ensinaram durante todo meu curso. À direção da Faculdade de Educação Física, juntamente com todos seus funcionários, instalações e equipamentos, os quais sempre estiveram à disposição para o melhor andamento da pesquisa. Em especial, à secretária de pós-graduação, Alba, pela disponibilidade e simpatia em nos servir sempre que necessário.

Aos voluntários da pesquisa, que se prontificaram a ajudar de forma bastante expressiva. Espero poder ter contribuído com aplicações práticas no treinamento de cada um de vocês. Agradeço ao *site ciclismobrasil.com*, que por intermédio do ciclista Gustavo Cabral, foi imprescindível no recrutamento dos voluntários para a pesquisa.

Aos amigos e colegas do meio acadêmico, Rodrigo Celes, Amanda Vasconcelos, Fabiano Soares, Michele Lopes, Marcos Magalhães e Luiz Fernando Cuozzo, pelas conversas de fundo científicas ou não e pela torcida sempre.

Não poderia citá-los com o risco de esquecer algum, mas agradeço a todos meus amigos e aos colegas de trabalho que de alguma forma estiveram presentes na minha vida. Por a terem tornado mais alegre e por não terem deixado em momento algum que as dificuldades apresentadas fossem maiores que minhas forças para enfrentá-las.

## SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS.....	v
LISTA DE FIGURAS.....	vi
LISTAS DE SIGLAS, ABREVIações E SÍMBOLOS.....	viii
RESUMO.....	ix
<i>ABSTRACT</i> .....	x
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	1
1.1 – Objetivo.....	6
1.2 – Justificativa.....	6
CAPÍTULO 2 – REVISÃO DE LITERATURA.....	9
2.1 – Transição aeróbia-anaeróbia.....	9
2.1.1 – Limiares de lactato.....	10
2.1.2 – Limiares ventilatórios e método de análise visual gráfica.....	12
2.2 – Eletromiografia.....	17
2.2.1 – Técnica de arranjos lineares de eletrodos.....	18
2.2.2 – Limiares eletromiográficos.....	26
2.3 – Aplicação de modelos matemáticos na determinação de limiares.....	27
2.4 – Velocidade de condução e análise gasosa.....	30
CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	32
3.1 – Amostra.....	32
3.2 – Protocolo para coleta de dados.....	32
3.2.1–Procedimentos para aquisição e processamento dos sinais eletromiográficos .....	34
3.2.2 –Procedimentos para aquisição e análise dos gases expirados.....	44
3.3 – Determinação dos limiares referentes à transição aeróbia- anaeróbia....	47
3.4 – Análise estatística.....	53

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS.....	55
CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO.....	59
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES .....	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68
LISTA DE ANEXOS.....	76



## LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1 - Porcentagem em que ocorreram os limiares eletromiográficos de superfície nos oito músculos estudados.....	27
Tabela 2 – Resumo das variáveis com padrão-ouro.....	52
Tabela 3 – Resumo das variáveis estudadas.....	53
Tabela 4 – Descrição dos sujeitos cujos dados foram analisados.....	55
Tabela 5 – Probabilidades (p) do teste de normalidade Shapiro-Wilk aplicado às variáveis estudadas.....	55
Tabela 6 – Valores em segundos da média ( $\bar{X}$ ) e desvio padrão (DP) dos pontos de quebra nas variáveis analisadas.....	56
Tabela 7 – Delta entre os valores médios dos pontos de quebra (em segundos) das variáveis comparadas de RMS, $\dot{V}CO_2$ e VE.....	56
Tabela 8 – Delta entre os valores médios dos pontos de quebra (em segundos) das variáveis comparadas de VC, $\dot{V}CO_2$ e VE.....	57
Tabela 9 – Valores de significância para o RMS.....	57
Tabela 10 – Valores de significância para a VC.....	58
Tabela 11 – Valores de significância para a VE.....	58

## LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1 – Contribuição energética das vias ATP-CP, glicolítica láctica e oxidativa em relação ao tempo de exercício (modificado - McArdle, 1998).....	10
Figura 2 – (A) Gráfico que representa os limiares ventilatórios, LV1 e LV2, em relação à ventilação. (B) Gráfico que representa os limiares ventilatórios, LV1 e LV2, em relação aos equivalentes ventilatórios (Denadai, 1999).....	15
Figura 3 – Representação do eletrodo bipolar e o esquema de configuração da amplificação diferencial.....	18
Figura 4 – Arranjo linear de 16 eletrodos.....	19
Figura 5 – (A) Representação da amplificação diferencial encontrada em eletrodos bipolares. (B) Representação do modo duplo diferencial encontrado em arranjos lineares de eletrodos.....	19
Figura 6 – Arranjo linear de eletrodos e amplitude do sinal captado em diferentes regiões do músculo.....	21
Figura 7 – Sinal adquirido através de arranjo linear de 16 eletrodos.....	22
Figura 8 – Sinal obtido através de arranjo linear de eletrodos e utilizado para cálculo da velocidade de condução.....	24
Figura 9 – Efeito de um protocolo de rampa sob o recrutamento de fibras musculares (traduzido - Maglischo, 2003).....	25
Figura 10 – Eletromiógrafo EMG-16 (LISiN - Ot Bioelettronica- Torino, Itália).....	34
Figura 11 – Procedimento padrão para mapeamento do músculo vasto lateral.....	35
Figura 12 – Sinal captado pelo software EmgAcq (LISiN -Ot Bioelettronica - Torino, Itália) por meio do arranjo linear rígido de 16 canais.....	36
Figura 13 – Indicadores fornecidos pelo software (EmgAcq/ LISiN-Ot Bioelettronica – Torino, Itália) e utilizados na análise quantitativa do mapeamento muscular.....	37

Figura 14 – Marcação da região de boa propagação do potencial de ação para posterior fixação do arranjo de eletrodos utilizado durante o teste.....	38
Figura 15 – Arranjo linear semi-flexível de oito canais (modificado - Manual do Usuário do EMG16, Torino, Itália).....	39
Figura 16 – (A) Colocação do gel e (B) fixação do arranjo linear semi-flexível.....	40
Figura 17 – Posicionamento do <i>trigger</i> utilizado para recorte do sinal.....	41
Figura 18 – Representação das bulhas e dos pulsos do <i>trigger</i> utilizados pra recorte do sinal a cada pedalada.....	43
Figura 19 – Analisador de gases MetaLyzer 3B (Córtex Biophysik, Alemanha) e máscara com suporte para fixação.....	45
Figura 20 – Disposição de todos os equipamentos utilizados durante o teste..	46
Figura 21 – Preparação do sujeito.....	47
Figura 22 – Determinação de dois pontos de quebra (PVE1 e PVE2) na VE...	48
Figura 23 – Determinação de dois pontos de quebra (PRMS1 e PRMS2) nos dados de RMS.....	49
Figura 24 – Determinação de um ponto de quebra (PVC) nos dados de VC...	50

## LISTA DE ABREVIações

- ATP – Trifosfato de adenosina
- $\text{Ca}^{2+}$  – Íons de cálcio
- $\text{CO}_2$  – Gás carbônico
- CP – Creatina fosfato
- FC Max – Frequência cardíaca máxima
- $\text{H}^+$  – Íons de hidrogênio
- LA – Limiar Anaeróbio
- LV1 – Primeiro limiar ventilatório
- LV2 – Segundo limiar ventilatório
- LL1 – Primeiro limiar de lactato
- LL2 – Segundo limiar de lactato
- MMV – Método da máxima verossimilhança
- MUAP – *Motor Unit Action Potential* (Potencial de ação da unidade motora)
- MUAPT – *Motor Unit Action Potential Train* (Trem de potenciais de ação da unidade motora)
- $\text{O}_2$  – Oxigênio
- PCR – Ponto de Compensação Respiratório
- RMS – *Root Mean Square* (raiz quadrática média)
- rpm – Rotações por minuto
- SNR – Razão sinal ruído
- VC – Velocidade de propagação do impulso nervoso ao longo da fibra muscular
- $\dot{V}\text{CO}_2$  – Produção de dióxido de carbono
- $\dot{V}\text{CO}_2/\dot{V}\text{O}_2$  – Quociente respiratório
- $\text{VE}/\dot{V}\text{O}_2$  – Equivalente ventilatório de gás carbônico
- $\text{VE}/\dot{V}\text{CO}_2$  – Equivalente ventilatório de oxigênio

$\dot{V}O_2$  – Consumo de oxigênio

$\dot{V}O_2$  máx – Consumo máximo de oxigênio

VE – Ventilação minuto

W – Watt

## RESUMO

## RELAÇÃO DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS COM A TRANSIÇÃO AERÓBIA-ANAERÓBIA EM CICLISTAS TREINADOS

Autora: Maria Claudia Cardoso Pereira

Orientador: Jake Carvalho do Carmo

O objetivo do estudo foi verificar a existência de pontos de quebra no valor RMS e na velocidade de condução (VC) semelhantes ao limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório determinados por variáveis ventilatórias. O sinal eletromiográfico de superfície foi registrado no vasto lateral de 14 ciclistas do sexo masculino ( $32,64 \pm 8,97$  anos) por meio de arranjos lineares de eletrodos. Os sujeitos realizaram um teste físico do tipo incremental em cicloergômetro com carga inicial de 150 W, cadência de 80 rpm e acréscimos de  $20 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$ . O limiar anaeróbio foi determinado por um ponto de quebra na  $\dot{V}\text{CO}_2$  e o ponto de compensação respiratório pelo segundo ponto de quebra na VE. Os algoritmos aplicados aos dados de  $\dot{V}\text{CO}_2$ , VE, RMS e VC foram capazes de determinar um ou dois pontos de quebra na tendência dos dados. Os pontos de quebra foram comparados por meio de teste-t pareado ( $p < 0,05$ ). Não foram encontradas diferenças significativas entre o primeiro ponto de quebra do RMS e o limiar anaeróbio bem como do segundo ponto de quebra e o ponto de compensação respiratório. Os dados da VC apontam para apenas um ponto de quebra nessa variável semelhante estatisticamente ao limiar anaeróbio. Os resultados do estudo apontam a aplicabilidade da eletromiografia de superfície como método não-invasivo de determinação dos limiares referentes à transição aeróbia-anaeróbia em ciclistas treinados.

Palavras-chave: eletromiografia de superfície, transição aeróbia-anaeróbia, ciclistas

## ABSTRACT

RELATIONSHIP BETWEEN ELECTROMYOGRAPHIC PARAMETERS AND  
AEROBIC-ANAEROBIC TRANSITION IN TRAINED CYCLISTS

Autora: Maria Claudia Cardoso Pereira

Orientador: Jake Carvalho do Carmo

The purpose of the study was to verify the existence of break points in the RMS value and conduction velocity (VC) similar to the anaerobic threshold and respiratory compensatory point determined by ventilatory variables. The electromyographic signal was registered in the vastus lateralis muscle of 14 male cyclists ( $32.64 \pm 8.97$  years old) with a linear electrodes array. The subjects were submitted to an incremental physical test in a cycloergometer with the initial load of 100 W, cadence of 80 rpm and load increase of  $20 \text{ W}\cdot\text{min}^{-1}$ . The anaerobic threshold was determined by one break point in  $\dot{V}\text{CO}_2$  and the respiratory compensatory point was defined by the second point in VE. The algorithms applied in  $\dot{V}\text{CO}_2$ , VE, RMS e VC were capable to identify one or two break points in the trend of the variables. The break points were compared by the paired t-test ( $p < 0.05$ ). There were no significant difference between the first break point in RMS value and anaerobic threshold, as well as the second break point and the respiratory compensatory point. The VC data shows only one break point in this variable similar to the anaerobic threshold. The results support the applicability of surface electromyography as a non-invasive method to determine the thresholds referents to the aerobic-anaerobic transition in trained cyclists.

Key words: surface electromyography, aerobic-anaerobic transition, cyclists.

## CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

O treinamento desportivo tem sido visto como uma atividade de busca contínua dos limites físicos que pode chegar o ser humano, baseado em métodos científicos e no abandono sistemático do empirismo. No esporte de competição cada vez mais os atletas vêm se aperfeiçoando e superando limites antes considerados inatingíveis, com um menor risco de lesões (Carmo, 2003). Diversos fatores têm contribuído para o desenvolvimento do treinamento desportivo, entre eles a associação de equipamentos que mensuram cada vez melhor o sujeito em vários parâmetros de controle mais completos e fidedignos.

O ciclismo é considerado um dos esportes mais populares do mundo, seja ele praticado com intuito de competição, passeio ou simplesmente para manter-se saudável (So *et al.* 2005). Sendo assim, ciclistas treinados e não-treinados tem sido alvo de muitos estudos com o objetivo de analisar diferentes variáveis fisiológicas e biomecânicas aplicadas à realidade do esporte em questão. Um parâmetro bastante aplicado à prescrição de treinamento de exercícios considerados de natureza predominantemente aeróbia é o chamado limiar anaeróbio (LA) bem como o chamado ponto de compensação respiratório (PCR).

O limiar anaeróbio é definido como o ponto durante um exercício físico em que a produção de energia pelo metabolismo aeróbio é suplementada pelo metabolismo anaeróbio. Tal ponto constitui-se num importante parâmetro de determinação da capacidade aeróbia funcional, implicando no estado de condicionamento físico do indivíduo (Wasserman & McLlory, 1964; Davis, 1985; Beaver *et al.*, 1986; Wasserman, 1999; Anosov *et al.*, 2000; Barros Neto *et al.*, 2001). Sabe-se que durante a realização de um exercício físico dinâmico progressivo, a partir de uma determinada duração, o sistema oxidativo de produção de energia passa a não ser mais capaz de suprir a crescente demanda proveniente das exigências cada vez maiores das fibras musculares em atividade (Wasserman *et al.*, 1990). Com a continuidade do exercício e para que a intensidade seja mantida, torna-se novamente necessária a produção de energia pelo sistema anaeróbio. Em resposta



compensatória à acidose láctica gerada a partir do LA, o organismo chega a um ponto máximo de estabilidade na produção e remoção de ácido láctico que coincide com o ponto de compensação respiratório (PCR).

O termo limiar anaeróbio foi inicialmente introduzido por Wasserman e McLlory (1964) e não muito depois, Kindermann e seus colaboradores (1979), verificando a existência de dois limiares, introduziram o termo “transição aeróbia-anaeróbia”. Essa transição aeróbia-anaeróbia é vista como a região entre o LA e PCR e pode ser utilizada em prescrição de exercícios (Meyer *et al.*, 2005b) pois está diretamente relacionada ao tipo de metabolismo utilizado pelo organismo para produção de energia.

De fato o fenômeno de mudança de metabolismos ainda necessita ser bastante estudado embora a maioria dos estudiosos defenda a existência de dois limiares durante o exercício, passíveis de serem determinados a partir de diferentes métodos, existem autores que encontraram apenas um ponto de transição durante exercício incremental (Dennis *et al.*, 1992; Pires *et al.*, 2008).

Diferentes métodos têm sido aplicados na determinação dos limiares referentes à transição aeróbia-anaeróbia (Higa *et al.*, 2007). Há uma variedade de estudos documentados na literatura que utilizam tais métodos, podendo ser considerados de acordo com a natureza da sua análise como diretos (invasivos) ou indiretos (não-invasivos). Como exemplo de métodos de análise direta, temos a concentração de bicarbonato no sangue arterial e seu pH e também a dosagem sanguínea do lactato. A análise das variáveis ventilatórias, da frequência cardíaca e do sinal eletromiográfico superfície são métodos considerados de análise indireta.

O método ventilatório é capaz de fornecer variáveis importantes para compreensão das alterações ocorridas durante a transição aeróbia-anaeróbia. Utilizando variáveis ventilatórias o limiar anaeróbio é determinado pelo aumento desproporcional da ventilação minuto ou e da produção de dióxido de carbono em relação ao consumo de oxigênio, também chamado de primeiro limiar ventilatório (LV1). Em intensidades superiores de exercício observa-se o ponto de compensação respiratório ou segundo limiar ventilatório (LV2). Nesse ponto ocorre um aumento

mais acentuado agora apenas da ventilação minuto em relação à produção de dióxido de carbono (Kindermann *et al.*, 1979; Wasserman *et al.*, 1999).

Comumente utilizada, a ergoespirometria é um método não-invasivo de avaliação dos gases expirados e consiste num teste de esforço cardiopulmonar para avaliar o desempenho físico ou a capacidade funcional do indivíduo (Yazbek *et al.*, 2001). Por meio de uma unidade coletora de gases as variáveis ventilatórias são medidas em pequenas amostras dos gases expirados durante o exercício pelo indivíduo. Para Serra (1997) a ergoespirometria permite identificar de forma objetiva a consequência respiratória das modificações metabólicas impostas pelo estresse do exercício. Ainda que o equipamento utilizado em teste ergoespirométrico restrinja-se, muitas vezes, a laboratórios de pesquisa devido ao alto custo na aquisição e manutenção assim como seu manuseio ser considerado complexo (Pessoti, 2005).

Novos métodos não-invasivos diferentes do método ventilatório tem sido utilizados na inferência do LA e PCR motivados primeiramente pelo aumento do conforto ao indivíduo, ou por questões de gastos na aquisição e manutenção do equipamento assim como na praticidade relacionada ao preparo dos materiais utilizados e do teste em si.

Novas tecnologias tem sido implementadas a fim de compreender melhor as alterações decorrentes da transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio. Diferentes estudos tem buscado elucidar aspectos relacionados a essa transição ao utilizar variáveis eletromiográficas para determinar os limiares durante o exercício Merletti & Parker (2004) acreditam que a disponibilidade de oxigênio possa desempenhar um importante papel na regulação do recrutamento e frequência de disparo das unidades motoras, indicando uma estreita relação entre o estado de abastecimento de energia e o recrutamento do tipo de fibra muscular existentes. A compreensão da fisiologia muscular associada à mudança nas variáveis ventilatórias durante a transição aeróbia-anaeróbia tem sido empreendida com certo esforço dentro do ambiente científico. Estudos como os de Lucía *et al.* (1999), Hug *et al.*, (2003a), Hug *et al.*, (2003b), Otterço (2004), Pozzi *et al.* (2006), entre outros, corroboram que a utilização da eletromiografia de superfície como método para avaliação da transição aeróbia-anaeróbia tem se mostrado capaz de corresponder as

expectativas ainda que para populações com características bastante distintas como de atletas, indivíduos fisicamente ativos, hipertensos etc.

A eletromiografia de superfície é um método de coleta de sinais seguro, não-invasivo e simples que propicia a quantificação da energia do músculo (Veneziano, 2006). Considerando o sinal eletromiográfico superfície essencialmente o registro das atividades elétricas de um conjunto de unidades motoras ativadas no mesmo instante (Winter, 1979), este é capaz de fornecer importantes informações concernentes à fisiologia muscular. Vitassalo *et al.* (1985), Airaksinen *et al.* (1992) e Bunc *et al.* (1995) mostraram a existência de um aumento não-linear na amplitude do sinal eletromiográfico de superfície durante a fase de transição aeróbia-anaeróbia em cicloergometria. Outros estudos também mostraram a existência de um aumento não-linear da raiz quadrática média (*root mean square- RMS*) do sinal eletromiográfico de superfície em relação ao incremento de potência de trabalho durante realização de teste de exercício físico incremental (Otterço, 2004; Pozzi *et al.*, 2006).

Com o intuito de relacionar as respostas cardiorespiratórias e musculares modelos matemáticos têm sido amplamente aplicados a diferentes variáveis. O objetivo tem sido automatizar o processo de determinação dos limiares referentes ao exercício físico incremental (Pozzi *et al.*, 2006; Crescêncio *et al.*, 2003; Higa *et al.*, 2007; Pires *et al.*, 2008).

Lucía e seus colaboradores (1999) verificaram que a utilização de um modelo matemático de regressão linear multissegmentada aplicado aos valores de RMS do sinal mioelétrico de ciclistas de elite foi um método eficaz para identificar valores correlacionados positivamente ao limiar anaeróbio, assim como ao ponto de compensação respiratório. Recentemente Hug e seus colaboradores (2003a) descreveram que o uso da eletromiografia de superfície pode ser considerado um método não-invasivo para detecção do PCR na maioria dos músculos envolvidos no ciclismo após teste incremental em ciclistas profissionais. Em outro estudo, Hug *et al.* (2003c) afirmam que o RMS do sinal eletromiográfico de superfície pode ser usado como preditor do aumento do consumo de oxigênio em ciclistas treinados. O que tornaria esse método uma ferramenta útil aos treinadores que não podem usufruir da análise gasosa devido ao seu alto custo.

Diferentes estudos levam a crer que existam alterações não somente no RMS do sinal eletromiográfico de superfície, mas também na velocidade de condução durante a transição aeróbia-anaeróbia em teste do tipo incremental (Masuda *et al.*, 2001; Farina *et al.*, 2004a; Farina *et al.*, 2004b). A velocidade de condução do impulso nervoso na fibra muscular (VC) é um parâmetro fisiológico que pode ser obtido por meio da eletromiografia de superfície e que ainda é pouco estudado. Recentemente foi encontrada uma correlação positiva entre a velocidade de condução e o consumo máximo de oxigênio durante exercício em cicloergômetro (Farina *et al.*, 2007). Segundo Pringle *et al.* (2003), o ciclismo em diferentes velocidades e forças implica em estratégias de controle muscular como se permite ser observado por meio das respostas do consumo de oxigênio. Assim, para Farina e seus colaboradores (2007) a mensuração da velocidade de condução nas fibras musculares durante o ciclismo pode fornecer um significado direto das modificações nas unidades motoras em diferentes fases da tarefa.

A existência da relação entre parâmetros eletromiográficos e variáveis ventilatórias durante a transição aeróbia-anaeróbia traz a tona a necessidade de consolidar os conhecimentos acerca da fisiologia muscular que possam ajudar na prescrição adequada de exercício físico por meio de métodos não-invasivos. A velocidade de condução pode tornar-se um elo a fim de elucidar aspectos referentes às alterações no sinal eletromiográfico de superfície decorrentes da mudança no metabolismo energético ao longo do exercício físico. Portanto, é bastante relevante o desenvolvimento e aprimoramento de técnicas objetivas e automáticas para detecção do LA e PCR por meio de um protocolo de teste consistente, o que poderá acarretar a popularização no uso dessas variáveis em prescrições de exercício e métodos de treinamento.

## 1.1 – Objetivo

O presente trabalho teve por objetivo verificar a relação entre os valores correspondentes ao limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório obtidos por método ventilatório e os possíveis pontos de mudança na amplitude do sinal eletromiográfico de superfície e velocidade de condução do impulso nervoso na fibra muscular durante a transição aeróbia-anaeróbia em ciclistas treinados.

## 1.2 – Justificativa

A compreensão das necessidades do organismo respeitando os níveis de treinamento de cada sujeito é fator importante na prescrição da atividade física. O limiar anaeróbio tem sido utilizado como um parâmetro fisiológico útil na avaliação da capacidade funcional de diferentes populações assim como na prescrição adequada de treinamento físico evitando-se o *overtraining* (Higa, 2006).

Segundo Barros Neto *et al.* (2001), no âmbito do treinamento desportivo o limiar anaeróbio e o ponto de compensação respiratório podem ser utilizados para diagnosticar as necessidades energéticas específicas nas diferentes modalidades, as capacidades funcionais individuais, o diagnóstico individual da evolução e a periodização do treinamento.

Tendo em vista o alto custo na aquisição de equipamentos de ergoespirometria, sua manutenção dispendiosa e manuseio complexo, outros recursos de avaliação da capacidade funcional vêm sendo propostos nas últimas décadas (Pessoti, 2005). Os resultados encontrados na literatura são encorajadores, no sentido de permitir a quantificação adequada do limiar anaeróbio por meio de ferramentas de aquisição de sinais biológicos mais simples e menos onerosas, como a eletromiografia de superfície. É possível considerar a eletromiografia de superfície um método simples por necessitar apenas de um eletromiógrafo e de pequenos eletrodos fixados a pele do sujeito para que o sinal eletromiográfico de superfície seja

adquirido. A eletromiografia de superfície, quando comparada a ergoespirometria, pode ter um custo mais baixo tanto na aquisição do equipamento bem como na manutenção do mesmo.

A aplicação de modelos matemáticos aos dados de amplitude do sinal eletromiográfico assim como em variáveis ventilatórias tem se mostrado eficaz na determinação do limiar anaeróbio, assim como do ponto de compensação respiratório (Lucía *et al.*, 1999; Hug *et al.*, 2003b; Pozzi *et al.*, 2006). Dessa forma, aplicar modelos matemáticos a esses parâmetros torna o processamento de dados mais rápido e objetivo quando comparado a análise visual gráfica comumente aplicada às variáveis ventilatórias. O profissional que interpreta os resultados por meio da análise visual gráfica deve não só ser bem treinado como ter experiência com a técnica empregada. Para que erros de interpretação sejam evitados são necessários pelo menos dois avaliadores, o que aumenta o tempo e o trabalho na determinação dos limiares ventilatórios por meio desse tipo de análise.

Há uma variedade de protocolos de aquisição e de métodos de avaliação do comportamento das variáveis eletromiográficas o que dificulta a comparação entre os resultados obtidos nos diferentes estudos. Com isso, é importante empreender com certo esforço a definição de padrões que permitam a referida comparação. No caso da eletromiografia aplicada à transição aeróbia-anaeróbia não é diferente, é de grande relevância a validação de um protocolo de teste consistente para essa finalidade.

A utilização da tecnologia de arranjos lineares de eletrodos traz a possibilidade privilegiada e até mesmo a responsabilidade de produzir estudos que elucidem melhor os aspectos da fisiologia muscular por meio do processamento de sinais biológicos. Por meio de arranjos lineares de eletrodos é possível entender melhor o comportamento da velocidade de condução e elucidar aspectos ainda pouco estudados acerca da fadiga muscular no treinamento desportivo. Assim, o presente estudo pode vir a ter grande relevância no ambiente científico a medida que o mesmo ainda carece de conhecimento a respeito dessa variável (velocidade de condução).

Por enquanto não são muitos os laboratórios que dispõem da tecnologia necessária para aquisição de sinais mioelétricos aptos ao cálculo da velocidade de condução. Acredita-se que em breve a tecnologia de arranjos lineares de eletrodos seja mais bem difundida por ser considerada um instrumento mais fiel à realidade muscular quando comparada à tecnologia que utiliza eletrodos bipolares. Fator determinante para isso é a oportunidade que se tem em determinar individualmente por meio do arranjo linear de eletrodos a região com melhor sinal eletromiográfico no músculo, tornando, assim, a captação do sinal mioelétrico mais próxima à realidade que se quer estudar.

Portanto, a identificação de uma assinatura eletromiográfica para o limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório pode contribuir de forma relevante para a ciência, desencadeando aos profissionais que trabalham com eletromiografia de superfície possíveis pesquisas científicas correlatas e/ou aplicações vinculadas. Dessa forma estará sendo difundida a aplicação do conceito de transição aeróbia-anaeróbia em planejamentos de treinamentos de forma não-invasiva e prática, mais especificamente de ciclistas o que pode ser expandido posteriormente para praticantes de outras modalidades.

## CAPÍTULO 2 – REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 – Transição aeróbia-anaeróbia

Durante a realização de um exercício físico, importantes ajustes são desencadeados de maneira integrada no sistema neural, hormonal, cardiovascular e respiratório, com a finalidade de garantir o equilíbrio ao organismo. Esses ajustes ocorrem devido à necessidade de aumento na demanda energética para os sistemas biológicos, principalmente para a musculatura esquelética em atividade (Gallo Jr. *et al.*, 1995; Negrão & Barreto, 2005).

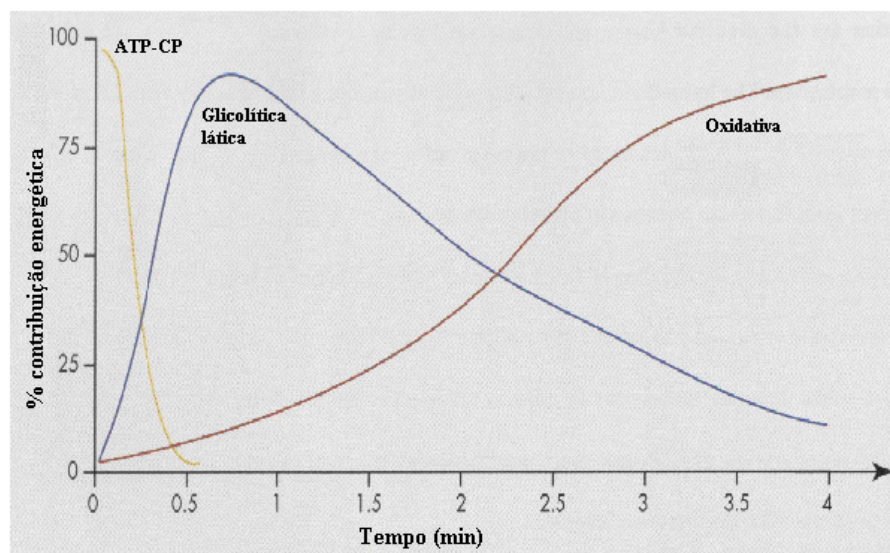
A produção de energia para o organismo está intimamente ligada ao aumento da demanda energético-metabólica por meio da degradação de moléculas de trifosfato de adenosina (ATP). Dessa forma as moléculas de ATP são quebradas e liberam energia de uma das ligações químicas dos grupamentos fosfatos, permitindo que a contração muscular ocorra (Wilmore & Costill, 2002; Negrão & Barreto, 2005). Dependendo da necessidade, intensidade e duração do exercício físico, a produção de ATP pode ser realizada no músculo esquelético pela combinação de diferentes vias metabólicas ou até mesmo pelo predomínio de alguma delas (Higa, 2006). Corroborando ainda McArdle (1998) que a transferência de energia depende além da intensidade e duração do exercício, da aptidão física do praticante.

O sistema de energia ATP-CP (trifosfato de adenosina - creatina fosfato) ou anaeróbio alático possui ação imediata e representa a fonte de energia mais rápida disponível no organismo. Devido a rapidez na depleção das reservas de fosfogênio musculares o sistema anaeróbio alático possui duração de aproximadamente seis a oito segundos. Nos segundos seguintes até dois a três minutos iniciais de trabalho intenso obtemos energia por meio do glicogênio ou da glicose. Essa via também é conhecida como glicolítica ou sistema anaeróbio láctico, devido ao fato do lactato ser subproduto metabólico desse sistema. Com o prolongamento da duração do



exercício ocorre um aumento da demanda metabólica que deverá ser suprida pelos processos aeróbios de produção de energia por meio do sistema oxidativo (McArdle, 1998). O metabolismo oxidativo é a via mais eficiente na produção de ATP pela utilização do oxigênio mitocondrial. Porém, a partir de um determinado momento durante um exercício progressivo, o sistema oxidativo passa a ser incapaz de suprir a crescente demanda energética proveniente das exigências cada vez maiores das fibras musculares ativas (figura 1) (Wasserman *et al.*, 1999).

**Figura 1** - Contribuição energética das vias ATP-CP, glicolítica láctica e oxidativa em relação ao tempo de exercício (modificado - McArdle, 1998).



### 2.1.1 – Limiares de lactato

O limiar anaeróbio pode ser definido como o momento em que a produção de energia pelo metabolismo anaeróbio predomina em relação ao metabolismo aeróbio, refletindo um aumento na concentração de lactato sanguíneo (Wasserman *et al.*, 1999). Depois desse ponto o acúmulo de lactato circulante altera o pH sanguíneo, prejudicando a contração muscular.

Segundo Robergs (2001), o aumento da concentração de lactato está associado à acidose metabólica (diminuição do pH). Essa diminuição no pH, por sua vez, é fruto do aumento da concentração de íons hidrogênio ( $H^+$ ), os quais competem com os íons de cálcio ( $Ca^{2+}$ ) na ligação com a troponina, inibindo a contração muscular (Nakamura & Schwartz, 1972; Brooks, 2004).

O excesso de íons  $H^+$  resultantes da dissociação do ácido láctico formado durante o exercício é tamponado e tem como subproduto água e gás carbônico ( $CO_2$ ) (Ribeiro, 1995; Otterço, 2004; Meyer *et al.*, 2005a). O decréscimo do pH sanguíneo durante o exercício progressivo deve-se principalmente ao aumento na produção de energia via glicolítica gerando acidose láctica (Ribeiro, 1995; Iwanaga *et al.*, 1996).

Segundo Wasserman *et al.* (1973) a medida que a produção de ácido láctico torna-se desproporcional à sua remoção pelos processos de captação e metabolização, temos o limiar anaeróbio ou primeiro limiar de lactato, ponto onde ocorre o primeiro aumento na concentração de lactato sanguíneo acima dos valores de repouso. Para que ocorra uma efetiva compensação da acidose metabólica, o  $CO_2$  formado em excesso, proveniente do acúmulo de ácido láctico, é eliminado pelo sistema ventilatório (Ribeiro, 2005). Porém, chegada à intensidade correspondente ao segundo limiar de lactato ocorre um rápido acúmulo do mesmo no sangue levando ao aparecimento de sinais e sintomas relativos à fadiga e consequente paralização do exercício pelo indivíduo.

De acordo com os estudos que utilizam a concentração de lactato sanguíneo para inferir os limiares da transição aeróbia-anaeróbia, o limiar anaeróbio refere-se ao ponto de limite máximo em que a produção e remoção de lactato estão em equilíbrio, a partir do qual os valores para a concentração de lactato no sangue passam a aumentar em relação aos níveis de repouso. Já o ponto de compensação respiratório está ligado ao acúmulo de lactato sanguíneo gerado a partir de um aumento abrupto na concentração do mesmo (*maximal lactate steady state* - MLSS) (Kindermann *et al.*, 1979). Alguns autores ainda utilizam concentrações fixas para determinação desses limiares como o que fora proposto por Kindermann *et al.* (1979), porém segundo Meyer *et al.* (2005b) novos modelos gráficos tem sido propostos e respeitam de maneira individual a resposta ao exercício.

Diferentes estudos tem utilizado a dosagem sanguínea de lactato como inferência de ativação do metabolismo anaeróbio. Porém, sabendo que o momento de produção de lactato no músculo e a liberação para o sangue podem ser diferentes, pode ocorrer que, dependendo do tempo de amostragem, a dosagem sanguínea de lactato não represente a concentração intramuscular do mesmo (Ribeiro, 1995). Ainda, segundo Meyer e seus colaboradores (2005b) diversos estudos tem indicado que o ponto de compensação respiratório determinado pelo método ventilatório possa superestimar levemente o ponto de máxima fase estável de lactato. Dessa forma, apesar de uma forma geral, os métodos que analisam a concentração de lactato sanguíneo terem sido aperfeiçoados a fim de atender à expectativa de determinação dos limiares já mencionados (Ribeiro, 1995; Figueira & Denadai, 2004; Meyer *et al.*, 2005b), a literatura é ainda bastante controversa quanto a isso (Higa *et al.*, 2007).

A partir do que fora mencionado acima muitos grupos de pesquisa tem desenvolvido métodos não-invasivos e de prática mensuração para determinação dos limiares durante o exercício. Baseando-se na hipótese proposta por Wasserman e seus colaboradores (1973), de que a formação de ácido láctico provoca mudanças fisiológicas nas trocas respiratórias, é possível que tais limiares sejam determinados a partir de variáveis ventilatórias.

### **2.1.2 – Limiares ventilatórios e o método de análise visual gráfica**

A função do sistema cardiovascular e pulmonar é, basicamente, manter o processo de respiração celular. Portanto, uma maneira de se aferir essa função é por meio da análise do consumo de oxigênio e do gás carbônico produzido, que por sua vez variam com a intensidade de trabalho realizado (Wasserman *et al.*, 1999). O sistema ergoespirométrico é um método ventilatório de avaliação cardiopulmonar dos gases expirados de grande importância para avaliação da capacidade funcional dos indivíduos a partir de um sistema aberto de calorimetria indireta, pelo cálculo da produção de calor por meio das medidas de trocas gasosas, no qual o indivíduo

inspira o ar atmosférico em condições favoráveis de temperatura ambiente (Higa, 2006). Assim, um teste de esforço no qual se consiga determinar o consumo de oxigênio e a eliminação de gás carbônico diretamente, reflete, em última análise, a integridade desses sistemas bem como suas adaptações durante a realização de um exercício (Barros Neto *et al.*, 2001).

Sabe-se que durante exercícios prolongados a capacidade física se encontra intimamente ligada à captação, ao transporte e à utilização de oxigênio assim como à disponibilidade de substratos energéticos. Em um exercício com aumento progressivo de carga o consumo de oxigênio eleva-se de forma aproximadamente linear até um ponto onde aumentos adicionais de potência não mais o modificam, atinge-se então o consumo máximo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$  máx). Segundo Leite (1984), o limite de transformação energética aeróbia para anaeróbia, denominado de limiar anaeróbio, é normalmente expresso em percentual de  $\dot{V}O_2$  máx e depende do grau de treinamento físico aeróbio do indivíduo.

O consumo máximo de oxigênio tem sido tradicionalmente aceito como melhor indicador da capacidade para o exercício prolongado (Ribeiro, 1995). Porém, estudos tem comprovado que o  $\dot{V}O_2$  máximo pode ser modificado pelo treinamento até certo ponto onde melhoras na performance aeróbia podem ocorrer sem que  $\dot{V}O_2$  máximo continue aumentando (Ribeiro, 1995; Denadai *et al.*, 2000). Portanto, o  $\dot{V}O_2$  máximo pode explicar parcialmente a capacidade aeróbia relativa ao exercício prolongado fazendo-se necessária a utilização de outros índices para melhor avaliação de diferentes populações (Ribeiro, 1995).

Sabe-se que a ventilação minuto (VE) e a produção de dióxido de carbono ( $\dot{V}CO_2$ ) fornecem informações importantes capazes de indicar o limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório (Mattar *et al.*, 1996; Wasserman *et al.*, 1999). A ventilação minuto (VE) é o volume de ar que se move para dentro e para fora dos pulmões expresso em litros por minuto. Tal volume é determinado por meio do produto da frequência respiratória pelo volume corrente (volume de ar movimentado a cada inspiração e expiração) (Barros Neto *et al.*, 2001).

Os limiares ventilatórios tem sido determinados pela observação gráfica de diferentes variáveis oriundas das medidas de troca gasosa durante exercício progressivo (Ribeiro, 1995; Crescêncio *et al.*, 2003). Estas variáveis incluem a VE, a  $\dot{V}CO_2$ , o quociente respiratório ( $\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$ ), a fração expirada de CO<sub>2</sub>, a fração expirada de O<sub>2</sub>, a pressão parcial de CO<sub>2</sub> ao final da expiração, o excesso de CO<sub>2</sub> produzido, o equivalente ventilatório de gás carbônico ( $VE/\dot{V}CO_2$ ) e o equivalente ventilatório de oxigênio ( $VE/\dot{V}O_2$ ). Por refletirem os mesmos fenômenos fisiológicos, as curvas das variáveis descritas acima permitem a identificação dos limiares. A escolha das variáveis utilizadas na análise visual depende do equipamento disponível para avaliação da troca gasosa e da preferência do próprio analisador.

Corroborando Higa *et al.* (2007), que alguns estudos tem utilizado como padrão-ouro na quantificação do limiar anaeróbio o método de análise visual gráfica para estimar o aumento desproporcional em variáveis ventilatórias e metabólicas durante teste físico incremental. No método que utiliza a análise visual gráfica, normalmente dois diferentes pesquisadores inferem separadamente os limiares, e caso os resultados sejam significativamente diferentes, outro analisador é solicitado a fim de eliminar possíveis discordâncias.

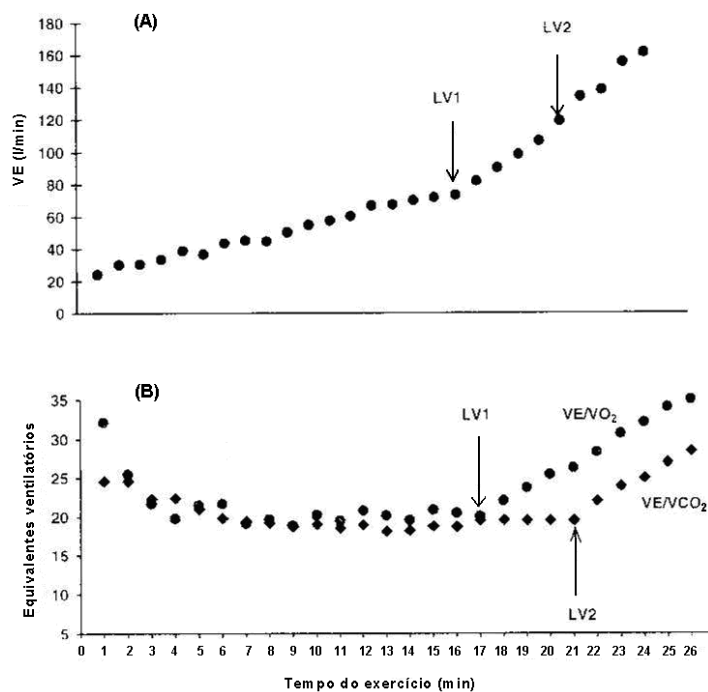
Assim, o primeiro e o segundo limiares ventilatórios tem sido comumente determinados a partir da resposta das variáveis ventilatórias e metabólicas frente ao exercício físico incremental e correspondem, respectivamente, ao limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório. Segundo Wasserman *et al.* (1999), durante um teste incremental a VE e a  $\dot{V}CO_2$  aumentam linearmente em relação ao consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) até um determinado momento em que incrementos adicionais de potência determinam um aumento exponencial tanto da VE como da  $\dot{V}CO_2$  em relação ao aumento linear do  $\dot{V}O_2$  (figura 2). Esse ponto corresponde ao limiar anaeróbio ou primeiro limiar ventilatório (LV1).

Mesmo no ponto de limiar anaeróbio a VE e  $\dot{V}CO_2$  apresentam aumento de forma proporcional. No entanto, ao final de um teste físico incremental a VE passa a

apresentar um aumento mais acentuado em relação à  $\dot{V}CO_2$  (figura 2), que corresponde ao ponto de compensação respiratório ou segundo limiar ventilatório (LV2) (Wasserman *et al.*, 1999; Meyer *et al.*, 2005b).

O LV1 também pode ser traduzido pelo equivalente ventilatório de oxigênio ( $VE/\dot{V}O_2$ ) mais baixo antes de seu aumento progressivo ou pelo início do aumento no  $VE/\dot{V}O_2$  em desproporção ao equivalente ventilatório de gás carbônico ( $VE/\dot{V}CO_2$ ), que permanece estável mesmo após alguns incrementos de carga (Wasserman & McIlroy, 1964; Tebexreni *et al.*, 2001; Stein, 2006). Mais ao final do exercício, com intensidade de exercício elevada, ocorre um aumento desproporcional da VE em relação ao aumento do  $\dot{V}CO_2$  (hiperventilação), que traduz-se na elevação do  $VE/\dot{V}CO_2$  (McLellan, 1985; Meyer *et al.*, 2005b; Stein, 2006).

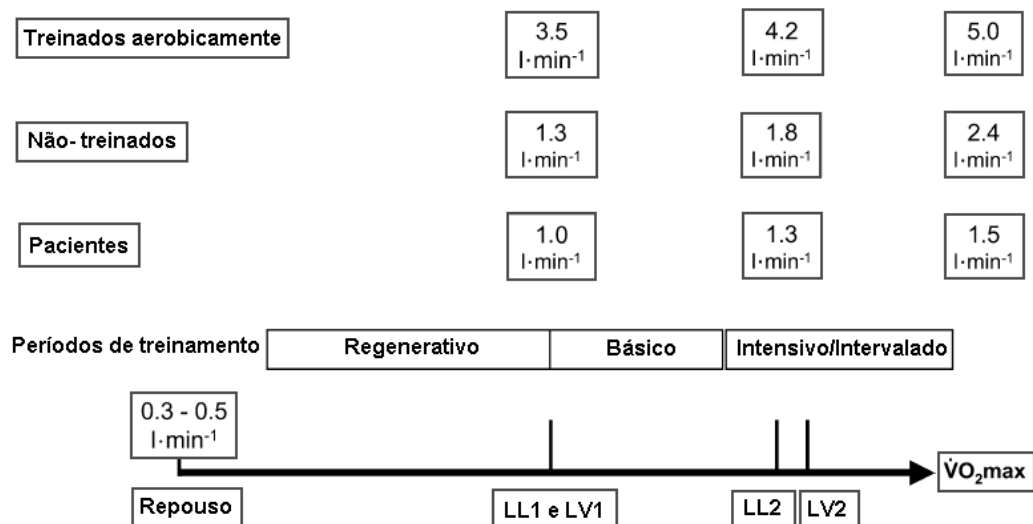
**Figura 2 - (A)** Gráfico que representa os limiares ventilatórios, LV1 e LV2, em relação à ventilação. **(B)** Gráfico que representa os limiares ventilatórios, LV1 e LV2, em relação aos equivalentes ventilatórios (Denadai, 1999).



Cabe ressaltar que o PCR deixa de ser estudado muitas vezes pelo fato dos indivíduos necessitarem realizar níveis de esforços muito altos para determinação do mesmo (Meyer *et al.*, 2005b). Dependendo da capacidade aeróbia o indivíduo pode apresentar sintomas de exaustão precocemente, não atingindo assim o segundo limiar proposto por alguns autores. Dessa forma a determinação do limiar anaeróbio vem contribuir na prescrição de intensidade relativa de esforço, principalmente no caso de indivíduos sedentários ou com alguma doença crônica e que não são capazes de atingir altos níveis de esforço, bem como ponto de compensação respiratório para atletas de diferentes modalidades na determinação dos efeitos de treinamento e predição de *performance* em provas com predominância aeróbia (Denadai *et al.*, 2000; Meyer *et al.*, 2005b).

Abaixo se encontra um modelo proposto por Meyer *et al.* (2005b), demonstrando de que forma o primeiro e o segundo limiares ventilatórios podem ser usados no delineamento de “zonas” para o treinamento aeróbio, assim como sua relação com os limiares determinados pela lactacidemia (figura 3).

**Figura 3** – Modelo de delineamento para intensidades de exercícios utilizados em treinamento (modificado - Meyer *et al.*, 2005b).



São mostrados valores em  $\dot{V}O_2$  (l·min<sup>-1</sup>) para indivíduos treinados aerobicamente, não-treinados e pacientes com alguma doença crônica. O LL1 representa o primeiro limiar de lactato e o LL2 o segundo limiar de lactato. O LV1 e LV2 representam, respectivamente, os limiares ventilatórios 1 e 2.

## 2.2 – Eletromiografia

Qualquer contração muscular é resultado final de uma sequência de eventos neurais e musculares. O estudo da função muscular a partir da atividade elétrica é chamado de eletromiografia. A eletromiografia é uma técnica que permite o registro dos sinais elétricos gerados pelas células musculares, possibilitando a análise da atividade muscular durante o movimento (Ocarino, 2005). Quando o sinal oriundo das despolarizações ocorridas nas fibras musculares a partir das junções neuromusculares é captado na superfície da pele, tem-se a chamada eletromiografia de superfície.

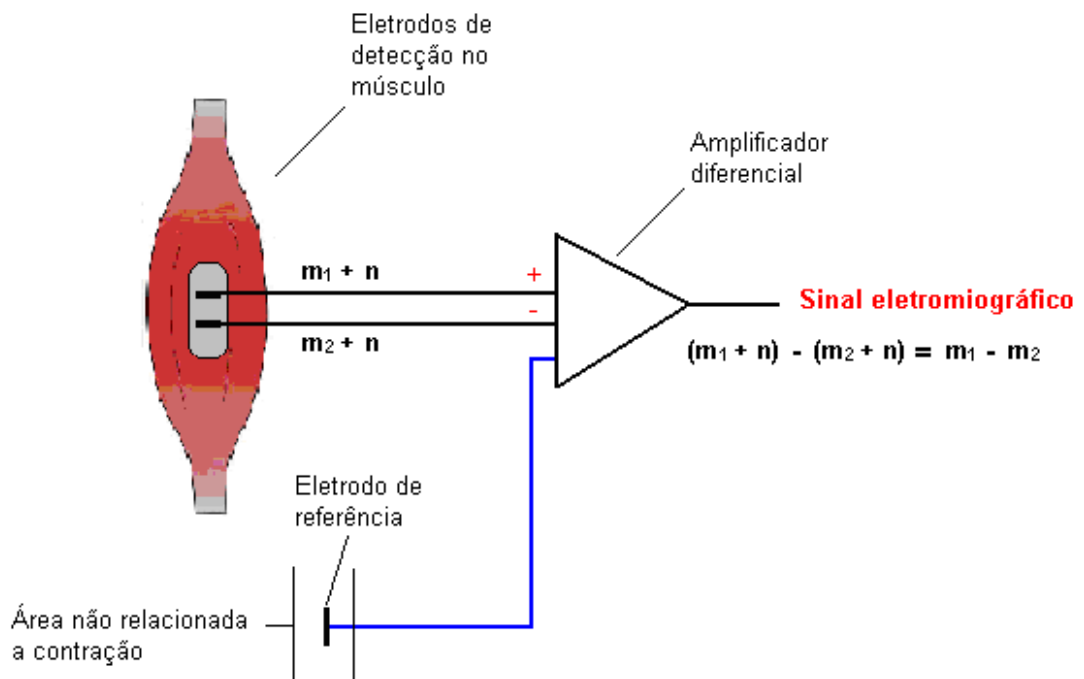
Portanto para que ocorra a contração muscular, é preciso que as fibras musculares sejam despolarizadas por meio do que é conhecido como potencial de ação da unidade motora (*Motor unit action potential- MUAP*). Durante a contração muscular, a unidade motora deve ser ativada repetidamente, o que resulta em uma sequência de MUAPs, chamada de “trem de potenciais de ação da unidade motora” (*Motor unit action potential train- MUAPT*) (Merletti & Parker, 2004; Veneziano, 2006). Cada unidade motora é composta por um neurônio motor alfa e as fibras musculares que ele inerva, a estimulação do neurônio motor alfa resulta na propagação do potencial de ação para a fibra muscular recrutada durante a contração (Robergs & Roberts, 2002).

Tradicionalmente, a eletromiografia de superfície utiliza eletrodos de superfície bipolares os quais funcionam com um sistema de amplificação diferencial (figura 3). Devido à perda de energia pela impedância (resistência à passagem de corrente elétrica) dos tecidos do corpo, a amplitude do sinal acaba sendo da ordem de microvolts tornando imprescindível a amplificação do mesmo. Em um sistema de amplificação diferencial os sinais captados pelos dois eletrodos são diferentes, porém o ruído registrado por ambos é o mesmo. Dessa forma a diferença entre os eletrodos é amplificada e a parte comum dos sinais é eliminada. Cabe ressaltar que o sinal obtido por meio de um eletrodo de referência colocado em uma região distante e com menor possibilidade de contração também deve ser excluído por constituir porção



comum dos sinais (De Luca, 2002). A este processo de detecção de sinais chamamos de rejeição de modo comum.

**Figura 3** – Representação do eletrodo bipolar e o esquema de configuração da amplificação diferencial.

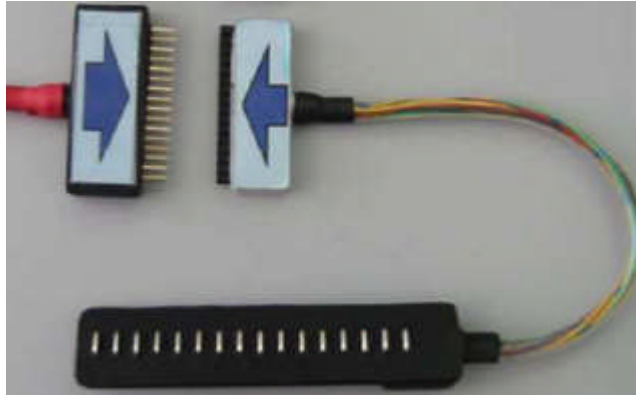


O sinal eletromiográfico é representado por “mi”, onde  $i = 1, 2$  e o ruído por “n” (modificado – De Luca, 2006).

### 2.2.1 – Técnica de arranjos lineares de eletrodos

Atualmente, tem sido bastante utilizada a tecnologia de arranjos lineares de eletrodos para detecção do sinal eletromiográfico de superfície. Esse arranjo é um conjunto de eletrodos com várias áreas de contato de mesma dimensão dispostas em linha com uma distância fixa entre elas (figura 4).

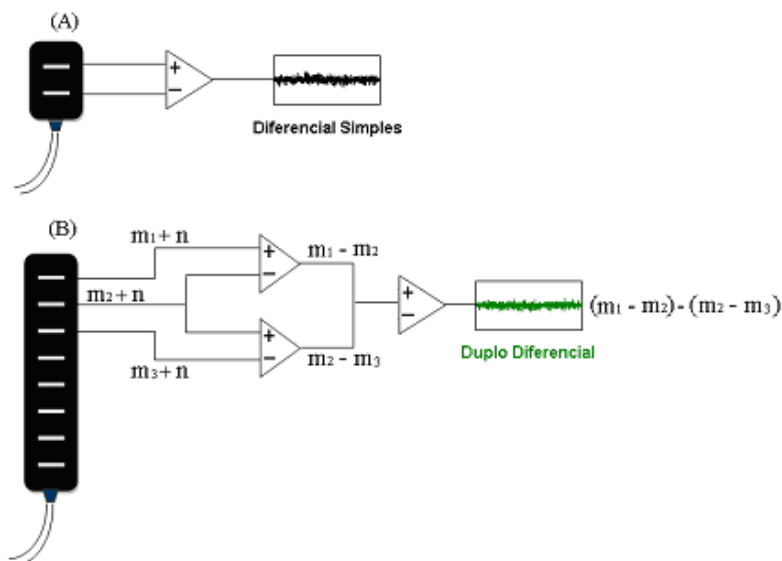
Figura 4 – Arranjo linear de 16 eletrodos.



Arranjo com barras de prata clorada de 1 mm de largura por 5 mm de comprimento e distância entre os eletrodos de 5 mm (Ottino Bioelettronica, Torino, Itália).

Para a captação do sinal com arranjos lineares de eletrodos pode ser aplicado o que é chamado de modo duplo diferencial. O modo duplo diferencial utiliza dois sinais diferenciais obtidos dos eletrodos 1 e 2 e dos eletrodos 2 e 3. A partir desses dois diferenciais um terceiro sinal diferencial é calculado, eliminando-se a parte comum dos sinais e amplificando-se a diferença (figura 5).

Figura 5 – (A) Representação da amplificação diferencial encontrada em eletrodos bipolares. (B) Representação do modo duplo diferencial encontrado em arranjos lineares de eletrodos.



O sinal eletromiográfico é representado por “ $m_i$ ”, onde  $i = 1, 2, 3$  e o ruído por “ $n$ ”.

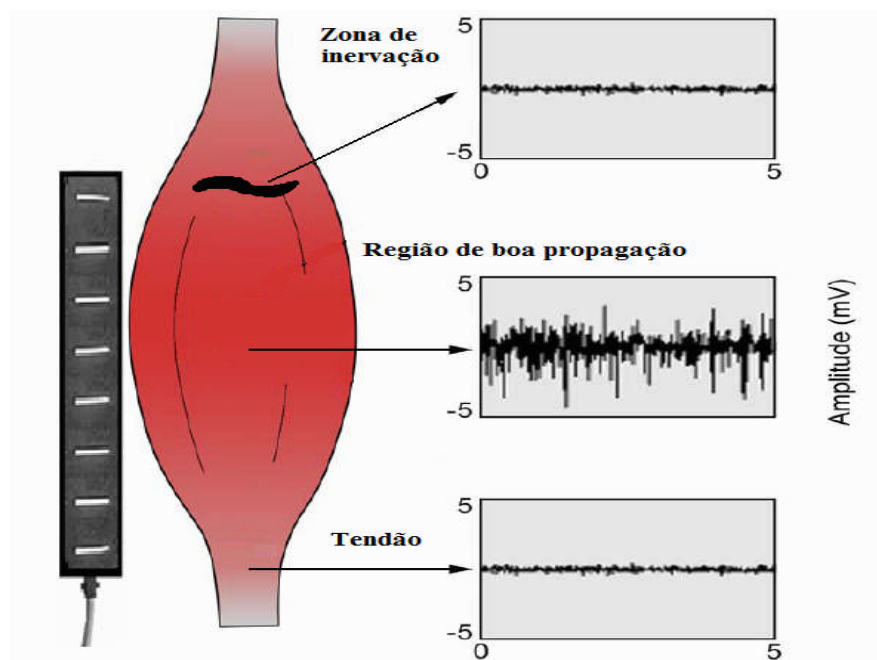
O maior alcance do arranjo linear e a aplicação do modo duplo diferencial permitem filtrar o sinal oriundo de pontos mais distantes, o que reduz consideravelmente o *crosstalk* na eletromiografia de superfície (De Luca, 1997).

Com o advento dos arranjos lineares de eletrodos, tornou-se possível obter uma região ideal para captar o sinal elétrico emanado do músculo além de identificar a anatomia das unidades motoras (Merletti *et al.*, 2003). Até pouco tempo, o local para colocação de eletrodos de superfície seguia recomendações de projetos como o, reconhecido internacionalmente, *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) da *Biomedical Health and Research Program* - União Européia (Hermens *et al.*, 1999).

Técnicas que contam com o uso de eletrodos de superfície podem detectar alterações no formato do sinal devido aos diferentes locais de colocação do eletrodo, que dizem respeito à zona de inervação ou condutividade do tecido abaixo do eletrodo (Roy *et al.*, 1986). É apresentada aqui como vantagem a possibilidade de se encontrar a melhor região para captação do sinal mioelétrico feita por meio de um mapeamento muscular com arranjos lineares de eletrodos. O mapeamento muscular respeita a individualidade biológica dos sujeitos, excluindo regiões impróprias para detecção de sinal eletromiográfico de superfície e deve ser feito antes da obtenção do sinal a ser analisado.

Algumas regiões são tidas como impróprias para captação do sinal eletromiográfico de superfície como os tendões, onde não há propagação dos potenciais de ação, e zonas de inervação (figura 6). Nas zonas de inervação, onde estão presentes as junções neuromusculares, a caracterização do sinal eletromiográfico fica prejudicada por uma interferência mútua dos disparos de diferentes unidades motoras, o que leva a estimativa incorreta da amplitude do sinal, da frequência de disparo e da velocidade de propagação do potencial de ação nas fibras musculares (Saitou *et al.*, 2000). Segundo Merletti & Parker (2004), por recobrir uma maior área muscular, o arranjo linear acompanha o potencial de ação desde sua origem até sua extinção, o que ratifica a região escolhida para colocação de eletrodos de superfície.

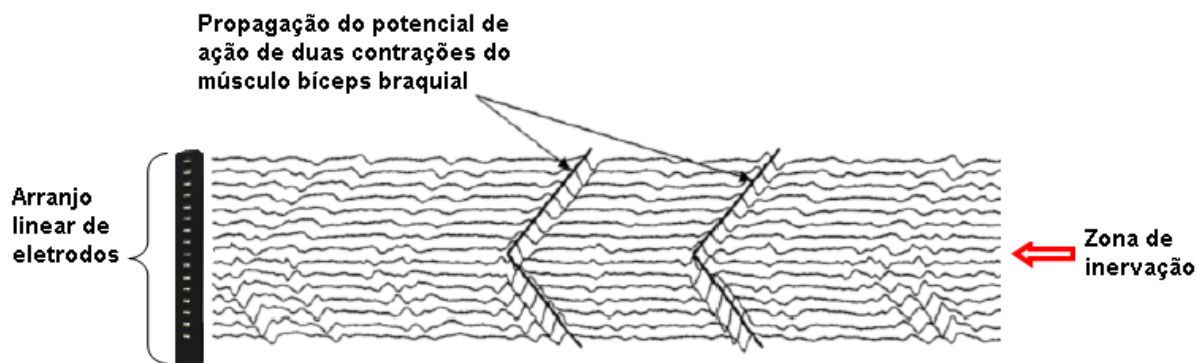
**Figura 6** – Arranjo linear de eletrodos e amplitude do sinal captado em diferentes regiões do músculo.



Observa-se que zonas de inervação e tendões não propiciam boas condições para a coleta de sinais eletromiográficos (modificado - De Luca, 1997).

A possibilidade de extrair contribuições de uma única unidade motora por meio do sinal eletromiográfico de superfície tem se tornado praticável com o uso do avançado sistema de detecção e algoritmos específicos desenhados para o processamento de informações advindas de arranjos de multi-eletrodos (Merletti & Parker, 2004). Por meio da inspeção visual do sinal eletromiográfico (figura 7) é possível colocar o arranjo linear de eletrodos de acordo com a inclinação das fibras musculares em análise (Farina *et al.* 2004a) até a extinção do efeito de propagação do impulso nervoso ao longo do tecido muscular (Merletti & Parker, 2004).

Figura 7 – Sinal adquirido por meio de arranjo linear de 16 eletrodos.



Na figura 8 foram indicadas duas leves contrações do músculo bíceps braquial. É possível visualizar a inversão no sentido da propagação do potencial de ação a partir da zona de inervação (modificado - Farina *et al.*, 2001).

Segundo Farina *et al.* (2004a), durante contrações dinâmicas podem ocorrer variações na posição dos eletrodos em relação a estruturas como zona de inervação e tendão. Ao contrário do que ocorre em contrações isométricas, variações no comprimento muscular podem gerar problemas na colocação dos eletrodos e posterior análise do sinal eletromiográfico de superfície. Com o objetivo de minimizar esses problemas, é feito o mapeamento muscular em um ângulo previamente determinado e que corresponda ao mesmo ângulo no qual posteriormente será adquirido o sinal eletromiográfico (Farina *et al.*, 2004a; Farina *et al.*, 2004b; Falla & Farina, 2005; Farina *et al.*, 2007).

Após a obtenção do sinal eletromiográfico são utilizadas técnicas para processamento do mesmo, um exemplo de parâmetro comumente utilizado para esse fim é a raiz da média quadrática ou valor RMS (*root mean square*) (Carmo, 2003). O estimador do valor RMS revela a mudança da energia do sinal como um todo no domínio do tempo, seu valor crescente pode ser atingido com o gradual recrutamento de novas unidades motoras e o conseqüente aumento da energia do sinal.

Com o uso de arranjos lineares de eletrodos tornou-se possível o cálculo da velocidade de condução do impulso nervoso (VC) de maneira não-invasiva. A

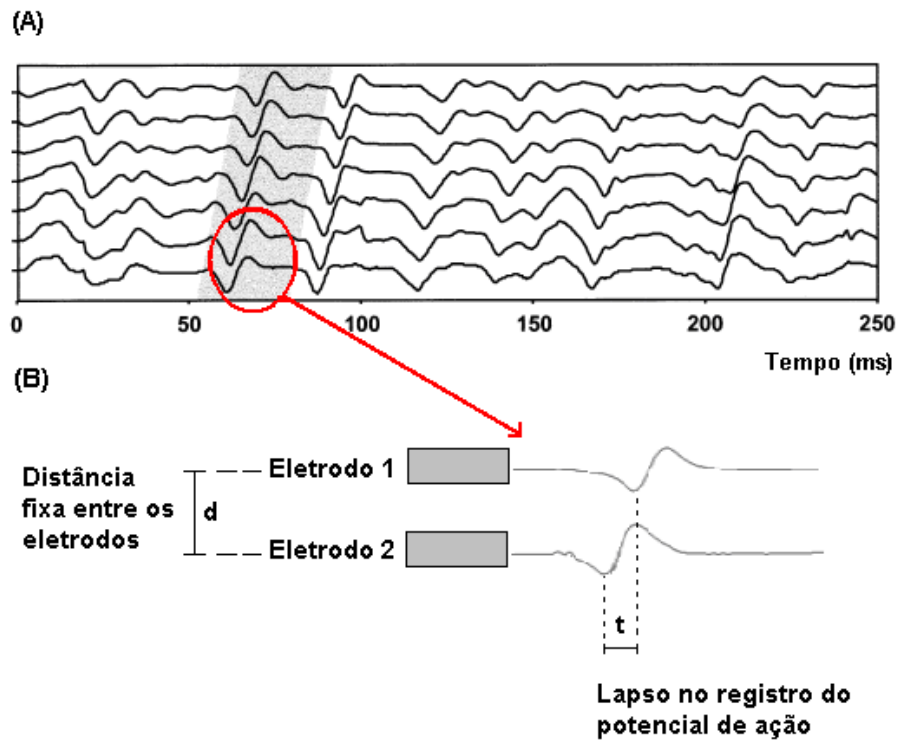
velocidade de condução é a velocidade de propagação do potencial de ação ao longo da fibra muscular (Merletti *et al.*, 1990). Já era possível estimar a VC por meio de eletromiografia intramuscular, que utiliza eletrodos em forma de agulha, porém, o desenvolvimento da tecnologia tem caminhado no sentido não-invasivo (Troni *et al.*, 1983). Dessa forma, técnicas não-invasivas para cálculo da VC baseadas em eletromiografia de superfície podem ser aplicadas mais facilmente que a eletromiografia intramuscular (Farina *et al.*, 2004a) e tem fornecido resultados relevantes (Farina *et al.*, 2001; Masuda *et al.*, 2001; Farina *et al.*, 2004a; Farina *et al.*, 2004b; Falla & Farina, 2005; Farina *et al.*, 2007).

Diferentemente dos indicadores de amplitude, a velocidade de condução é um parâmetro fisiológico básico. Seus valores geralmente variam entre 2 e 7 m/s em seres humanos saudáveis (Masuda *et al.*, 2001). A velocidade de condução é capaz de prover informações acerca das propriedades da membrana da fibra muscular, das características de contrações dessas fibras (Andreassen & Arendt-Nielsen, 1987) e da fadiga muscular periférica (Merletti & De Luca, 1989). Cabe ressaltar que a velocidade de condução pode mudar em consequência de patologias assim como indicar o tipo de fibra muscular recrutada durante determinado exercício físico (Farina *et al.*, 2004a; Falla & Farina, 2005; Farina *et al.*, 2007).

O pressuposto básico para a determinação da velocidade de condução é a detecção do potencial de ação em diversos pontos de seu trajeto (Merletti e Parker, 2004; Farina *et al.*, 2004b). Durante a obtenção dos sinais os eletrodos de detecção devem estar alinhados com as fibras musculares para garantir que os sinais obtidos pelas diferentes áreas de contato possuam características semelhantes (Farina *et al.*, 2004b).

Em arranjos lineares de eletrodos utiliza-se a distância fixa entre os eletrodos e o lapso temporal entre o registro do potencial de ação em diferentes eletrodos para que a velocidade de condução seja calculada (figura 8). De forma simples, ela pode ser definida pela relação entre essas variáveis (distância / tempo). Normalmente o cálculo da VC a partir de sinais obtidos por arranjos lineares de eletrodos gera estimativas mais confiáveis, reproduzíveis e com menor desvio padrão que os eletrodos de configuração bipolar (Merletti *et al.*, 2003).

**Figura 8** – Sinal obtido por meio de arranjo linear de eletrodos e utilizado para cálculo da velocidade de condução.



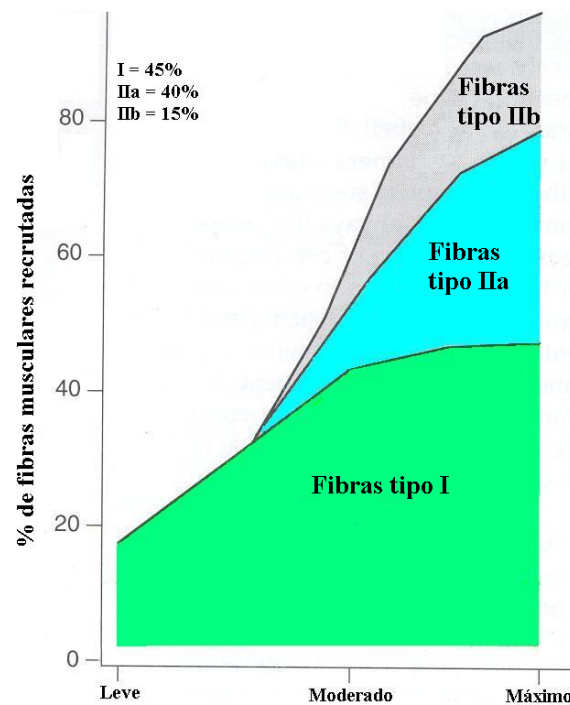
**(A)** Sinal típico de arranjos lineares de eletrodos e **(B)** representação esquemática dos elementos para o cálculo da velocidade de condução (modificado- Farina *et al.*, 2004a).

Sabe-se que em contrações dinâmicas, o recrutamento de unidades motoras, a modulação da taxa de disparo das fibras musculares, os curtos intervalos de ativação musculares e a interpretação dos traços espectrais acabam sendo submetidos a muitas teorias e problemas práticos. Segundo Farina e seus colaboradores (2004a), estimar diretamente a velocidade de condução das fibras musculares é mais vantajoso quando comparada ao cálculo que utiliza variáveis espectrais por ser a VC um parâmetro fisiológico direto.

Na prática, as variáveis eletromiográficas como o RMS e VC refletem o que ocorre em nível muscular durante uma contração. Sabe-se que fibras de contração lenta ou tipo I possuem alta capacidade de prover energia aerobicamente e as fibras

de contração rápida ou tipo II trabalham de acordo com o suprimento de energia anaeróbia (Maglischo, 2003). No caso do estudo da transição aeróbia-anaeróbia o tipo de fibra muscular recrutada pode dizer muito sobre o metabolismo energético que está sendo utilizado durante um exercício. Portanto, torna-se possível inferir o tipo de fibra muscular recrutada durante uma atividade (figura 9) a partir de alterações no RMS (quantidade de unidades motoras recrutadas) e na VC (fibras de contração rápida ou lenta).

**Figura 9** – Efeito de um protocolo de rampa sob o recrutamento de fibras musculares (traduzido - Maglischo, 2003).



O fenômeno mostrado na figura acima está relacionado ao recrutamento de fibras com características anaeróbias à medida que o exercício torna-se mais intenso. Diversos estudos propõem que níveis de fadiga musculares estejam associados a recrutamentos adicionais de fibras musculares dependentes do metabolismo energético utilizado.



### 2.2.2– Limiares eletromiográficos

O fato das alterações em nível muscular estarem, de certo modo, relacionadas às vias de produção de energia utilizadas durante o exercício, tem sido notoriamente investigado por meio de diferentes estudos. Tais estudos tem contribuído para esclarecer de que forma as unidades motoras em atividade estariam sendo influenciadas pelas vias de produção de energia (Lucía *et al.*, 1999; Lucía *et al.*, 2000; Farina *et al.*, 2007). Cada vez mais tem se tentado correlacionar variáveis oriundas do sinal eletromiográfico de superfície às variáveis obtidas por meio de métodos já validados na literatura, como a análise gasosa e nível de lactato sanguíneo (Lucía *et al.*, 1999; Hug *et al.*, 2003a; Hug *et al.*, 2003b; Pozzi *et al.*, 2006).

Autores como Lucía *et al.* (1997) e Jammes *et al.* (1998) referem haver um aumento linear na amplitude do sinal eletromiográfico de superfície, calculado por meio do RMS, durante exercício físico dinâmico progressivo em cicloergômetro até certo nível de intensidade, onde ocorre uma perda dessa linearidade. Para esses autores, a perda na linearidade do RMS do sinal eletromiográfico acontece em níveis de esforços próximos à ocorrência do limiar anaeróbio.

Um estudo de Hug *et al.* (2003b) buscou verificar a relação entre os limiares eletromiográficos e os limiares ventilatórios durante teste incremental em oito ciclistas profissionais do sexo masculino. O teste foi realizado em cicloergômetro de frenagem elétrica, com carga inicial de 100 W e acréscimos de 26 W.min<sup>-1</sup>. A cadência da pedalada foi escolhida livremente e os sujeitos utilizaram sapatilha de ciclismo. O teste incremental teve fim quando a carga não pode mais ser mantida sendo a troca gasosa e os valores RMS do sinal eletromiográfico de oito músculos de membros inferiores examinados ao longo de todo o teste. Tanto os limiares ventilatórios quanto os eletromiográficos foram determinados pela análise visual gráfica. Dois limiares eletromiográficos foram encontrados e ocorreram, respectivamente, em intensidade de exercício de 52% e 86% da potência máxima (Watts). Não foram encontradas diferenças significativas entre o segundo limiar eletromiográfico e o segundo limiar

ventilatório, no entanto, o primeiro limiar eletromiográfico ocorreu significativamente antes do primeiro limiar ventilatório nos oito músculos estudados. Cabe ressaltar que os menores valores de ocorrência do primeiro limiar eletromiográfico e segundo limiar eletromiográfico foram, respectivamente, de 50% para os músculos Gastrocnêmios laterais e de 63% para os músculos Gastrocnêmios mediais (tabela 1). Os autores sugerem que a eletromiografia de superfície possa ser um método útil e não-invasivo para se determinar o segundo limiar ventilatório na maioria dos músculos envolvidos no ciclismo.

**Tabela 1** - Porcentagem em que ocorreram os limiares eletromiográficos de superfície nos oito músculos estudados (traduzido - Hug *et al.*, 2003b).

Músculos	Porcentagens observadas nos músculos	
	EMGT1	EMGT2
Vasto lateral	100	100
Reto femoral	75	75
Vasto medial	75	88
Semimembranoso	88	100
Bíceps femoral	100	100
Gastrocnêmio lateral	50	75
Gastrocnêmio medial	63	63
Tibial anterior	88	88

### 2.3 – Aplicação de modelos matemáticos na determinação de limiares

Crescêncio e seus colaboradores (2003), ao identificarem o limiar anaeróbio por meio do comportamento de variáveis ventilatórias de indivíduos adultos saudáveis utilizando o método de análise visual gráfica, testaram a aplicabilidade de dois modelos matemáticos para identificação do mesmo ponto. Tais modelos foram aplicados aos valores de produção de dióxido de carbono ( $\dot{V}CO_2$ ). O estudo contou

com uma amostra de 23 homens saudáveis que realizaram um teste incremental em bicicleta ergométrica. Os aumentos na carga foram calculados individualmente e variaram entre 15 e 35 W.min<sup>-1</sup>, até que os indivíduos chegassem à exaustão. Um dos modelos matemáticos estudados não permitiu a identificação do LA e o outro modelo, apesar de permitir a identificação do LA, obteve valores significativamente diferentes dos encontrados na análise visual gráfica. Crescêncio e seus colaboradores (2003) concluíram que os modelos matemáticos testados não se adequaram à determinação do LA quando comparados aos valores determinados pelo método de análise visual gráfica.

Já Higa e seus colaboradores (2007), comparam o limiar anaeróbio determinado por métodos visual e matemático em mulheres saudáveis. Participaram do estudo 13 mulheres jovens e 16 em pós-menopausa. As voluntárias realizaram um teste incremental em bicicleta ergométrica após quatro minutos de aquecimento com carga de 4 W. Os acréscimos foram feitos a cada minuto e variaram entre 10 a 20 W de acordo com a fórmula proposta por Wasserman *et al.* (1999) até que chegassem à exaustão. Foi aplicado aos dados de frequência cardíaca e  $\dot{V}CO_2$ , um modelo matemático de regressão linear bi-segmentado implementado do modelo matemático de Hinkley (1969). Os resultados apontaram uma correlação significativa entre os valores do LA determinados pelo modelo matemático aplicado aos dados de frequência cardíaca ( $r=0,75$ ) e os valores determinados pelo método de análise visual. Também foi encontrada uma boa correlação entre os valores do LA determinados pelo modelo matemático aplicado aos dados de  $\dot{V}CO_2$  ( $r=0,78$ ) e os valores encontrados pela análise visual. Para os autores o modelo matemático testado mostrou-se uma ferramenta promissora na determinação do LA, sendo um método não-invasivo além de objetivo e semi-automático.

Pessoti (2005) também aplicando um modelo matemático implementado de Hinkley (1969) aos dados da amplitude RMS do sinal eletromiográfico e produção de gás carbônico identificou o limiar anaeróbio em momentos similares ao encontrado por meio da análise visual gráfica das variáveis ventilatórias tanto em indivíduos saudáveis quanto em hipertensos.

Pozzi *et al.* (2006), comparou os valores referentes ao LA obtido por três diferentes métodos. Nove idosos ativos realizaram um teste em cicloergômetro com carga inicial de 25 W e acréscimos de 25 W a cada três minutos, até que o indivíduo chegasse à exaustão. Não houve diferença significativa entre os valores encontrados para o LA por meio das variáveis de frequência cardíaca, RMS do sinal eletromiográfico e  $\dot{V}CO_2$  quando comparados ao padrão ouro obtido por meio da análise visual gráfica das variáveis ventilatórias. Os pontos de quebra nas variáveis já mencionadas foram identificados ao aplicarem-se os modelos matemáticos de implementado de Hinkley (1969) e Heteroscedástico. Seus valores correspondentes em potência,  $\dot{V}O_2$  e frequência cardíaca foram posteriormente comparados e correlacionados. Para a amostra estudada os modelos matemáticos mostram-se adequados na determinação não-invasiva do limiar anaeróbio, sendo que ambos ajustaram-se melhor aos dados de frequência cardíaca, seguida pela  $\dot{V}CO_2$  e RMS.

Lucía e seus colaboradores (1999) realizaram um estudo com o objetivo de validar e dar confiabilidade a eletromiografia de superfície como novo determinante não-invasivo da resposta metabólica durante exercício incremental em ciclistas de elite. Tal estudo analisou a relação entre a atividade eletromiográfica e métodos convencionais de análise da transição aeróbia-anaeróbia, como método ventilatório e análise da concentração de lactato sanguíneo. A amostra foi composta por 28 ciclistas de elite os quais foram submetidos a um teste do tipo rampa em bicicleta ergométrica com potência inicial de 0 W e acréscimos de 5 W a cada 12 segundos até a exaustão. Por meio de uma regressão multi-segmentada aplicada aos valores da amplitude RMS do sinal eletromiográfico, foram encontrados em 90% da amostra, dois limiares eletromiográficos correspondentes ao primeiro limiar ventilatório e segundo limiar ventilatório determinados pela análise visual gráfica, respectivamente. Os músculos estudados foram o vasto lateral e o reto femoral sendo que ambos apresentaram um padrão semelhante com dois pontos de quebra distintos. No estudo de Lucía *et al.* (1999) o primeiro limiar ventilatório ocorreu em torno de 60-70% do  $\dot{V}O_2$  máximo e o segundo limiar ventilatório ocorreu em torno de 80-90% do

$\dot{V}O_2$  máximo. Também não foram encontradas diferenças significativas entre a média dos valores do primeiro limiar eletromiográfico e primeiro limiar de lactato e nem entre o segundo limiar eletromiográfico e o segundo limiar de lactato. Apesar de diversos estudos terem encontrado um único limiar eletromiográfico durante teste incremental, supõe-se que a resposta encontrada em ciclistas de elite esteja associada à alta intensidade de exercício a que chegaram os sujeitos durante o teste. Tal fato estaria representado por meio do segundo limiar eletromiográfico gerado pelo recrutamento adicional de fibras de contração rápida (IIb) a fim de manter o alto nível de exigência da tarefa.

Pires e seus colaboradores (2008) realizaram um estudo com o objetivo de analisar o comportamento da ventilação minuto de 15 sujeitos treinados aerobicamente e de 20 sujeitos não-treinados durante teste incremental em esteira. O grupo dos treinados iniciou o teste com a velocidade de 10 km/h enquanto o grupo de não-treinados iniciou com velocidade entre 5-6 km/h. Ambos os grupos tiveram acréscimos de 1 km/h na velocidade a cada minuto. Ao contrário dos estudos que encontraram dois limiares ventilatórios, Pires *et al.* (2008) verificaram por meio de modelos matemáticos apenas um ponto de quebra na ventilação minuto (VE) para ambos os grupos. Tal ponto de quebra apresentou valores significativamente superiores ao LA e significativamente inferiores ao PCR. Os limiares ventilatórios foram determinados pela análise visual gráfica. Segundo os autores ainda são necessários diversos estudos com intuito de confirmar a aplicação prática desse limiar único ao treinamento de diferentes populações.

## **2.4 – Velocidade de condução e análise gasosa**

Farina *et al.* (2004b), submeteram uma amostra de doze sujeitos do sexo masculino a testes em bicicleta ergométrica com velocidades angulares de 45, 60, 90 e 120 rpm a 50 e 100% da carga correspondente ao limiar de lactato (limiar anaeróbio determinado pela lactacidemia) durante todas as velocidades

mencionadas. O limiar de lactato e o  $\dot{V}O_2$  máximo foram determinados em um teste incremental realizado três dias antes da coleta de dados. Durante a coleta de dados cada sujeito pedalou nas intensidades acima mencionadas sendo adquirido o sinal eletromiográfico de superfície por meio de arranjos lineares de eletrodos. Os resultados encontrados apontam para um aumento na velocidade de condução resultante do progressivo recrutamento de unidades motoras que inervam fibras lentas para as que inervam fibras com velocidade de contração rápida. Segundo Farina e seus colaboradores (2004b) a intensidade de exercício que corresponde ao limiar de anaeróbio implica no recrutamento adicional de fibras tipo II ou de contração rápida e que possuem uma alta capacidade glicolítica. Também houve um significativo aumento na velocidade de condução quando comparadas as cargas de 50 e 100% do limiar de lactato durante todas as velocidades executadas. Para os autores o progressivo recrutamento de unidades motoras e aumento na VC resultou do aumento na velocidade da pedalada e nas cargas empregadas durante os testes.

Em outro estudo, Farina *et al.* (2007) encontraram correlação positiva entre a velocidade de condução obtida por meio de arranjos lineares de eletrodos, o limiar de lactato, o  $\dot{V}O_2$  máximo e a porcentagem de cadeia pesada de miosina durante mensurações em cicloergômetro. Dez sujeitos do sexo masculino, treinados recreacionalmente realizaram teste de dois minutos em bicicleta ergométrica com velocidade angular de 90 rpm e carga fixa correspondente ao limiar de lactato encontrado previamente durante teste incremental. Não houve correlação positiva de variáveis espectrais obtidas por meio da eletromiografia de superfície, indicando que nas condições do teste realizado tais variáveis não puderam indicar alterações na velocidade de propagação do impulso nervoso ao longo das fibras musculares.

Estudos como os de Farina *et al.* (2004a), Farina *et al.* (2004b) e Farina *et al.* (2007), concluem que o valor médio da velocidade de condução nas fibras musculares é capaz de prover importantes informações sobre as propriedades das mesmas durante contrações dinâmicas em bicicleta assim como pode ser usado para acessar o recrutamento de unidades motoras e em diferentes fases do exercício dinâmico.

## **CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS**

### **3.1 – Amostra**

A amostra foi composta por 24 ciclistas treinados do sexo masculino e saudáveis. Todos eram praticantes da modalidade há pelo menos três anos, com experiência em competições e treinamento semanal médio de 6 horas. Os sujeitos foram recrutados por meio de um *site* de ciclismo que divulga diversas matérias sobre a modalidade.

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília – FS/UnB (anexo I). Todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido que descrevia detalhadamente os objetivos, os riscos e os benefícios da pesquisa (anexo II). Antes de iniciar os testes os voluntários preencheram o Questionário de Prontidão para Atividade Física (*Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q*) da Sociedade Canadense de Fisiologia do Exercício (anexo III). O intuito da submissão a este questionário foi de impedir o ingresso no estudo de indivíduos que necessitassem de uma avaliação médica para a prática de atividade física. Caso houvesse resposta afirmativa a uma ou mais perguntas, os voluntários seriam imediatamente excluídos da pesquisa. Não ocorreu o descrito acima em nenhum dos sujeitos analisados. Também foi preenchida uma breve anamnese contendo algumas perguntas básicas sobre o sujeito, como pode ser visto no anexo IV.

### **3.2 – Protocolo para coleta de dados**

O movimento em cicloergômetro foi estudado com o estabelecimento de um protocolo de cargas progressivas. Foi utilizado um cicloergômetro de frenagem mecânica modelo Biotec 1800 (Cefise, Brasil). A potência inicial de teste foi de 150 W

para todos os sujeitos, com acréscimos de  $20 \text{ W}\cdot\text{min}^{-1}$  e cadência fixa de 80 rpm. A altura e posição do banco da bicicleta foram de livre escolha e cada voluntário realizou o teste com sapatilha e pedais próprios (Hug *et al.*, 2004).

Para controle da cadência um metrônomo digital modelo D20-440 da marca Seiko (China) ditou a frequência da pedalada adotada. À medida que o metrônomo emitia um sinal sonoro, este deveria corresponder à passagem do pedal sobre o ponto fixo escolhido. Quando o sujeito não conseguia manter a cadência de 80 rpm, recebia o aviso por meio do pesquisador responsável que o teste chegara ao final devendo continuar o exercício de forma menos intensa (a potência era diminuída para 60 W) até que a frequência cardíaca retornasse a 120 bpm.

O monitoramento da frequência cardíaca se fez em três derivações (CM5, D2M e V2M) durante o aquecimento, teste e recuperação, para tanto foram utilizados o eletrocardiógrafo da Micromed Biotecnologia (Brasil) e eletrodos de gel Medtrace 200 (Kendall, Canadá).

O grau de esforço subjetivo foi acompanhado por meio da escala proposta por Borg (1985). Caso o voluntário alcançasse 95% da frequência cardíaca máxima prevista pela equação de Karvonen ( $FC \text{ máx} = 220 - \text{Idade}$ ) e/ou se a percepção subjetiva de esforço apontada pelo avaliado chegasse a 17 na escala de Borg, o teste era interrompido. A interrupção não voluntária do teste seguiu os critérios de interrupção para teste máximo (Mcardle *et al.*, 1998) em conformidade com as II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia para teste ergométrico (2002).

Cada sujeito realizou um aquecimento de cinco minutos com 60 W e 80 rpm. Iniciando o teste a potência foi acrescida de  $20 \text{ W}\cdot\text{min}^{-1}$  até que o sujeito não conseguisse manter a cadência proposta. O voluntário foi orientado a não levantar sob hipótese alguma do banco da bicicleta, e caso sentisse qualquer fator limitante para a realização do esforço deveria levantar o braço direito a fim de informar aos pesquisadores sobre o desconforto e provável interrupção de teste.

Durante o protocolo foram coletados dados referentes ao sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral da coxa direita e também dos gases expirados pelo sujeito. A sequência de preparação do sujeito para o teste será



descrita a seguir e deu-se na seguinte ordem: procedimentos para aquisição do sinal eletromiográfico de superfície e procedimentos para coleta dos gases expirados.

### 3.2.1 – Procedimentos para aquisição e processamento dos sinais eletromiográficos

Os sinais eletromiográficos foram registrados por meio do eletromiógrafo modelo EMG-16 desenvolvido no Centro de Bioengenharia LISiN – Ottino Bioelettronica (Torino, Itália) (figura 10), com ganho de 2.000 V/V, filtragem analógica passa-faixa de 10 a 500 Hz e modo de rejeição comum de 90 dB. A taxa de amostragem adotada foi de 2.048 Hz e o ganho (amplificação do sinal) foi regulado para 2.000 vezes. O eletromiógrafo foi conectado a um microcomputador portátil, Acer Aspire 3100-1551 (China), por uma placa conversora analógica-digital PCMCIA de 12 bits, modelo DAQ6045E da National Instruments (EUA).

Figura 10 – Eletromiógrafo EMG-16 (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália).



Para a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície foi adotado um procedimento padrão de mapeamento da região do músculo vasto lateral, a fim de ser encontrada uma adequada região de propagação do impulso nervoso, evitando zonas de inervação e de tendão impróprias para captação do sinal eletromiográfico, bem como descobrir a direção das fibras musculares (Farina *et al.*, 2004a).

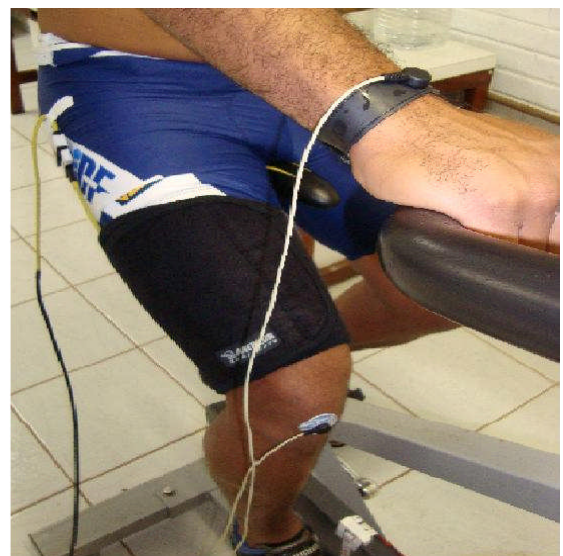
O procedimento de mapeamento consistiu na análise do sinal eletromiográfico de uma contração isométrica de dez segundos na posição previamente definida e padrão para todos os sujeitos que foi o ângulo superior de 30 graus do pé de vela em relação à vertical (So *et al.*, 2005).

O mapeamento foi realizado por meio de um arranjo linear rígido de 16 canais com barras de prata clorada de 1 mm de largura por 5 mm de comprimento e distância intereletrodica de 5 mm. O arranjo linear foi umidificado com água para aumentar a condutividade do sinal e após a remoção dos pêlos e assepsia da pele com algodão embebido em álcool, fixado à coxa do sujeito com esparadrapo (figura 11A). Em seguida o arranjo linear de eletrodos foi envolvido por uma banda elástica, assim como todos os cabos utilizados, foram fortemente fixados ao corpo do sujeito com esparadrapo. Um eletrodo de referência em forma de pulseira também umedecido em água foi colocado sobre o punho direito do voluntário assim como um eletrodo de gel Medtrace 200 (Kendall, Canadá) sobre a patela direita. Após a raspagem dos pêlos da região patelar foi feita a assepsia com algodão e álcool de ambas as regiões (figura 11B). A utilização desses dois eletrodos de referência diminuiu consideravelmente o nível de ruído do sinal.

Figura 11 – Procedimento padrão para mapeamento do músculo vasto lateral.



(A)

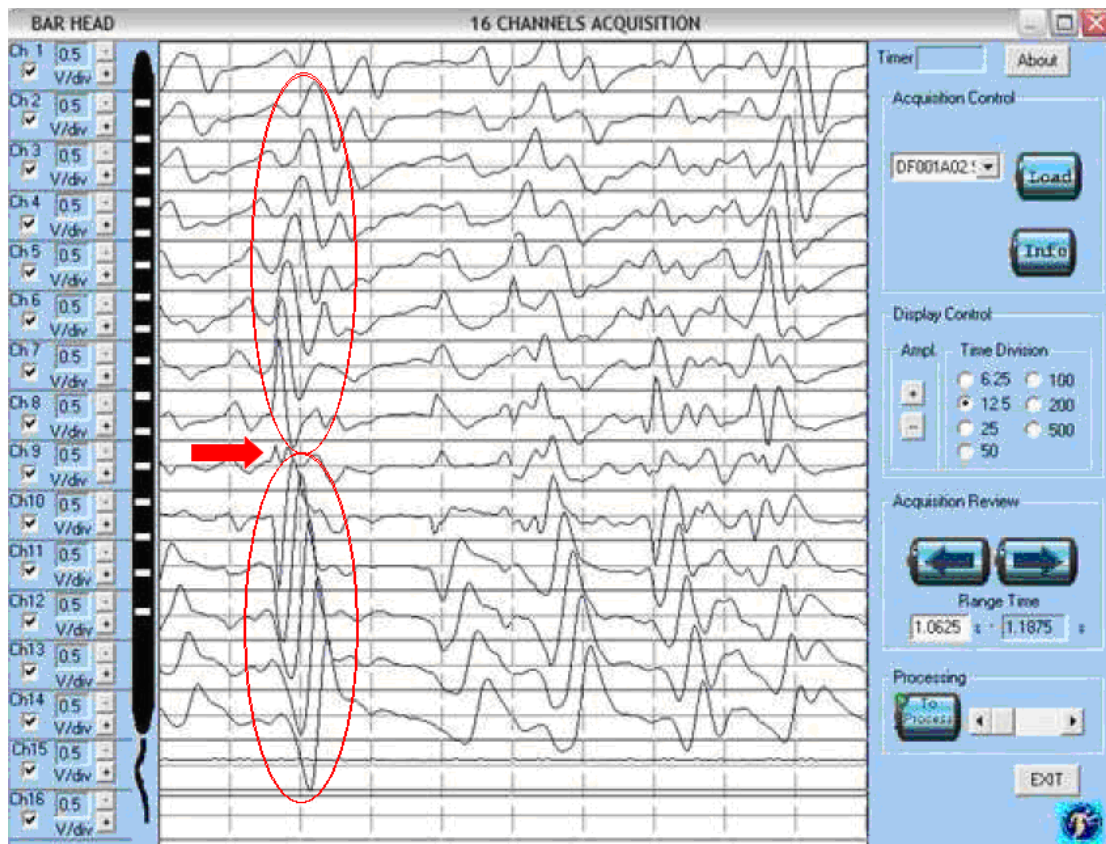


(B)

Somente após a fixação dos eletrodos, estando o sujeito sentado sob o banco da bicicleta, os cabos eram acoplados ao eletromiográfico e os equipamentos ligados. Toda a aparelhagem utilizada durante a coleta de dados para aquisição do sinal eletromiográfico foi isolada da rede elétrica por meio de dois no-breaks de 600 V.A com o intuito de minimizar o possível ruído oriundo da corrente elétrica ambiente.

Os sinais eletromiográficos foram adquiridos por meio do software EmgAcq (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino , Itália) e analisados de maneira qualitativa e quantitativa a fim de confirmar a posição ideal para a colocação do arranjo de eletrodos utilizado durante o teste. A análise qualitativa foi feita por meio da inspeção visual do próprio sinal coletado, para que fosse identificado o padrão de propagação do sinal que se é esperado, conforme ilustrado na figura 12.

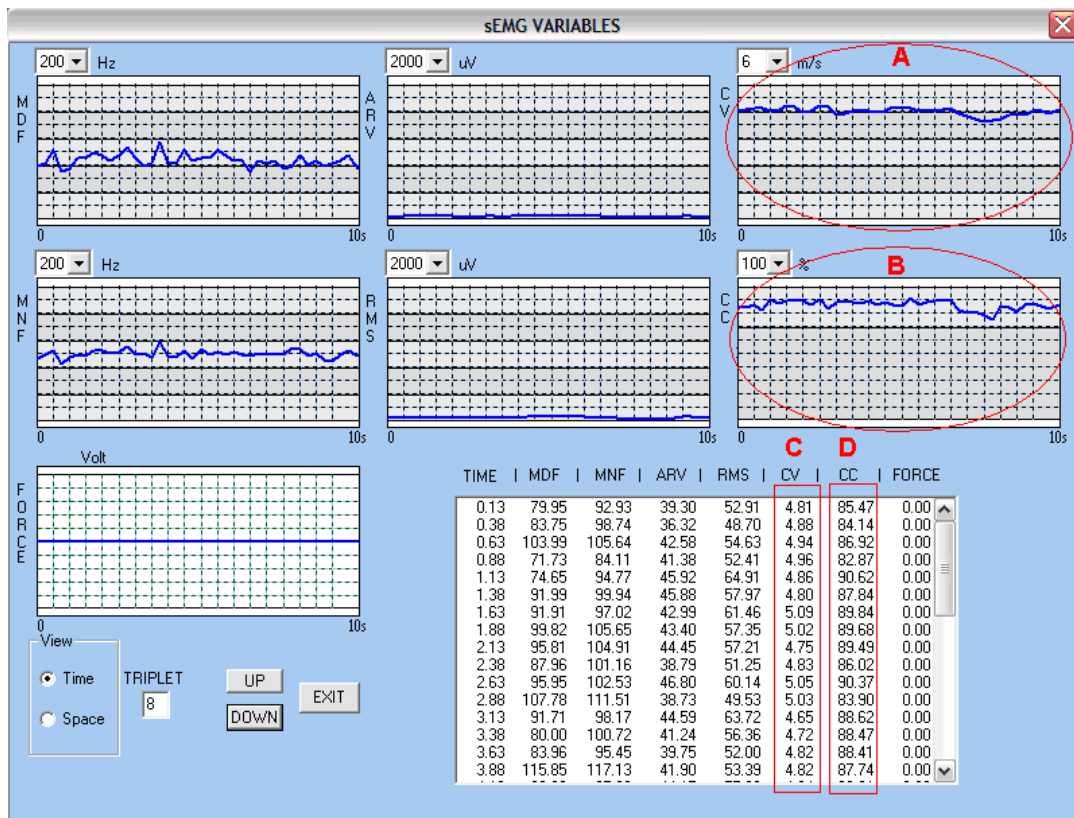
**Figura 12** – Sinal captado pelo software EmgAcq (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino , Itália) por meio do arranjo linear rígido de 16 canais.



A seta indica uma zona de inervação percebida pela inversão de fase do sinal. Acima e abaixo da zona de inervação encontram-se regiões de boa propagação do potencial de ação.

O software utilizado também fornece indicadores que são calculados e exibidos automaticamente (figura 13). Tais indicadores foram empregados na análise quantitativa do sinal eletromiográfico adquirido. O primeiro indicador observado foi o coeficiente de correlação cruzada entre os sinais dos diferentes canais. Foram aceitos apenas sinais com valores de correlação acima de 70%. Em seguida foram verificados os valores da velocidade de condução. Os canais que apresentaram valores fora do padrão fisiológico foram recusados.

**Figura 13** – Indicadores fornecidos pelo software (EmgAcq/ LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália) e utilizados na análise quantitativa do mapeamento muscular.

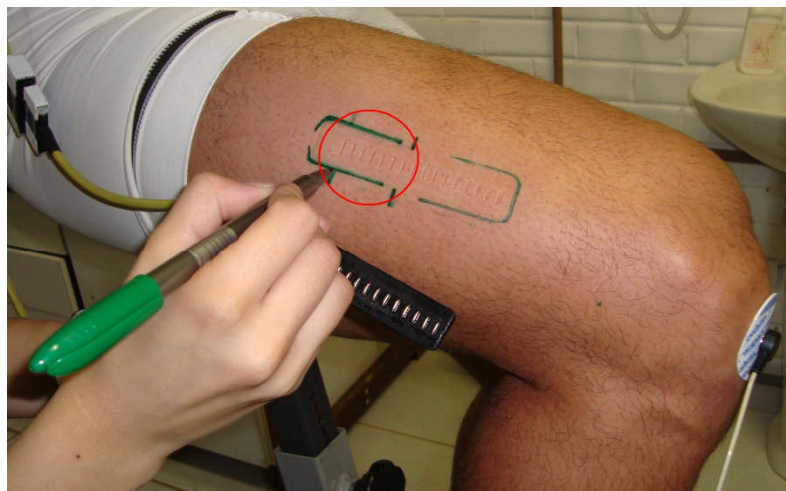


**(A)** Gráfico correspondente aos valores de velocidade de condução e **(B)** gráfico correspondente aos valores de correlação cruzada. **(C)** Valores de velocidade de condução e **(D)** valores de correlação cruzada.

Ainda um terceiro parâmetro quantitativo para ratificação do sinal foi empregado, o espectro de amplitude. Tal espectro foi calculado por meio do algoritmo de Transformada Rápida de Fourier no software Matlab 6.5 (Mathworks, Natick). A utilização desse parâmetro permite que sejam observadas a energia de sinal em cada componente ou banda de frequência assim como detectar a presença de ruído de 60 Hz e suas harmônicas bem como os de outra natureza.

Quando algum dos indicadores acima descritos não apontou para uma boa região de propagação do potencial de ação foi feita uma nova contração isométrica com diferente posicionamento do arranjo de eletrodos. Definida a região para colocação do arranjo de eletrodos a ser utilizado durante o teste uma marcação com caneta de alta fixação (Pilot 2.0 mm Az) foi feita sob a coxa do sujeito (figura 14).

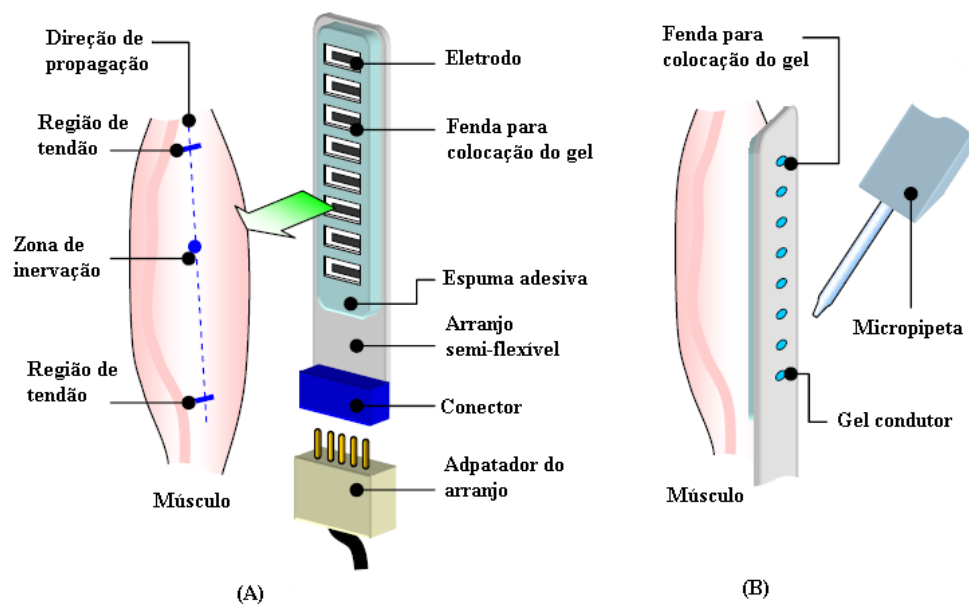
Figura 14 – Marcação da região de boa propagação do potencial de ação para posterior fixação do arranjo de eletrodos utilizado durante o teste.



Estando demarcada a região de boa propagação do sinal miolétrico um arranjo linear semi-flexível de oito eletrodos (Ottino Bioelettronica, Torino, Itália) foi colocado sobre a região do músculo vasto lateral da coxa direita. Arranjos semi-flexíveis são mais adequados para aquisições em contrações dinâmicas, pois reduzem o ruído proveniente do artefato de movimento (Farina et al, 2004a). Esses eletrodos são constituídos de barras impressas sobre uma fita flexível que foi fixada a

pele do sujeito por uma espuma com dupla face adesiva. O arranjo de eletrodos e a espuma bi-adesiva possuem orifícios para inserção de gel condutor que os torna menos sensível ao artefato de movimento (figura 15A). Foram depositados 40  $\mu\text{L}$  de gel condutor em cada fenda (figura 15B) por uma micropipeta HTL (Polônia).

**Figura 15** – Arranjo linear semi-flexível de oito canais (modificado - Manual do Usuário do EMG16, Torino, Itália).

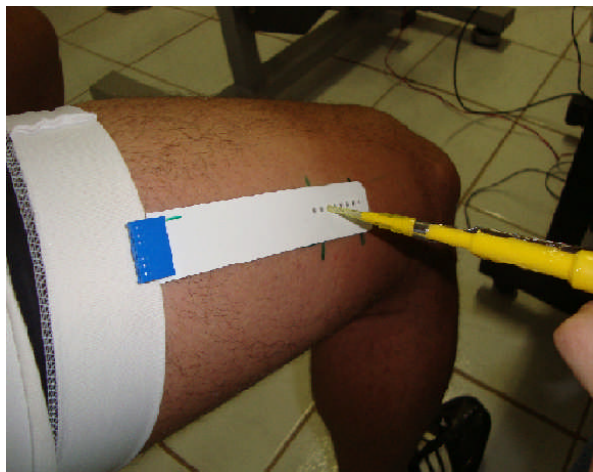


**(A)** Representação do posicionamento do arranjo linear semi-flexível com a espuma adesiva e **(B)** colocação do gel condutor.

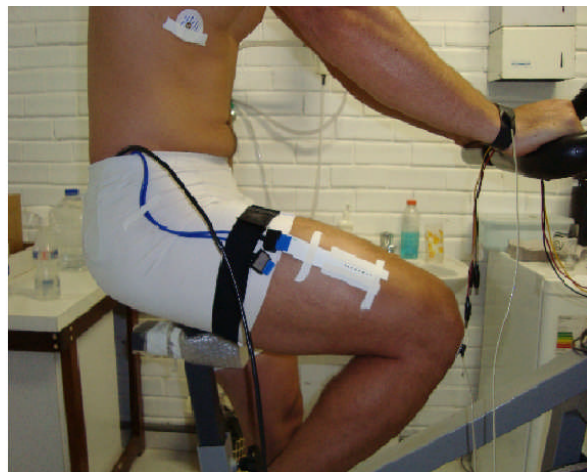
Após a colocação do gel (figura 16A) o arranjo semi-flexível recebia um reforço com esparadrapo para evitar que o suor liberado durante o teste fizesse com que o mesmo descolasse. Uma fita elástica e esparadrapo prenderam os cabos que conectavam o arranjo de eletrodos ao eletromiógrafo a fim de minimizar o ruído proveniente do artefato de movimento (figura 16B).

A decisão em colocar o arranjo de eletrodos sobre o músculo vasto lateral da coxa direita foi provocada pelas viabilidades apresentadas: elevada atividade eletromiográfica em cicloergômetro e posição de fácil instalação dos eletrodos (Andrade, 2006).

Figura 16 – (A) Colocação do gel e (B) fixação do arranjo linear semi-flexível.



(A)



(B)

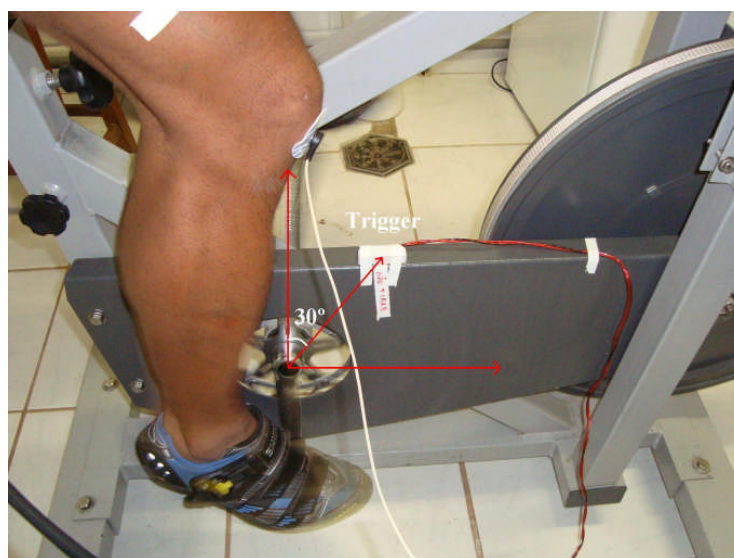
Em contrações dinâmicas periódicas a estratégia de analisar unicamente uma faixa fixa do sinal, em cada ciclo de execução, busca minimizar os efeitos de alterações no comprimento do músculo, da variação na força aplicada durante os diversos ciclos de pedaladas e da movimentação do eletrodo sobre a pele em relação ao músculo (Bonato *et al.*, 2001). Segundo So e seus colaboradores (2005), durante a fase de propulsão da pedalada o pico de ativação do músculo vasto lateral ocorre no ângulo superior de aproximadamente 30 graus do pé de vela em relação à vertical.

Dessa forma a análise e processamento do sinal eletromiográfico de superfície foi realizada no ângulo superior de 30 graus para todos os sujeitos. Posição coincidente com mapeamento muscular na contração isométrica, garantindo que a região analisada durante o teste fosse a mesma definida como boa para a propagação do sinal eletromiográfico.

O ângulo superior de 30 graus do pé de vela em relação à vertical foi definido por meio de um goniômetro (Hug *et al.*, 2004) e demarcado por um *trigger*. O *trigger* utilizado foi desenvolvido no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos FEF/UnB e consiste numa chave magnética e uma caixa de controle que contém

circuito e bateria. Um ímã foi colocado sob o pé de vela direito do cicloergômetro que acionava, ao passar, a chave magnética posicionada sobre a estrutura que recobria a bicicleta (figura 17). A cada pedalada, a superfície magnetizada do ímã passava pela chave e gerava um pulso magnético de aproximadamente 1,5 V. Esse pulso era transmitido até o eletromiógrafo que o digitalizava e o adquiria de maneira sincronizada com o sinal advindo do arranjo de eletrodos.

Figura 17 – Posicionamento do *trigger* utilizado para recorte do sinal.



Um dispositivo em forma de botão foi conectado ao *trigger* e ao ser pressionado impedia que a chave magnética fosse fechada. Dessa forma, ao final do aquecimento o botão do *trigger* era mantido pressionado e ao início do teste o mesmo era solto permitindo a partir daí que o ímã preso ao pé de vela acionasse a chave magnética a cada pedalada. Ao final do teste o botão era novamente pressionado por alguns segundos sinalizando o término do exercício. Tal procedimento foi utilizado para indicar o início e fim do teste, possibilitando posteriormente realizar a sincronização dos dados eletromiográficos e dados oriundos do analisador de gases a partir do tempo de teste de cada sujeito. O *check-list* contendo todos os procedimentos e materiais usados durante a coleta de dados do sinal eletromiográfico se encontram no anexo V.



Após a coleta de dados todos os sinais foram processados em rotinas específicas desenvolvidas no software Matlab 6.5 (Mathworks, Natick, EUA). Tais rotinas permitiram que os sinais de cada teste fossem novamente analisados seguindo os critérios quantitativos (valores de velocidade de condução, correlação cruzada e espectro de amplitude) utilizados durante o mapeamento muscular além da utilização de um novo critério para ratificação da qualidade do sinal eletromiográfico que foi o cálculo da razão sinal ruído (SNR).

Inicialmente o sinal oriundo do arranjo semi-flexível de eletrodos foi recortado por meio da marcação feita pelo *trigger* em início e fim de teste. Em seguida observou-se o espectro de amplitude em frequência do sinal, indicando se houve picos em alguma frequência. Por fim, os algoritmos definiam automaticamente o par de canais do arranjo de eletrodos que apresentou o maior valor para o SNR e maior valor para a correlação cruzada.

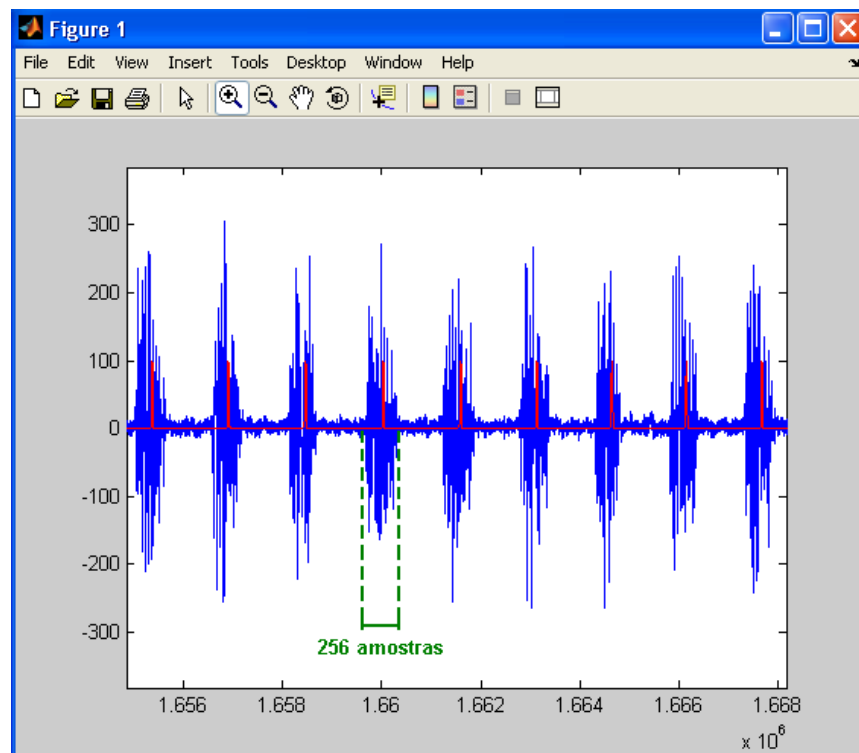
Devido às dificuldades encontradas em relação à contaminação do sinal por diferentes fontes de ruído, optou-se verificar a qualidade do mesmo por meio do cálculo da razão sinal ruído contração/repouso (SNR contração/repouso). Esse cálculo foi viabilizado por meio de uma aquisição do sinal eletromiográfico em repouso muscular durante dez segundos após a colocação do arranjo semi-flexível de eletrodos. O cálculo da SNR contração/repouso foi obtido pela variância do sinal proveniente do somatório de todas as bulhas dividido pela variância do sinal em repouso (equação 1). Foram descartados do estudo os sinais que não apresentaram uma SNR de pelo menos 20 dB ou que não obtiveram um nível de correlação cruzada superior a 70%.

$$\dots\dots\dots SNR_{contração/repouso} = 10 \log_{10} \frac{\sigma^2_s}{\sigma^2_r} \quad (1)$$

onde s corresponde ao sinal proveniente do somatório de todas as bulhas do sinal eletromiográfico e o r ao sinal eletromiográfico em repouso.

Foram recortadas janelas retangulares e deslizantes de 256 amostras (125 ms) em torno dos pulsos gerados pelo *trigger* durante a fase de propulsão da pedalada (figura 18). Devido à rápida velocidade com que os indivíduos realizavam as rotações do pé de vela (80 rpm) o sinal apresentou uma breve região de ativação muscular (bulha) a cada pedalada. Assim, a escolha do tamanho das janelas deveu-se a natureza do próprio sinal estudado e a mesma foi definida mediante alguns testes realizados com os sinais coletados. A cada janela foi calculada a velocidade de condução do impulso nervoso por meio do método da máxima verossimilhança (MMV) proposto inicialmente por Farina e Merletti (2001) e modificado recentemente por Salomoni e seus colaboradores (2007). Para tanto foi utilizado o par de canais diferenciais selecionado no início do processamento.

**Figura 18** – Representação das bulhas e dos pulsos do *trigger* utilizados pra recorte do sinal a cada pedalada.



A amplitude RMS do sinal eletromiográfico foi calculada para cada recorte das janelas após seus valores terem sido normalizados em percentuais do pico máximo do sinal retificado, conforme a equação 2. Para o cálculo do RMS foi escolhido o canal com maior amplitude do sinal dentre o par de canais previamente selecionado.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (2)$$

onde x são os valores do sinal eletromiográfico.

### 3.2.2 – Procedimentos para aquisição e análise dos gases expirados

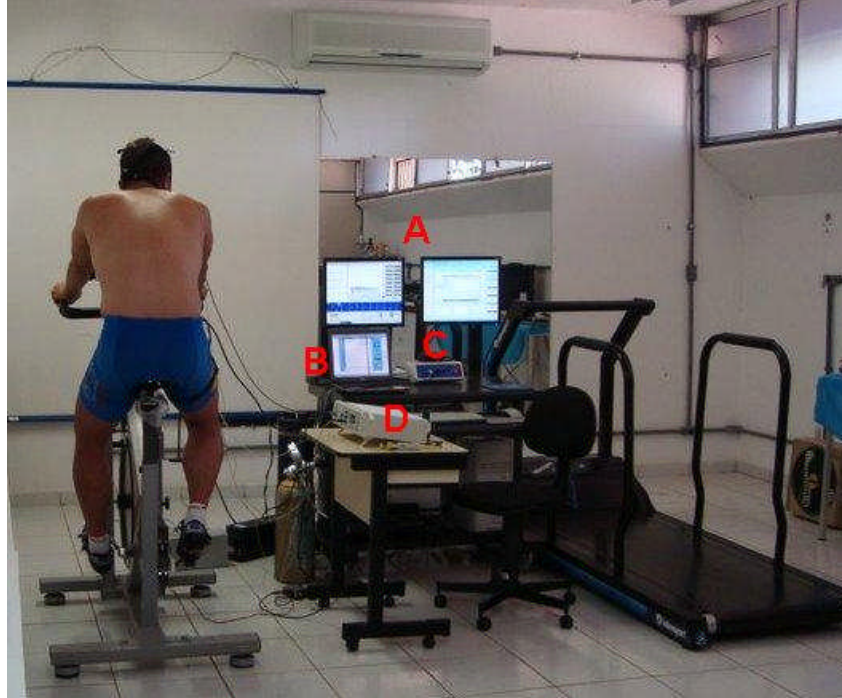
Para a análise dos gases foi utilizado um calorímetro indireto de circuito aberto MetaLyzer 3B (Córtex Biophysik, Alemanha) (figura 19), acoplado e sob o controle de um micro processador, para o qual os dados das trocas gasosas foram repassados a cada respiração. Todos os procedimentos de calibração do equipamento seguiram as recomendações do fabricante e foram realizados pela própria pesquisadora antes de cada coleta. O equipamento possui uma célula de combustão galvânica que é um sensor de oxigênio. O rendimento foi linear e com a linha de identidade extraída do meio ambiente (20,93% de O<sub>2</sub>). O CO<sub>2</sub> foi mensurado pelo princípio da análise infravermelha não dispersiva e o ar ambiente usado na calibração do sensor (0,03% de CO<sub>2</sub>). Além da amostra de gás ambiente a calibração foi feita por meio de amostras de um gás com uma concentração conhecida de O<sub>2</sub> (12%) e de CO<sub>2</sub> (5%). O volume ventilatório foi calibrado por meio de uma turbina de três litros, usada para medir o fluxo dos gases.

Figura 19 – Analisador de gases MetaLyzer 3B (Córtex Biophysik, Alemanha) e máscara.



Os dados coletados por meio do calorímetro foram automaticamente transferidos para um microcomputador e visualizados em tempo real por meio de duas telas de computador (figura 20). Os *softwares* utilizados foram o Ergo PC Elite (Micromed Biotecnologia, Brasil) assim como o *software* MetaSoft (Córtex Biophysik, Alemanha). O Ergo PC Elite trabalhou de forma integrada ao analisador de gases permitindo a monitorização e registro dos sinais cardíacos e parâmetros ventilatórios e metabólicos. Foram registrados os dados referentes à ventilação minuto (VE), consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ), produção de dióxido de carbono ( $\dot{V}CO_2$ ), quociente respiratório (R), equivalentes respiratórios de oxigênio e gás carbônico ( $VE/\dot{V}O_2$  e  $VE/\dot{V}CO_2$ ) e frações expiradas dos gases.

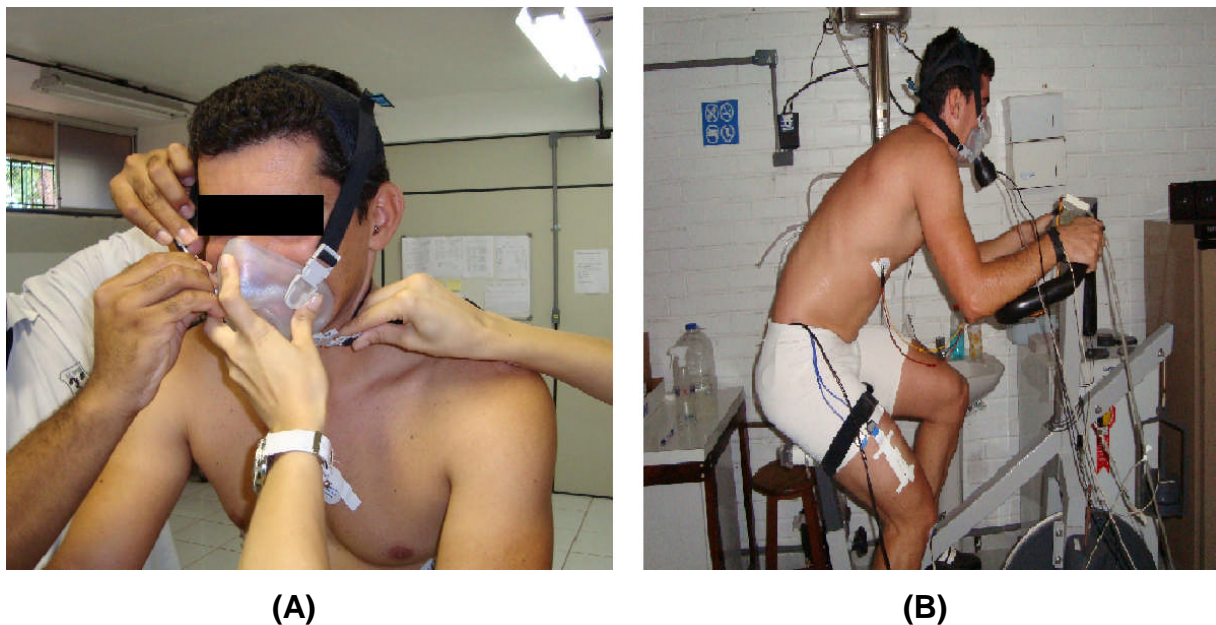
Figura 20 – Disposição de todos os equipamentos utilizados durante o teste.



**(A)** Duas telas onde foram visualizados os dados do analisador de gases e eletrocardiograma. **(B)** Microcomputador no qual eram visualizados os dados do sinal eletromiográfico. **(C)** Analisador de gases MetaLyzer 3B (Cortex Biophysik, Alemanha). **(D)** Eletromiógrafo EMG-16 (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino , Itália).

A máscara utilizada foi escolhida de acordo com as dimensões do rosto do sujeito e fixada a cabeça por meio de um suporte (figura 21). Após a colocação da máscara foram registradas as variáveis ventilatórias em repouso durante dois minutos. Após a colocação do arranjo de eletrodos e da máscara o teste incremental teve início seguindo o protocolo descrito anteriormente. Um *check-list* contendo os procedimentos e materiais relativos à coleta de dados da troca gasosa se encontra no anexo VI.

Figura 21 – Preparação do sujeito.



### 3.3 – Determinação dos limiares referentes à transição aeróbia- anaeróbia

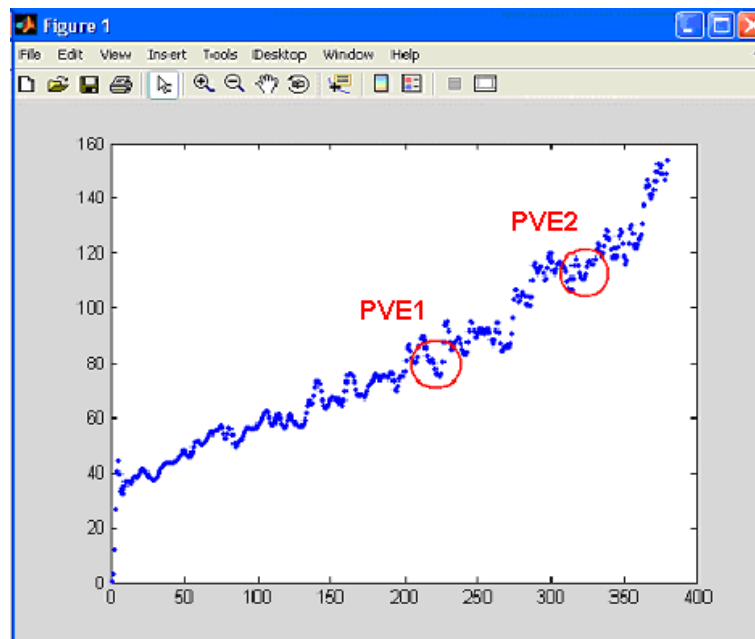
Primeiramente foram determinados o limiar anaeróbio (LA) e ponto de compensação respiratório (PCR) por meio de variáveis já consagradas como o ponto de quebra na curva de  $\dot{V}CO_2$ , indicador do LA e o segundo ponto de quebra na curva da ventilação minuto (VE), indicador do PCR. Estes pontos serviram como padrão-ouro.

Da mesma forma que Crescêncio *et al.* (2003), Pozzi *et al.* (2006) e Higa *et al.* (2007) entre outros, a mudança na resposta do  $\dot{V}CO_2$  durante teste incremental foi usada no presente estudo como mensuração não-invasiva do limiar anaeróbio, de forma que já se encontra consolidada na literatura. O ponto de quebra único na

variável de  $\dot{V}CO_2$  foi considerado, portanto, como limiar anaeróbio e chamado de  $P\dot{V}CO_2$ .

A escolha do segundo ponto de quebra na VE para indicação do PCR baseou-se no fato dessa variável sofrer fortes ajustes indicando a ação do gás carbônico produzido em excesso durante a acidose metabólica. Segundo Wasserman *et al.* (1999), o primeiro aumento exponencial na VE relaciona-se ao limiar anaeróbio e o segundo aumento na mesma, ao ponto de compensação respiratório. Assim, no presente estudo o segundo ponto de quebra na ventilação minuto foi considerado como ponto de compensação respiratório e chamado de PVE2, tendo em vista que o primeiro ponto de quebra na mesma variável foi chamado de PVE1 (figura 22).

Figura 22 – Determinação de dois pontos de quebra (PVE1 e PVE2) na VE.



As demais variáveis estudadas foram o RMS e a velocidade de condução (VC), obtidos a cada pedalada, os quais foram comparados às variáveis com padrão-ouro, por meio dos pontos de quebra encontrados nos mesmos. Optou-se verificar a relação de apenas um ponto de quebra e também de dois pontos de quebra nas variáveis obtidas pela eletromiografia de superfície, com o limiar anaeróbio e com o

ponto de compensação respiratório. O objetivo com a determinação tanto de um ponto de quebra quanto de dois pontos de quebra nas variáveis de RMS e VC foi de verificar a relação dos mesmos com os limiares da transição aeróbia-anaeróbia, visto que os resultados de diversos estudos ainda tem divergido quanto a determinação e até mesmo a chegada ao ponto de compensação respiratório por alguns indivíduos (Hug *et al.*, 2003; Pozzi *et al.*, 2006).

Assim, quando foi determinado apenas um ponto de quebra na variável de RMS, este foi chamado de PRMS. Já ao determinarem-se dois pontos de quebra, estes foram chamados, o primeiro ponto de PRMS1 e o segundo ponto de PRMS2 (figura 23). Da mesma forma nos dados de velocidade de condução foi determinado um ponto de quebra chamado de PVC (figura 24) e dois pontos de quebra chamados de PVC1 e PVC2. A escolha em determinar um e dois pontos de quebra nas variáveis de RMS assim como de VC foi de verificar quais desses pontos estariam mais bem relacionados ao limiar anaeróbio e ao ponto de compensação respiratório.

**Figura 23** – Determinação de dois pontos de quebra (PRMS1 e PRMS2) nos dados de RMS.

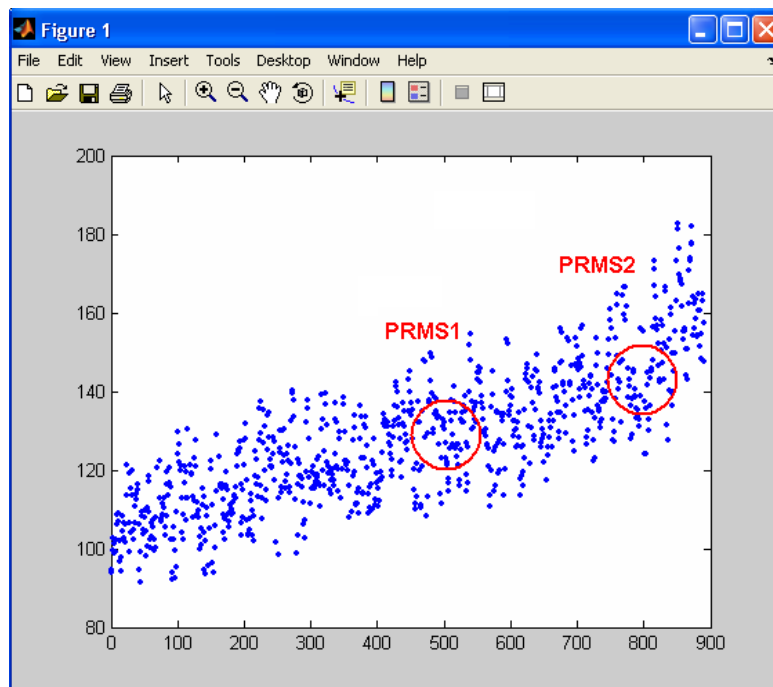
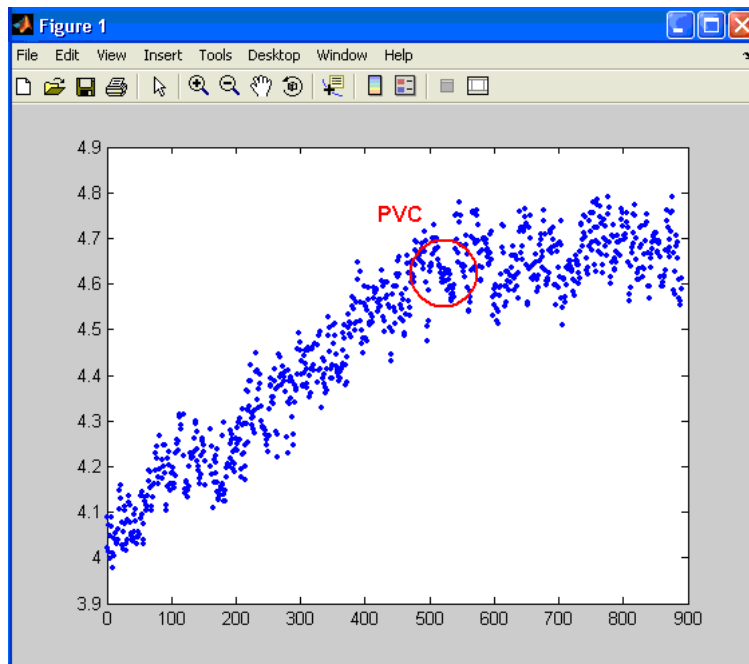




Figura 24 – Determinação de um ponto de quebra (PVC) nos dados de VC.



Os pontos de quebra em todas as variáveis estudadas foram determinados por meio de modelos matemáticos (anexo VI e VIII) desenvolvidos em Matlab 6.5 (Mathworks, Natick, EUA). Tais modelos foram desenvolvidos no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física – UnB e basearam-se na função *detrend* do Matlab.

Segunda informações fornecidas pelo próprio Matlab (Mathworks, Natick, EUA), a função *detrend* busca basicamente encontrar a melhor reta que se ajusta aos dados, no sentido de mínimos quadrados, e em seguida subtrai esta reta, eliminando qualquer tendência linear. Essa função encontra a melhor reta ajustável aos dados, e pode servir para apontar pontos de quebra relacionados às modificações na tendência desses dados ao longo do tempo. Dessa forma o ponto de quebra pode ser definido como o ponto que parte os dados em dois segmentos, variando a quantidade dos mesmos de acordo com a natureza dos dados que se quer estudar.

Para que fossem determinados os pontos de quebra nas variáveis de RMS, VC,  $\dot{V}CO_2$  e VE de cada sujeito alguns procedimentos foram feitos e serão descritos a seguir.

Primeiramente os dados eletromiográficos e ventilatórios foram filtrados a fim de minimizar o possível ruído proveniente de diferentes fontes. O filtro utilizado foi o passa-baixas Butterworth com frequência de corte de 20 Hz. Cabe ressaltar que a frequência de amostragem dos sinais oriundos das variáveis eletromiográficas obtidas a cada pedalada (80/60 Hz) gerando um valor de RMS e um valor de VC e das variáveis ventilatórias obtidas pela média a cada dois segundos, não ultrapassaram valores de 3 Hz.

O segundo procedimento foi a análise qualitativa do gráfico de cada variável estudada em Matlab. Foram retiradas as amostras iniciais que contivessem quaisquer alterações decorrentes da filtragem ou das ações adaptativas do teste. Essas amostras não continham informações relevantes para nosso estudo tendo em vista que os limiares referentes à transição aeróbia-anaeróbia só ocorrem após um tempo relativamente distante do início do teste, ainda mais se tratando de indivíduos treinados. Este procedimento foi realizado apenas quando se julgou necessário tal procedimento mediante alguma deflexão no início de teste que, em tese, distorceriam a determinação dos pontos de quebra pelo modelo matemático empregado.

O terceiro procedimento foi de verificar o menor índice com precisão de até três casas decimais a ser utilizado no algoritmo de determinação dos pontos de quebra. Esse índice era o menor valor para que a função *detrend* do Matlab, presente em nossos algoritmos, fosse rodada a fim de encontrar as melhores retas ajustáveis aos dados e determinando os pontos de quebra na tendência dos mesmos. O índice foi encontrado mediante a aplicação do algoritmo chamado *detrend1* quando se objetivava apenas um ponto de quebra nos dados e *detrend2* para dois pontos de quebra. Ambos os algoritmos se encontram detalhados, respectivamente, nos anexos VII e VIII.

O quarto e último procedimento foi a determinação dos pontos de quebra nas variáveis estudadas. Para tal, foi aplicado o algoritmo chamado TD1 quando se queria determinar apenas um ponto de quebra e o algoritmo chamado TD2 quando o

objetivo foi de determinar dois pontos de quebra na variável estudada (anexo VII e VIII). Como dito anteriormente, esses algoritmos foram baseados na função *detrend* do Matlab e foram rodados um total de 30.000 vezes, já que ousou-se aplicá-los três vezes de 10.000 vezes cada. Assim, os índices encontrados por meio das rotinas chamadas de *detrend1* e *detrend2* foram utilizados, respectivamente, na determinação de um ou dois pontos de quebra pelos algoritmos TD1 e TD2. A partir da aplicação dos algoritmos TD1 e TD2 foram determinados os valores de média e desvio padrão das amostras correspondentes aos pontos de quebra nos dados de cada variável estudada. Encontram-se a seguir duas tabelas (tabelas 2 e 3) que resumem as respectivas ferramentas matemáticas utilizadas para determinação dos pontos de quebra das variáveis estudadas, os pontos utilizados e as colaborações do estudo.

Tabela 2 – Resumo das variáveis com padrão-ouro.

<b>Variável</b>	$\dot{V}CO_2$	<b>VE</b>
<b>Ferramenta</b>	detrend1 e TD1	detrend2 e TD2
<b>Pontos de quebra</b>	Ponto de quebra único chamado de $P\dot{V}CO_2$ e considerado como limiar anaeróbio	Segundo ponto de quebra chamado de PVE2 e considerado como ponto de compensação respiratório
<b>Colaboração do estudo</b>	Cálculo matemático para determinação do LA	Definição da VE como indicadora do PCR e cálculo matemático do referido ponto

Tabela 3 – Resumo das variáveis estudadas.

Variável	RMS		VC	
<b>Ferramenta</b>	detrend1 e TD1	detrend2 e TD2	detrend1 e TD1	detrend2 e TD2
<b>Pontos de quebra</b>	Ponto de quebra único chamado de PRMS	Primeiro ponto de quebra chamado de PRMS1 e o segundo de PRMS2	Ponto de quebra único chamado de PVC	Primeiro ponto de quebra chamado de PVC1 e o segundo de PVC2

Cabe ressaltar que o procedimento de truncamento mencionado anteriormente foi usado apenas na aplicação das rotinas *detrend1*, *detrend2*, *TD1* e *TD2*. Após a determinação dos pontos de quebra, as amostras retiradas retornaram, servindo para determinação dos reais pontos de quebra. Dessa forma, conhecendo-se a amostra relativa ao ponto de quebra, o número total de amostras e o tempo total de teste em segundos foi possível, por meio de uma regra de três simples, encontrarmos os instantes nos quais as variáveis sofreram deflexões.

### 3.4 – Análise estatística

Foi verificada inicialmente a normalidade de todas as variáveis estudadas por meio do teste Shapiro-Wilk. O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ .

Algoritmos baseados na função *detrend* do Matlab 6.5 (Mathworks, Natick, EUA) foram aplicados aos dados de RMS, VC,  $\dot{V}CO_2$  e VE a fim de determinar os pontos de quebra na tendência dos mesmos (possibilidade de um ou dois pontos). Os valores em tempo (segundos), referentes aos pontos de quebra obtidos pelo RMS, VC,  $\dot{V}CO_2$  e VE, foram comparados por meio de oito testes t pareados

( $p < 0,05$ ). Para tal o ponto único de deflexão na  $\dot{V}CO_2$ , chamado de  $P\dot{V}CO_2$ , foi considerado como limiar anaeróbio. Também o segundo ponto de quebra na VE, chamado de PVE2, foi considerado como ponto de compensação respiratório. Dessa forma os pontos de quebra referentes às variáveis obtidas pela eletromiografia de superfície (RMS e VC) foram comparados ao limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório.

Foram aplicados às variáveis de RMS e VC dois algoritmos capazes de determinar um e dois pontos de deflexão. O ponto de quebra único no RMS foi chamado de PRMS e comparado ao  $P\dot{V}CO_2$  assim como ao PVE2. Quando determinado dois pontos de quebra no RMS, o primeiro ponto chamado de PRMS1 foi comparado ao  $P\dot{V}CO_2$  e o segundo ponto chamado de PRMS2 ao PVE2.

Da mesma forma, o ponto de quebra único na variável de VC, chamado de PVC, foi comparado tanto ao  $P\dot{V}CO_2$  quanto ao PVE2. Ao se determinarem dois pontos de quebra na VC, foi comparado o primeiro ponto de quebra chamado de PVC1 ao  $P\dot{V}CO_2$  e o segundo ponto de quebra chamado de PVC2 ao PVE2.

Ao fim, o primeiro ponto de quebra na VE chamado de PVE1 foi comparado ao  $P\dot{V}CO_2$  e o segundo ponto chamado de PVE2 foi comparado também ao  $P\dot{V}CO_2$ .

A análise estatística foi desenvolvida no *software* SPSS 13.0 (LEAD Technologies, EUA).

## CAPÍTULO 4 – RESULTADOS

A amostra contou inicialmente com 24 sujeitos, dos quais apenas 14 foram utilizados nas análises realizadas, visto que dez sujeitos não contemplaram os critérios estabelecidos para análise dos sinais. Essas perdas estiveram basicamente relacionadas à qualidade do sinal eletromiográfico e ocasionaram uma mortalidade de aproximadamente 42% da amostra. As informações relevantes dos sujeitos que compuseram efetivamente a amostra encontram-se na tabela 4.

Tabela 4 – Descrição dos sujeitos cujos dados foram analisados

Variável	média ± desvio padrão
<b>n</b>	14
<b>Idade (anos)</b>	32,64 ± 8,97
<b>Estatura (cm)</b>	177,14 ± 6,85
<b>Massa (kg)</b>	72,71 ± 11,59
<b>Treino semanal (km)</b>	364,64 ± 156,31

Os valores de  $p$  encontrados para todos os pontos de quebra das variáveis estudadas mostram ( $p < 0,05$ ) que os dados utilizados no estudo foram provenientes de uma população com distribuição normal, como pode ser observado na tabela 5.

Tabela 5 – Probabilidades ( $p$ ) do teste de normalidade Shapiro-Wilk aplicado às variáveis estudadas.

	n=14					n=11				
	PRMS1	PRMS2	PRMS	$\dot{V}CO_2$	PVE1	PVE2	PVE	PVC1	PVC2	PVC
<b>p</b>	0,446	0,447	0,446	0,447	0,446	0,447	0,446	0,447	0,446	0,447

A tabela 6 mostra os valores da média (em segundos) e desvio padrão de um e dois pontos de quebra das variáveis de RMS, velocidade de condução (VC) e ventilação minuto (VE). Na mesma tabela ainda são mostrados os valores médios (em segundos) e desvio padrão do ponto de quebra na produção de dióxido de carbono ( $\dot{V}CO_2$ ).

**Tabela 6** – Valores em segundos da média ( $\bar{X}$ ) e desvio padrão (DP) dos pontos de quebra nas variáveis analisadas.

	n=14					n=11				
	PRMS1	PRMS2	PRMS	$P\dot{V}CO_2$	PVE1	PVE2	PVE	PVC1	PVC2	PVC
$\bar{X}$	391,71	571,71	487,29	406,64	391,43	557,14	469,86	235,73	442,09	392,45
DP	107,92	121,44	132,73	149,23	89,00	139,37	120,57	121,39	157,84	108,11

A seguir (tabela 7) são mostrados os valores de média, desvio padrão e o delta dos pontos de quebra das variáveis de RMS,  $\dot{V}CO_2$  e VE, os quais foram comparados.

**Tabela 7** – Delta entre os valores médios dos pontos de quebra (em segundos) das variáveis comparadas de RMS,  $\dot{V}CO_2$  e VE.

	Variáveis		Delta
	PRMS1	$P\dot{V}CO_2$	14,93
Média ± DP	391,71 ± 107,92	406,64 ± 149,23	
	PRMS2	PVE2	14,57
Média ± DP	571,71 ± 121,44	557,14 ± 139,37	
	PRMS	$P\dot{V}CO_2$	80,64
Média ± DP	487,29 ± 132,72	406,64 ± 149,23	
	PRMS	PVE2	69,86
Média ± DP	487,29 ± 132,72	557,14 ± 139,37	

Na tabela 8 são mostrados os valores de média, desvio padrão e o delta dos pontos de quebra das variáveis de VC,  $\dot{V}CO_2$  e VE, os quais foram comparados.

**Tabela 8** – Delta entre os valores médios dos pontos de quebra (em segundos) das variáveis comparadas de VC,  $\dot{V}CO_2$  e VE.

	Variáveis		Delta
	<b>PVC1</b>	<b>P <math>\dot{V}CO_2</math></b>	170,92
<b>Média ± DP</b>	235,73 ± 121,39	406,64 ± 149,23	
	<b>PVC2</b>	<b>PVE2</b>	115,05
<b>Média ± DP</b>	442,09 ± 157,84	557,14 ± 139,37	
	<b>PVC</b>	<b>P <math>\dot{V}CO_2</math></b>	14,19
<b>Média ± DP</b>	392,45 ± 108,11	406,64 ± 149,23	
	<b>PVC</b>	<b>PVE2</b>	164,69
<b>Média ± DP</b>	392,45 ± 108,11	557,14 ± 139,37	

Observando a tabela 9 percebe-se que não foram encontradas diferenças significativas entre os pontos PRMS1 e  $P \dot{V}CO_2$  ( $p=0,711$ ), assim como PRMS2 e PVE2 ( $p=0,443$ ). Também comparando os valores de PRMS ao  $P \dot{V}CO_2$  e PRMS ao PVE2, os mesmos não tiveram diferença significativa ( $p=0,107$  e  $p=0,067$ ). No entanto os valores de  $p$  observados para esses pontos podem ser considerados baixos.

**Tabela 9** – Valores de significância para o RMS.

Par de variáveis	Probabilidade (p) do teste-t
<b>PRMS1 x P <math>\dot{V}CO_2</math></b>	0,711
<b>PRMS2 x PVE2</b>	0,443
<b>PRMS x P <math>\dot{V}CO_2</math></b>	0,107
<b>PRMS x PVE2</b>	0,067



Verificou-se que os valores de p, mostrados na tabela 10, para PVC1 e  $\dot{P}\dot{V}CO_2$  diferiram significativamente ( $p=0,008$ ). Também os valores de p para PVC2 e PVE2 foram estatisticamente diferentes ( $p=0,024$ ). Já comparando PVC ao  $\dot{P}\dot{V}CO_2$  observou-se que foram pontos estatisticamente semelhantes, com um alto valor de p ( $p=0,988$ ) como pode ser observado na tabela 10.

Tabela 10 – Valores de significância para a VC.

Par de variáveis	Probabilidade (p) do teste-t
PVC1 x $\dot{P}\dot{V}CO_2$	0,008*
PVC2 x PVE2	0,024*
PVC x $\dot{P}\dot{V}CO_2$	0,988
PVC x PVE2	0,000*

\* diferença significativa ( $p < 0,05$ )

Por meio da comparação entre as variáveis PVE1 e  $\dot{P}\dot{V}CO_2$  é possível notar que não houve diferença significativa entre elas ( $p=0,600$ ) (tabela 11). Também PVE1 comparada ao  $\dot{P}\dot{V}CO_2$  foi estatisticamente diferente, possuindo um baixo valor de p ( $p=0,000$ ) (tabela 11).

Tabela 11 – Valores de significância para a VE.

Par de variáveis	Probabilidade (p) do teste-t
PVE1 x $\dot{P}\dot{V}CO_2$	0,600
PVE2 x $\dot{P}\dot{V}CO_2$	0,000*

\* diferença significativa ( $p < 0,05$ )

## CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO

Foi construído um banco de dados e sinais destinados ao estudo da biomecânica aplicada ao esporte de ciclismo. O processo de estudo e integração da instrumentação, adequação da infra-estrutura laboratorial (conexões elétricas, mecânicas e magnéticas e aterramento), adaptação da interface homem-máquina para a coleta de informação (transdutores e condicionadores de sinais de EMG) e ainda, a especificação de protocolos experimentais e o estabelecimento de uma metodologia para a construção de um banco de dados onerou esforço significativo. Essa primeira fase foi desenvolvida no período de 18 meses e dentre as principais dificuldades encontradas é possível citar a construção de um novo e melhor aterramento para o laboratório, os recursos humanos e o tempo gasto para o desenvolvimento das ferramentas utilizadas no processamento digital dos sinais, os problemas com a demora, quando se fez necessário, no conserto dos arranjos de eletrodos utilizados bem como a aquisição de novos arranjos de eletrodos semi-descartáveis, já que a tecnologia utilizada na eletromiografia foi de origem italiana, entre outras.

Em uma segunda etapa foi aplicada a técnica de processamento de sinais digitais para obtenção dos pontos de quebra nas variáveis estudadas, a fim se comparar tais pontos nas variáveis obtidas pela eletromiografia de superfície aos pontos de quebra nas variáveis ventilatórias padronizados como limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório. Apesar dos algoritmos utilizados não estarem validados, os primeiros resultados são promissores e abrem novas perspectivas para a continuidade de pesquisas com o objetivo de determinar os limiares referentes à transição aeróbia-anaeróbia de maneira bastante rápida e precisa. Inclusive os resultados encontrados favorecem a utilização de modelos matemáticos, em substituição ao método de análise visual gráfica comumente utilizada na determinação dos limiares referentes à transição aeróbia-anaeróbia. Sabe-se que o método de análise visual gráfica conta com a avaliação subjetiva dos dados apesar destes conterem informações que podem ser interpretadas de maneira objetiva, por serem constituídos de valores numéricos.

Os estudos que encontraram apenas um ponto de quebra nas variáveis estudadas elucidam que durante teste com aumento progressivo de intensidade, para que o nível de exigência seja mantido, a partir da fadiga das fibras musculares tipo I, são necessárias mais fibras musculares, principalmente do tipo II, o que reflete no aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (Nagata *et al.*, 1981). Otterço (2004) ao analisar as respostas das variáveis cardiorrespiratórias e musculares em homens hipertensos de meia-idade concluiu que, de uma forma geral, as mudanças nos padrões de respostas dessas variáveis ocorrem apenas em níveis próximos ao limiar anaeróbio, refletindo a introdução dos sistemas orgânicos em atividade durante o exercício. Da mesma forma Pozzi e seus colaboradores (2006), confirmaram a aplicabilidade aos dados de RMS do sinal eletromiográfico de modelos matemáticos na determinação do limiar anaeróbio de idosos saudáveis. Sendo assim, é possível perceber que os estudos que encontraram apenas um ponto de quebra em diferentes variáveis ligado ao limiar anaeróbio, contaram com uma amostra de indivíduos não-treinados ou com capacidade cardiorrespiratória reduzida (Otterço, 2004; Pozzi *et al.*, 2006; Pires *et al.*, 2008).

Estudos em que foram encontrados dois pontos de quebra para diferentes variáveis, como o de Lucía e seus colaboradores (1999), que estudaram ciclistas profissionais, não encontraram diferença significativa durante teste incremental entre o primeiro ponto de quebra nos valores de RMS e o limiar anaeróbio (LA) e nem entre o segundo ponto de quebra na mesma variável e o ponto de compensação (PCR). Os autores referem que o primeiro limiar eletromiográfico, determinado pelo primeiro ponto de quebra do RMS, pode ocorrer como resultado de mudanças no padrão de recrutamento de unidades motoras que inervam fibras de contração lenta para unidades motoras que inervam fibras de contração rápida. Dessa forma a primeira quebra na linearidade do RMS poderia ser consequência do recrutamento adicional de fibras rápidas tipo IIa e o segundo ponto de quebra, um recrutamento adicional de fibras tipo IIb. Os autores denotaram que o fato da amostra ser composta por ciclistas treinados e conseqüentemente pelo alto nível de esforços a que chegaram seus indivíduos tenha sido fator determinante no achado de dois pontos de quebra na variável de RMS relacionados ao LA e PCR.

Pelo fato da amostra utilizada nesse estudo ser composta por ciclistas treinados decidiu-se verificar a existência de um ou dois pontos de quebra nos parâmetros eletromiográficos estudados bem como a relação dos mesmos com o LA e PCR obtidos por variáveis ventilatórias.

Os resultados deste trabalho mostraram que as mudanças no padrão de comportamento do RMS do sinal eletromiográfico, durante teste físico incremental, ocorreram em instantes próximos às mudanças do comportamento ventilatório. Para isso, quando foram determinados dois pontos de quebra nos dados de RMS verificou-se que o primeiro ponto não teve diferença significativa em relação ao ponto de quebra único na produção de dióxido de carbono, padronizado como limiar anaeróbio ( $p=0,711$ ). Também não houve diferença significativa entre o segundo ponto de quebra do RMS e o segundo ponto de quebra da ventilação minuto, padronizado como ponto de compensação respiratório ( $p=0,443$ ). Esses resultados são concordantes com os resultados encontrados por Lucía *et al.* 1999, Bearden & Moffatt, 2001 e Hug *et al.*, 2003b, onde também foram encontrados dois pontos de quebra nos dados de RMS para o vasto lateral de ciclistas treinados correlacionados ao limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório.

Verificou-se ainda a possibilidade de apenas um ponto de quebra na variável de RMS do sinal eletromiográfico ser semelhante ao limiar anaeróbio ou ao ponto de compensação respiratório. Notou-se ainda que mesmo não tendo sido encontradas diferenças significativas entre o ponto de quebra único no RMS com o LA ( $p=0,107$ ) e também com o PCR ( $p=0,067$ ), os valores de  $p$  foram baixos em ambas as possibilidades. Pode ser evidenciado que os valores de  $p$  para um ponto de quebra no RMS foram consideravelmente inferiores aos encontrados para dois pontos de quebra na mesma variável. Acreditamos, assim, que um aumento no número de sujeitos da amostra possa refletir a diferença entre o ponto de quebra único nos dados de RMS e os limiares referentes à transição aeróbia-anaeróbia além de confirmar a semelhança entre os dois pontos de quebra no RMS com os limiares estudados. Dessa forma, sugere-se a utilização, em ciclistas treinados, de dois pontos de quebra no RMS do sinal eletromiográfico devido aos níveis de esforços mais altos que podem chegar tais indivíduos em relação a pessoas não-treinadas. Também acredita-se que diferentes adaptações em nível muscular, geradas de

acordo com esporte praticado, possam influenciar a apresentação de dois pontos de quebra no RMS do sinal eletromiográfico.

A análise dos resultados de RMS do sinal eletromiográfico permite verificar que uma quantidade maior de fibras musculares foi recrutada tanto no ponto do limiar anaeróbio quanto no ponto de compensação respiratório. De fato, o tipo de fibra muscular recrutada reflete o tipo de metabolismo utilizado pelo indivíduo. No entanto, pelo RMS do sinal eletromiográfico é possível apenas inferir que uma quantidade de fibras foi recrutada a mais e não qual o tipo de fibra estaria sendo recrutada nos pontos de limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório. Nos diferentes estudos que buscaram determinar os limiares referentes à transição aeróbia-anaeróbia por meio do sinal eletromiográfico foram utilizados basicamente um analisador de gases e um eletromiógrafo, quanto muito a análise lactacidêmica. Dessa forma pouco se teve de recurso para apoiar hipóteses como o recrutamento de fibras rápidas tipo IIa e IIb, respectivamente, no LA e PCR. É nessa questão que se recorre aos valores de velocidade de propagação do impulso nervoso ao longo da fibra muscular (VC) calculados durante todo o tempo de teste para entender quais tipos de fibras estariam sendo recrutadas.

Da mesma forma que o RMS, buscou-se verificar se houve diferença significativa entre um e dois pontos de quebra na variável de velocidade de condução comparados ao limiar anaeróbio e ao ponto de compensação respiratório. Quando foram determinados dois pontos de quebra na VC foram encontradas diferenças significativas entre o primeiro ponto de quebra e o limiar anaeróbio ( $p=0,008$ ) e também entre o segundo ponto de quebra e o ponto de compensação respiratório ( $p=0,024$ ). Porém, ao compararmos o instante em que ocorreu o ponto de quebra único na velocidade de condução com o instante do limiar anaeróbio verificamos que foram semelhantes para todos os sujeitos da amostra ( $p=0,988$ ). Os resultados encontrados denotam para a aplicabilidade de apenas um ponto de quebra na velocidade de condução com um alto valor de  $p$  quando comparado ao limiar anaeróbio. Ainda comproou-se que o recrutamento adicional de fibras musculares no ponto de compensação respiratório, evidenciado pelo aumento não-linear no valor

RMS do sinal eletromiográfico, não esteve relacionado a qualquer variação na velocidade de condução.

Os resultados permitiram verificar a existência de um padrão nos dados de RMS, os quais para todos os sujeitos da amostra apresentaram dois pontos de quebra ao longo do exercício. Também verificou-se que de uma forma comum esses pontos de quebra foram semelhantes estatisticamente ao limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório para toda a amostra. Ao analisar os dados de velocidade de condução verificou-se que da mesma forma houve um padrão nesses dados, os quais para todos os sujeitos foram mais bem adequados apenas um ponto de quebra nessa variável. Esse ponto de quebra na velocidade de condução mostrou-se semelhante ao limiar anaeróbio. Dessa forma, apesar da variável de VC ser obtida por meio de eletromiografia de superfície, a mesma é considerada uma variável fisiológica capaz de fornecer importantes informações acerca da fisiologia muscular e por isso pode melhor indicar o limiar anaeróbio e as alterações metabólicas ocorridas a partir desse ponto quando comparada ao RMS do sinal eletromiográfico. O que se questiona é o fato de alguns indivíduos terem apresentado uma diminuição não-linear e não um aumento na velocidade de condução a partir do limiar anaeróbio. Sabe-se que as fibras do tipo I são caracterizadas como lentas oxidativas, as tipo IIa como rápidas oxidativas e as tipo IIb como rápidas glicolíticas. Acreditava-se que ao haver uma mudança no recrutamento de fibras lentas, que trabalham sob metabolismo aeróbio, para fibras rápidas que trabalham sob metabolismo anaeróbio juntamente com o recrutamento adicional de fibras musculares (dois pontos de quebra no RMS) poderiam ter sido evidenciadas alterações na VC em ambos os limiares da transição aeróbia-anaeróbia, por meio de um aumento nessa variável.

Os resultados, porém, não confirmam diretamente o que fora preconizado por Lucía *et al.* (1999) de um recrutamento adicional de fibras tipo IIa a partir do limiar anaeróbio (LA) e fibras IIb a partir do ponto de compensação respiratório (PCR). A ocorrência para alguns sujeitos da amostra de um ponto de quebra ligado à diminuição na velocidade de condução a partir do LA leva a crer que a estratégia adotada quanto ao tipo de fibra recrutada possa estar relacionada à resposta individual a fadiga muscular. Para Broman *et al.* (1985) a velocidade de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares tem tornado possível a realização de

inúmeras observações acerca das mudanças na permeabilidade do sarcolema em função do acúmulo de metabólitos que geram, conseqüentemente, alterações em relação à propagação dos potenciais de ação ao longo das fibras musculares.

Um estudo de Rocha Júnior, (2008) feito recentemente no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física da UnB também utilizou a técnica de arranjos lineares de eletrodos para verificar as respostas do músculo vasto lateral ao método de pré-exaustão com diferentes cargas. Para todos os sujeitos foi verificado um aumento no RMS do sinal eletromiográfico acompanhado de uma diminuição na velocidade de condução. Os resultados do estudo de Rocha Júnior, (2008) corroboram com a hipótese de que mesmo havendo um recrutamento adicional de fibras rápidas, a fadiga nas mesmas pode resultar em uma diminuição na velocidade de condução. Ainda segundo Farina & Merletti (2004) a velocidade de condução média para o mesmo tipo de fibra pode ser diferente, dependendo do diâmetro médio da mesma. Portanto, ainda que a natureza do exercício realizado no estudo de Rocha Júnior (2008) tenha sido diferente quando comparado ao nosso estudo, os resultados de diminuição na velocidade de condução para alguns sujeitos da nossa amostra parecem não diferir dos resultados encontrados por ele.

Portanto, é possível afirmar que, dependendo do sujeito, o ponto de quebra na velocidade de condução semelhante ao limiar anaeróbio esteve relacionado à estratégia própria de recrutamento muscular e ao próprio nível de resistência à fadiga. Tais achados não revogam a hipótese do recrutamento adicional de fibras rápidas a partir do limiar anaeróbio, mas confirmam a possibilidade de diminuição na velocidade de condução dessas fibras, ainda que as mesmas se encontrem inativas imediatamente antes do recrutamento adicional (Gazzoni *et al.*, 2005). Acredita-se que as modificações eletrofisiológicas ao longo do tecido muscular desencadeadas pela fadiga sejam capazes de gerar uma diminuição da velocidade de propagação do impulso nervoso ao longo de fibras rápidas.

Assim, os valores de RMS do sinal eletromiográfico foram sensíveis à determinação dos pontos referentes à transição aeróbia-anaeróbia em ciclistas treinados. Tais pontos estiveram associados a padrões de recrutamento e resistência à fadiga nem sempre semelhantes ao longo do exercício, o que pôde ser confirmado

por meio dos valores de velocidade de propagação do impulso nervoso. Ainda assim a velocidade de condução mostrou-se como a variável mais adequada na determinação do limiar anaeróbio para amostra estudada.

Por fim, confirma-se o ponto de quebra único na produção de dióxido de carbono como um adequado indicador do limiar anaeróbio. Esse ponto na  $\dot{V}CO_2$  não diferiu significativamente de pontos esperados como relativos ao limiar anaeróbio nas variáveis de RMS e velocidade de condução. Também o segundo ponto de quebra na ventilação minuto mostrou-se um bom indicador para o ponto de compensação respiratório e esteve bem relacionado ao ponto de quebra esperado na variável de RMS ( $p=0,443$ ).



## CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES

O presente estudo contribuiu para a construção de um banco de dados referente aos sinais eletromiográficos de superfície bem como de variáveis ventilatórias em uma amostra de ciclistas treinados. Acredita-se que esses dados possam ajudar no desenvolvimento de ferramentas a serem utilizadas no processamento de sinais biológicos aplicado à ciência do esporte. Considerou-se de grande valia a implementação de um protocolo de teste conciso para utilização da eletromiografia de superfície como método não-invasivo na determinação do limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório.

Foram encontrados dois pontos de quebra nos valores de RMS do sinal eletromiográfico estatisticamente semelhantes ao limiar anaeróbio e ponto de compensação respiratório determinados, respectivamente, pelo ponto de quebra nos dados da  $\dot{V}CO_2$  e pelo segundo ponto de quebra nos dados da ventilação minuto. O ponto de quebra único no RMS não apresentou diferença significativa ao compará-lo com o limiar anaeróbio e nem com o ponto de compensação respiratório. Porém, os valores encontrados de p para essas comparações foram consideravelmente baixos sugerindo que um aumento na amostra possa vir a indicar uma diferença significativa entre o ponto de quebra único no RMS e o limiar anaeróbio assim como o ponto de compensação respiratório.

A determinação de dois pontos para a variável de velocidade de condução mostrou-se inadequada tendo em vista que ambos os pontos de deflexão apresentaram diferença significativa, respectivamente, com o limiar anaeróbio e o ponto de compensação respiratório determinados por variáveis ventilatórias. Assim, por meio dos resultados analisados, o parâmetro mais indicado utilizando a tecnologia de arranjos lineares de eletrodos foi a velocidade de propagação do impulso nervoso ao longo da fibra muscular (VC), ainda que com a limitação de indicação de apenas o limiar anaeróbio. Sabe-se que o limiar anaeróbio é o ponto na transição aeróbia-anaeróbia que apresenta maior aplicabilidade, mesmo entre os atletas. Ainda existe uma relativa dificuldade na determinação do ponto de compensação respiratório, mesmo com a utilização de métodos tradicionais, além da

aplicação desse ponto restringir-se basicamente ao treinamento de atletas de alto nível.

Portanto, os parâmetros de RMS e VC, adquiridos por meio da tecnologia de arranjo linear de eletrodos aplicada sobre o músculo vasto lateral, foram sensíveis na determinação do limiar anaeróbio de ciclistas treinados. Também se apresenta a possibilidade de determinação do ponto de compensação respiratório por meio do RMS do sinal eletromiográfico para a mesma amostra estudada.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Airaksinen O, Remes A, Kolari PJ, Sihvonen T, Hanninen O, and Penttila I. Real-time evaluation of anaerobic threshold with rms-EMG of working and nonworking muscles during incremental bicycle ergometer test. *Acupunct Electrother Res* 17: 259-271, 1992.
- Andrade MM. Análise dos sinais eletromiográficos nos domínios do tempo, do tempo-frequência e de Wavelet da fadiga muscular em cicloergômetro: Universidade de Brasília, 2006.
- Andreassen S and Arendt-Nielsen L. Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol* 391: 561-571, 1987.
- Anosov O, Patzak A, Kononovich Y, and Persson PB. High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol* 83: 388-394, 2000.
- Barros Neto TL, Tebexreni AS, and Tambeiro VL. Aplicações práticas da Ergometria no Atleta. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo* 11: 695-705, 2001.
- Bearden SE and Moffatt RJ. Leg electromyography and the VO<sub>2</sub>-power relationship during bicycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc* 33: 1241-1245, 2001.
- Beaver WL, Wasserman K, and Whipp BJ. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol* 60: 2020-2027, 1986.
- Bonato P, Roy SH, Knaflitz M, and De Luca CJ. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Trans Biomed Eng* 48: 745-753, 2001.
- Borg GA. Borg's RPE - Its value for sports testing Movement Publications, 1985.
- Brito FSd, Vilas-Boas F, Castro I, Oliveira JAd, Guimarães JI, and Stein R. II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia Sobre Teste Ergométrico. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia* 38: 01-17, 2002.
- Brooks GA, Fahey TD, and Baldwin KM. *Exercise Physiology: Human Bioenergetics and its applications*. California: McGraw-Hill, 2004.
- Broman H, Bilotto G, De Luca CJ. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J Appl Physiol* 58: 1428-37, 1985.

- Bunc V, Hofmann P, Leitner H, and Gaisl G. Verification of the heart rate threshold. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 70: 263-269, 1995.
- Carmo JC. Desenvolvimento de instrumentação dedicada e proposta de técnica de análise de fadiga em ciclistas utilizando Transformada de Wavelets: Universidade de Brasília, 2003.
- Crescêncio JC, Martins LEB, Mum Jr.LO, Antloga CM, Kozuki RT, Santos MDB, Marin Neto JA, Maciel BC and Gallo Jr.L. Measurement of Anaerobic Threshold During Dynamic Exercise in Healthy Subjects: Comparison Among Visual Analysis and Mathematical Models. *Computers in Cardiology* 30:801-804, 2003.
- De Luca CJ and Erim Z. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *J Neurophysiol* 87: 2200-2204, 2002.
- De Luca CJ. Electromyography. In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, edited by Webster JG: John Wiley, 2006, p. 98-109.
- De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13: 135-163, 1997.
- Denadai BS, et al. Avaliação aeróbia – determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo. Editora Motrix, Rio Claro – SP: 2000.
- Denadai BS. Índices fisiológicos de avaliação aeróbia: conceitos e aplicações. Ribeirão Preto, 1999.
- Dennis SC, Noakes TD, and Bosch AN. Ventilation and blood lactate increase exponentially during incremental exercise. *J Sports Sci* 10(5): 437-449, 1992.
- Falla D and Farina D. Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. *Pain* 116: 138-145, 2005.
- Farina D, Arendt-Nielsen L, Merletti R, and Graven-Nielsen T. Effect of experimental muscle pain on motor unit firing rate and conduction velocity. *J Neurophysiol* 91: 1250-1259, 2004.
- Farina D, Ferguson RA, Macaluso A, and De Vito G. Correlation of average muscle fiber conduction velocity measured during cycling exercise with myosin heavy chain composition, lactate threshold, and VO<sub>2</sub> max. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17: 393-400, 2007.
- Farina D, Muhammad M, Fortunato E, Meste O, Merletti R, and Rix H. Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays. *Medical & Biological Engineering & Computing* 39: 225-236, 2001.

- Farina D, Pozzo M, Merlo E, Bottin A, and Merletti R. Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions. *IEEE Trans Biomed Eng* 51: 1383-1393, 2004.
- Figueira TR, Denadai BS. Relações entre o limiar anaeróbio, limiar anaeróbio individual e máxima fase estável de lactato em ciclistas. *R. bras. Ci e Mov* 12(2): 91-95, 2004.
- Gallo L, Jr., Maciel BC, Marin-Neto JA, Martins LE, Lima-Filho EC, Golfetti R, Chacon MP, and Forti VA. Control of heart rate during exercise in health and disease. *Braz J Med Biol Res* 28: 1179-1184, 1995.
- Gazzoni M, Camelia F, and Farina D. Conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contraction. *J Neurophysiol* 94: 387–394, 2005.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, and Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10: 361-374, 2000.
- Higa M N, Silva E, Neves VF, Catai AM, Gallo LJr., and Silva de Sa MF. Comparison of anaerobic threshold determined by visual and mathematical methods in healthy women. *Braz J Med Biol Res* 40(4): 501-508, 2007.
- Higa MN. Determinação do limiar de anaerobiose pela análise visual gráfica e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley em mulheres saudáveis: Universidade de São Paulo, 2006.
- Hinkley DV. Inference about the intersection in two-phase regression. *Biometrika* 56: 495-504, 1969.
- Hug F, Decherchi P, Marqueste T, and Jammes Y. EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. *J Electromyogr Kinesiol* 14(2): 187-195, 2004.
- Hug F, Faucher M, Kipson N, and Jammes Y. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. *Clin Physiol Funct Imaging* 23(4): 208-214, 2003a.
- Hug F, Laplaud D, Savin B, and Grelot L. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *Eur J Appl Physiol* 90(5-6): 643-646, 2003b.
- Iwanaga K., Sakurai M, Minami T, Kato Y, Sairyō K, and Kikuchi Y. Is the intracellular pH threshold an anaerobic threshold from the view point of intracellular events?: a brief review. *Appl Human Sci* 15(2): 59-65, 1996.

- Jammes Y, Arbogast S, Faucher M, Montmayeur A, Tagliarini F, and Robinet C. Interindividual variability of surface EMG changes during cycling exercise in healthy humans. *Clin Physiol* 21(5): 556-560, 2001.
- Jammes Y, Caquelard F, and Badier M. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercises. *Respir Physiol* 112: 167-174, 1998.
- Kindermann W, Simon G, and Keul J. The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 42: 25-34, 1979.
- Leite PF. *Fisiologia do exercício, ergometria e condicionamento físico*. Rio de Janeiro: Livraria Atheneu, 1984.
- Lucía A, Hoyos J, and Chicharro JL. The slow component of VO<sub>2</sub> in professional cyclists. *Br J Sports Med* 34: 367-374, 2000.
- Lucía A, Sanchez O, Carvajal A, and Chicharro JL. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *Br J Sports Med* 33: 178-185, 1999.
- Lucía A, Vaquero AF, Pérez M, Sanchez O, Sanchez V, Gómez MA, and Chicharro JL. Electromyography response to exercise in cardiac transplant patients. *Chest* 111: 1571-1576, 1997.
- Maglisho EW. *Swimming fastest*. Champaign: Human Kinetics, 2003.
- Masuda T, Kizuka T, Zhe JY, Yamada H, Saitou K, Sadoyama T, et al. Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 11(2): 85-94, 2001.
- Mattar R, Acconcia ALP, Ribeiro ER, Nascimento VD and Pavão V. Limiar anaeróbio - uma abordagem crítica. *Metabolismo e Nutrição* 3(4): 142-151, 1996.
- McArdle WD, Katch FI, and Katch VL. *Fisiologia do exercício – Energia, Nutrição, Desempenho Humano*: Guanabara, 1998.
- McGill KC and Dorfman LJ. High-resolution alignment of sampled waveforms. *IEEE Trans Biomed Eng* 31: 462-468, 1984.
- McLellan H. *Situated Learning Perspectives*. Englewood Cliffs, NJ: Educational Technology Publications, 1985.

- Merletti R and De Luca CJ. New techniques in surface electromyography. In: Computer aided electromyography and experts systems. Amsterdam: Elsevier Science, 1989.
- Merletti R and Parker P. Electromyography : physiology, engineering, and noninvasive applications. [Hoboken, NJ]: IEEE/John Wiley & Sons, 2004.
- Merletti R, Farina D, and Gazzoni M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. J Electromyogr Kinesiol 13: 37-47, 2003.
- Merletti R, Knaflitz M, and De Luca CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. J Appl Physiol 69: 1810-1820, 1990.
- Meyer T, Davison RC, and Kindermann W. Ambulatory gas exchange measurements--current status and future options. Int J Sports Med 26 Suppl 1: S19-27, 2005.
- Meyer T, Lucia A, Earnest CP, and Kindermann W. A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters--theory and application. Int J Sports Med 26 Suppl 1: S38-48, 2005.
- Nagata A, Muro M, Moritani T, and Yoshida T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. Jpn J Physiol 31(4): 585-597, 1981.
- Nakamura Y and Schwartz S. The influence of hydrogen concentration on calcium binding and release by skeletal muscle sarcoplasmic reticulum. Journal of General Physiology 22: 52-59, 1972.
- Negrão CE and Barreto ACP. Cardiologia do exercício: do atleta ao cardiopata. São Paulo: Manole, 2005.
- Ocarino JM, Silva PLP, Vaz DV, Aquino CF, Bricio RS, and Fonseca ST. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. Fisioterapia Brasil 6: 305-310, 2005.
- Otterço AN. Determinação do limiar de anaerobiose durante exercício físico dinâmico em homens hipertensos de meia-idade: análise da resposta de variáveis cardiorrespiratórias e musculares: Universidade Federal de São Carlos, 2004.
- Pessoti ER. Determinação do limiar de anaerobiose a partir da resposta da frequência cardíaca, da atividade mioelétrica, do consumo de oxigênio ao exercício físico dinâmico de homens de meia idade saudáveis e hipertensos: Universidade Metodista de Piracicaba, 2005.

- Pires FO, Lima-Silva AE, Oliveira EN, Souza ER, and Kiss MAPDM. Ventilation behavior in trained and untrained men during incremental test: evidence of one metabolic transition point. *J Sports Sci and Med* 7: 335-343, 2008.
- Pozzi LG, Melo RC, Quitério RJ, Milan LA, Diniz CAR, Dias TCM, Oliveira L, Silva E, and Catai AM. Determinação do limiar de anaerobiose de idosos saudáveis. Comparação entre diferentes métodos. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 10: 333-338, 2006.
- Pringle JS, Doust JH, Carter H, Tolfrey K, and Jones AM. Effect of pedal rate on primary and slow-component oxygen uptake responses during heavy-cycle exercise. *J Appl Physiol* 94: 1501-1507, 2003.
- Ribeiro JP. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. Aspectos fisiológicos e metodológicos. *Arq. bras. cardiol* 64(2): 171-181, 1995.
- Ribeiro JP. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício: aspectos fisiológicos, metodológicos e clínicos. *Revista do Hospital das Clínicas de Porto Alegre* 25: 107-115, 2005.
- Robergs RA and Roberts SO. *Princípios fundamentais de Fisiologia do Exercício para Aptidão, Desempenho e Saúde*. São Paulo: Phorte, 2002.
- Robergs RA. Exercise-Induced Metabolic Acidosis: Where do the Protons come from? In: *SportScience*, 2001.
- Rocha Júnior VA. *Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método da pré-exaustão adaptado*: Universidade de Brasília, 2008.
- Roy SH, De Luca CJ, and Schneider J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *American Physiological Society* 61: 1510-1517, 1986.
- Saitou K, Masuda T, Michikami D, Kojima R, and Okada M. Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG. *J Hum Ergol (Tokyo)* 29: 35-52, 2000.
- Salomoni S, Soares FA, Nascimento FAO, Veneziano WH, and da Rocha AF. Algoritmo de máxima verossimilhança para a estimação da velocidade de condução média de sinais eletromiográficos de superfície In: *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health Venezuela 2007*, p. 1049-1053.
- Serra S. Considerações sobre ergoespirometria. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia* 68(4): 301-304, 1997.



- Soares, FA. Estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas ao longo do ciclo menstrual: Universidade de Brasília, 2007.
- So RCH, Ng JKF, and Ng GYF. Muscle recruitment pattern in cycling: A review. *Physical Therapy in Sport* 6(2): 89-96, 2005.
- Stein R. Teste cardiopulmonar de exercício: noções básicas sobre o tema. *Revista da Sociedade de Cardiologia do Rio Grande do Sul* 9: 1-4, 2006.
- Tebexreni AS, Lima EV, Tambeiro VL and Neto TLB. Protocolos tradicionais em ergometria, suas aplicações práticas “versus” protocolo de rampa. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo* 3: 519-528, 2001.
- Troni W, Cantello R, and Rainero I. Conduction velocity along human muscle fibers in situ. *Neurology* 33: 1453-1459, 1983.
- Veneziano WH. Estudo do comportamento de sinal eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas: Universidade de Brasília, 2006.
- Vitassalo JT, Luhtanen P, Rahkila P, and Rusko H. Electromyography activity related to anaerobic and aerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiol Scand* 124: 287-293, 1985.
- Wasserman K and McIlroy MB. Detecting the Threshold of Anaerobic Metabolism in Cardiac Patients during Exercise. *Am J Cardiol* 14: 844-852, 1964.
- Wasserman K, Beaver WL, and Whipp BJ. Gas exchange theory and the lactic acidosis (anaerobic) threshold. *Circulation* 81: II14-30, 1990.
- Wasserman K, Hansen JE, Sue D, Whipp BJ, and Casaburri R. Principles of exercise testing and interpretation. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1999.
- Wasserman K, Whipp BJ, Koyl SN, and Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* 35(2): 236-243, 1973.
- Wilmore JC and Costill DL. Fisiologia do esporte e do exercício. São Paulo: Manole, 2002.
- Winter DA. Biomechanics of human movement. New York: John Wiley and Sons, 1979.
- Yazbek Júnior P, Tuda CR, Sabrag LMdS, Zarzana AL, and Batistella LR. Ergoespirometria: tipos de equipamentos, aspectos metodológicos e variáveis úteis *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo* 11: 682-694, 2001.

## LISTA DE ANEXOS

	Página
ANEXO I – Anamnese.....	76
ANEXO II – Termo de consentimento livre esclarecido.....	77
ANEXO III – Carta de aprovação do Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília – FS/UnB.....	81
ANEXO IV – Questionário de Prontidão para Atividade Física (Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q).....	82
ANEXO V – Algoritmos dtrend1 e TD1.....	86
ANEXO VI – Algoritmos dtrend2 e TD2.....	87
ANEXO VII – Check-list da eletromiografia.....	88
ANEXO VIII – Check-list da troca gasosa.....	91

## ANEXO I – Anamnese

Nome: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Estatura: \_\_\_\_\_ cm Massa corporal: \_\_\_\_\_ kg

Telefones pra contato: \_\_\_\_\_

e-mail: \_\_\_\_\_

1. Qual modalidade de ciclismo e há quanto tempo você a pratica?

\_\_\_\_\_

2. Com que frequência ao ano você participa de competições?

\_\_\_\_\_

3. Você tem alguém que planeja e orienta seus treinos? Saberia qual formação é a dele(a)?

\_\_\_\_\_

4. Quantos dias por semana você treina e quantas horas costumam durar seus treinos?

\_\_\_\_\_

5. Você saberia dizer quantos quilômetros em média você gira por semana?

\_\_\_\_\_

6. Você já fez um teste de esforço em bicicleta antes?

\_\_\_\_\_

## ANEXO II – Termo de consentimento livre e esclarecido



**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB**  
**FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA – FEF**

**LABORATÓRIO DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOLÓGICOS**

Título da Pesquisa: “ANÁLISE DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS E SUA RELAÇÃO COM O LIMIAR ANAERÓBIO OBTIDO POR TROCA GASOSA EM ATLETAS DE CICLISMO”

Pesquisadora Responsável: Maria Claudia Cardoso Pereira  
Telefones para contato: (61) 9657-5061 / (61) 3347-6979  
Endereço para contato: SQN 216 Bloco K Apartamento 409  
Brasília – DF CEP: 70875-110  
Orientador: Prof. Dr Jake Carvalho do Carmo  
Telefone: (61) 3307-2251 (ramal 228)

### **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

O Senhor \_\_\_\_\_ está sendo convidado a participar da pesquisa intitulada “Análise de parâmetros eletromiográficos e sua relação com o limiar anaeróbio obtido por troca gasosa em atletas de ciclismo”.

Durante um exercício físico a energia necessária para os músculos provém de diferentes fontes de energia que podem ser classificadas em dois grandes grupos: metabolismo aeróbio e metabolismo anaeróbio. O metabolismo aeróbio ocorre na presença de oxigênio e o metabolismo anaeróbio, na ausência de oxigênio. Em um exercício físico existe um limite no

qual a produção de energia proporcionada pelo metabolismo aeróbio não é mais capaz de suprir as necessidades dos músculos que estão em atividade, então, à medida que o exercício torna-se mais intenso, começa a entrar em ação de maneira mais expressiva a produção de energia pelo metabolismo anaeróbio. A esse limite chamamos de limiar de anaeróbio. A partir do limiar de anaeróbio a fadiga torna-se mais acentuada e em pouco tempo o sujeito não conseguirá manter o nível de exercício até que pare de realizá-lo completamente. O limiar anaeróbio é diretamente influenciado pela idade, nível de treinamento entre outros fatores. É importante conhecer o limiar anaeróbio para planejar de maneira mais precisa qual nível de exercício pode ser feito pelo indivíduo, assim como avaliar a melhora desse índice ao longo de um período de treinamento.

O presente estudo tem por objetivo analisar a transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio por meio da respiração e da atividade elétrica do músculo da coxa do indivíduo. Antes de participar da pesquisa, será avaliado o histórico de saúde dos sujeitos com o questionário padrão “PAR-Q”. Esse questionário é validado pela Sociedade Canadense para Fisiologia do Exercício e tem por objetivo identificar situações críticas nas quais há necessidade de uma avaliação médica detalhada antes do início de uma atividade física.

No presente estudo o sujeito deverá realizar um teste em bicicleta ergométrica com velocidade angular constante de 80 rotações por minuto e aumentos na carga de trabalho a cada minuto de teste. A carga inicial será de 150 Watts com acréscimos de 20 Watts a cada minuto até que o indivíduo não consiga manter a velocidade de 80 rotações por minuto. Caso o voluntário sinta algum mal estar que impossibilite a realização do teste, este será imediatamente interrompido. O teste será acompanhado por um profissional de educação física treinado em primeiros socorros e uma ambulância será acionada em caso de urgência. O teste terá duração aproximada de dez minutos e será realizado no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, porém o tempo de permanência do indivíduo no laboratório para preparação e teste será aproximadamente de duas horas.

Os equipamentos utilizados na eletromiografia (método de registro da atividade elétrica dos músculos) e o analisador de gases são homologados pelas autoridades competentes da União Européia e pela Anvisa, o que garante a confiabilidade dos mesmos. Não serão

utilizados métodos invasivos e os aparelhos possuem circuitos isoladores que evitam descargas elétricas (choques). O sinal eletromiográfico será captado por eletrodos de superfície, ou seja, que são colocados apenas sobre a pele e não causam desconforto ou dor. Os eletrodos serão fixados a coxa do sujeito por uma espuma adesiva após a raspagem dos pêlos e limpeza do local com álcool. Entre os eletrodos e a pele será colocado um gel condutor de material inerte que não oferece risco à saúde. No entanto, uma porcentagem muito pequena de pessoas pode possuir alergia aos componentes do gel ou à espuma adesiva e apresentar uma pequena irritação passageira na pele. Caso isso seja constatado, o teste será interrompido e os cuidados serão tomados. O analisador de gases é constituído por uma máscara que fica posicionada sobre a boca e o nariz do sujeito e conduz os gases expirados para o equipamento responsável pela leitura dos resultados.

Será realizado um aquecimento na bicicleta ergométrica durante 5 minutos com carga de 25 Watts para melhor ambientalização do sujeito e para que sejam evitados quaisquer tipos de lesão muscular ou articular durante o teste. Detectada qualquer anormalidade, os procedimentos de teste serão interrompidos imediatamente. Durante os testes, não ocorrerão coleta de sangue nem eletro-estimulação.

A identidade e outros dados fornecidos pelos voluntários serão mantidos em sigilo absoluto. Ao voluntário, será reservado o direito de se recusar a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à sua pessoa. Os dados serão armazenados pelos pesquisadores. Os voluntários poderão ter acesso e solicitar a exclusão de seus dados a qualquer momento. O objetivo do estudo é coletar informações para a elaboração da dissertação de mestrado da pesquisadora responsável e para a publicação de artigos científicos e/ou trabalhos em congressos. Os participantes poderão ter acesso a esses documentos por intermédio da pesquisadora responsável ou por meio de bases de dados digitais que contenham os periódicos escolhidos para a apresentação. Independentemente de se obter os resultados esperados, os dados serão publicados e divulgados, sendo resguardada a identidade dos participantes. Os dados também poderão ser utilizados em análises e pesquisas futuras.

Como o limiar anaeróbio é um dos fatores mais empregados na prescrição de treinamento, os participantes da pesquisa e todos os praticantes de ciclismo serão beneficiados com a determinação desse parâmetro por meio da eletromiografia, que normalmente é uma

metodologia mais simples de ser utilizada. Qualquer dúvida que porventura venha a surgir antes ou durante a pesquisa será esclarecida pela pesquisadora responsável que se coloca a inteira disposição para contato no endereço e números telefônicos supracitados.

Brasília, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

Pesquisadora responsável: Maria Claudia Cardoso Pereira /

R.G.: 033201224-4 MD-EB

Assinatura: \_\_\_\_\_

Voluntário: \_\_\_\_\_

R.G.: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

ANEXO III – Carta de aprovação do Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília – FS/UnB



Universidade de Brasília  
Faculdade de Ciências da Saúde  
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: 022/2008

CAAE: 0019.0.012.000-08

**Título do Projeto:** Análise de parâmetros eletromiográficos e sua relação com o limiar de anaerobiose obtido por troca gasosa em atletas de ciclismo.

**Pesquisadora Responsável:** Maria Claudia Cardoso Pereira

**Data de Entrada:** 27/03/2008

Com base nas Resoluções 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética da pesquisa em seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 022/2008 com o título: “Análise de parâmetros eletromiográficos e sua relação com o limiar de anaerobiose obtido por troca gasosa em atletas de ciclismo”, analisado na 3ª Reunião Ordinária, realizada no dia 08 de Abril de 2008.

O pesquisador responsável fica, desde já, notificado da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 18 de Junho de 2008.

  
Prof. Volnei Garrafa



## ANEXO IV – Questionário de Prontidão para Atividade Física (Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q)

# PAR-Q & VOCÊ

Questionário Sobre Atividade Física

PAR-Q (revisado em 2002) [traduzido do documento original PAR-Q & YOU também anexado neste documento]

### (Um questionário para pessoas entre 15 e 69 anos)

Atividade física regular é saudável e divertido, mais e mais pessoas estão se tornando fisicamente ativas todos os dias. Se tornar mais ativo é bastante seguro para a maioria das pessoas. No entanto algumas pessoas devem consultar um médico antes de se tornarem fisicamente mais ativas.

Se você está pensando em se tornar fisicamente mais ativo que você é agora, comece respondendo as sete perguntas na caixa abaixo. Se você tem entre 15 e 69 anos o teste PAR-Q dirá se você deve consultar um médico antes de começar com as novas atividades. Se você tem mais de 69 anos de idade, e não está acostumado a ser fisicamente ativo, consulte seu médico.

Senso comum é o melhor guia para responder estas perguntas. Por favor, leia o questionário com cuidado e responda cada questão honestamente com **SIM** ou **NÃO**.

1. **Algun médico já lhe disse que você sofre de alguma condição cardíaca e que somente deverá realizar atividade física recomendada por um médico?**
2. **Você sente dor no tórax quando realiza alguma atividade física?**
3. **No último mês você teve dor no tórax quando não estava realizando atividade física?**
4. **Você já perdeu o equilíbrio devido a alguma vertigem ou você já perdeu a consciência alguma vez?**
5. **Você tem algum problema ósseo ou articular, que poderia se agravar com alguma mudança em seu ritmo de atividade física? (por exemplo, coluna, joelho ou quadril)**
6. **Você está tomando algum medicamento para a pressão arterial ou para alguma condição cardíaca por recomendação médica?**
7. **Você conhece alguma outra razão para não realizar atividade física?**

### Se você respondeu **SIM** para uma ou mais perguntas

Fale com seu médico por telefone ou pessoalmente antes de começar a realizar atividade física ou antes de fazer uma avaliação física em uma academia. Fale com seu médico sobre o teste PAR-Q e quais questões respondeu SIM.

- Você deve ser capaz de realizar qualquer atividade física que deseje — contanto que comece devagar e melhore gradualmente. Ou você talvez tenha que restringir suas atividades físicas para aquelas que sejam seguras para você. Fale com seu médico a respeito dos tipos de atividade física que você deseja praticar e siga seu conselho.

- Descubra que tipos de programas de exercício são seguros para você.

**SUSPENDA SUAS ATIVIDADES FÍSICAS:**

- Se você não estiver se sentindo bem devido a alguma doença temporária como resfriado ou febre – espere até se sentir melhor; ou
- Se você estiver ou suspeitar estar grávida – fale com seu médico antes de iniciar atividades físicas.

**Se você respondeu NÃO para todas as perguntas**

Se você respondeu honestamente não a todas as perguntas do questionário PAR-Q, você pode ficar razoavelmente seguro que você pode:

- Começar a realizar atividades físicas com segurança – começando de vagar e incrementar as atividades gradualmente. Esta é a forma mais simples e segura de seguir.
- Realizar uma avaliação física – Esta é uma forma excelente de determinar seu condicionamento físico atual assim podendo decidir qual a melhor maneira de viver fisicamente ativo. Também é recomendado que você verifique sua pressão sanguínea, se ela estiver alta você deve falar com seu médico antes de iniciar atividades físicas.

**ATENÇÃO:** Se sua saúde mudar de forma que alguma das respostas as questões do PAR-Q se torne SIM fale com seu professor ou médico a respeito de seu estado de saúde. Pergunte se deve mudar alguma atividade que esteja realizando.

"Eu li, compreendi, e preenchi este questionário. Qualquer dúvida que eu porventura tive me foi esclarecida de forma plenamente satisfatória".

Nome \_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

Data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

# PAR-Q & YOU

(A Questionnaire for People Aged 15 to 69)

Regular physical activity is fun and healthy, and increasingly more people are starting to become more active every day. Being more active is very safe for most people. However, some people should check with their doctor before they start becoming much more physically active.

If you are planning to become much more physically active than you are now, start by answering the seven questions in the box below. If you are between the ages of 15 and 69, the PAR-Q will tell you if you should check with your doctor before you start. If you are over 69 years of age, and you are not used to being very active, check with your doctor.

Common sense is your best guide when you answer these questions. Please read the questions carefully and answer each one honestly: check YES or NO.

YES	NO	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1. Has your doctor ever said that you have a heart condition <u>and</u> that you should only do physical activity recommended by a doctor?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2. Do you feel pain in your chest when you do physical activity?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3. In the past month, have you had chest pain when you were not doing physical activity?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4. Do you lose your balance because of dizziness or do you ever lose consciousness?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5. Do you have a bone or joint problem (for example, back, knee or hip) that could be made worse by a change in your physical activity?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	6. Is your doctor currently prescribing drugs (for example, water pills) for your blood pressure or heart condition?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	7. Do you know of <u>any other reason</u> why you should not do physical activity?

If  
you  
answered

## YES to one or more questions

Talk with your doctor by phone or in person BEFORE you start becoming much more physically active or BEFORE you have a fitness appraisal. Tell your doctor about the PAR-Q and which questions you answered YES.

- You may be able to do any activity you want — as long as you start slowly and build up gradually. Or, you may need to restrict your activities to those which are safe for you. Talk with your doctor about the kinds of activities you wish to participate in and follow his/her advice.
- Find out which community programs are safe and helpful for you.

## NO to all questions

If you answered NO honestly to all PAR-Q questions, you can be reasonably sure that you can:

- start becoming much more physically active — begin slowly and build up gradually. This is the safest and easiest way to go.
- take part in a fitness appraisal — this is an excellent way to determine your basic fitness so that you can plan the best way for you to live actively. It is also highly recommended that you have your blood pressure evaluated. If your reading is over 144/94, talk with your doctor before you start becoming much more physically active.

### DELAY BECOMING MUCH MORE ACTIVE:

- if you are not feeling well because of a temporary illness such as a cold or a fever — wait until you feel better; or
- if you are or may be pregnant — talk to your doctor before you start becoming more active.

**PLEASE NOTE:** If your health changes so that you then answer YES to any of the above questions, tell your fitness or health professional. Ask whether you should change your physical activity plan.

**Informed Use of the PAR-Q:** The Canadian Society for Exercise Physiology, Health Canada, and their agents assume no liability for persons who undertake physical activity, and if in doubt after completing this questionnaire, consult your doctor prior to physical activity.

**No changes permitted. You are encouraged to photocopy the PAR-Q but only if you use the entire form.**

NOTE: If the PAR-Q is being given to a person before he or she participates in a physical activity program or a fitness appraisal, this section may be used for legal or administrative purposes.

"I have read, understood and completed this questionnaire. Any questions I had were answered to my full satisfaction."

NAME \_\_\_\_\_

SIGNATURE \_\_\_\_\_

DATE \_\_\_\_\_

SIGNATURE OF PARENT  
or GUARDIAN (for participants under the age of majority) \_\_\_\_\_

WITNESS \_\_\_\_\_

**Note: This physical activity clearance is valid for a maximum of 12 months from the date it is completed and becomes invalid if your condition changes so that you would answer YES to any of the seven questions.**



...continued from other side

# PAR-Q & YOU

Physical Activity Readiness Questionnaire - PAR-Q (revised 2002)

**Physical Activity Guide to Healthy Active Living**

Physical activity improves health. Every little bit counts, but more is even better—everyone can do it. Get active your way—build physical activity into your daily life...

- at home
- at school
- at work
- at play
- on the way
- ...that's active living!

**Endurance**  
4-7 days a week  
Continuous activities for your heart, lungs and circulatory system.

**Flexibility**  
4-7 days a week  
Gentle stretching, bending and stretching activities to keep your muscles relaxed and joints mobile.

**Strength**  
2-4 days a week  
Activities against resistance to strengthen muscles and bones and improve posture.

Starting slowly is very safe for most people. Not sure? Consult your health professional.

For a copy of the Guide Handbook and more information: 1-800-324-9700, or [www.paguide.ca](http://www.paguide.ca)

Eating well is also important. Follow Canada's Food Guide to Healthy Eating to make wise food choices.

**Increase Endurance Activities**   **Increase Flexibility Activities**   **Increase Strength Activities**   **Reduce Sitting for long periods**

## Get Active Your Way, Every Day—For Life!

Scientists say accumulate 60 minutes of physical activity every day to stay healthy or improve your health. As you progress to moderate activities you can cut down to 30 minutes, 4 days a week. Add-up your activities in periods of at least 10 minutes each. Start slowly... and build up.

Time needed depends on effort			
<b>Very Light Effort</b>	<b>Light Effort</b>	<b>Moderate Effort</b>	<b>Vigorous Effort</b>
10-15 minutes	15-30 minutes	30-45 minutes	20-30 minutes
• walking	• light walking	• brisk walking	• aerobic
• cycling	• relaxing	• climbing	• jogging
• mowing	• easy gardening	• raking leaves	• hockey
	• stretching	• swimming	• basketball
		• canoeing	• egg cartoning
		• water aerobics	• rick shoveling

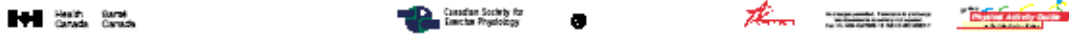
Range needed to stay healthy

### You Can Do It—Getting started is easier than you think!

- Physical activity doesn't have to be very hard. Build physical activities into your daily routine.
- Walk whenever you can—get off the bus early, use the stairs instead of the elevator.
  - Reduce inactivity for long periods, like watching TV.
  - Get up from the couch and stretch and bend for a few minutes every hour.
  - Play actively with your kids.
  - Choose to walk, wheel or cycle for short trips.
  - Start with a 10 minute walk—gradually increase the time.
  - Find out about walking and cycling paths nearby and use them.
  - Observe a physical activity class to see if you want to try it.
  - Try one class to start—you don't have to make a long-term commitment.
  - Do the activities you are doing now, more often.

### Benefits of regular activity      Health risks of inactivity

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Better vision</li> <li>• Improved memory</li> <li>• Better blood and cholesterol</li> <li>• Better posture</li> <li>• Higher energy</li> <li>• Better mood and sleep</li> <li>• Better weight management</li> <li>• Reduced risk of reduced bone mass</li> <li>• Continued independence living in later life</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Irregular sleep</li> <li>• Vision changes</li> <li>• Obesity</li> <li>• High blood pressure</li> <li>• Accumulation of fat cells</li> <li>• Osteoporosis</li> <li>• Stroke</li> <li>• Depression</li> <li>• Older Canada</li> </ul>
--	--



Source: Canada's Physical Activity Guide to Healthy Active Living, Health Canada, 1998 <http://www.hc-sc.gc.ca/hppb/paguide/pdf/guideEng.pdf>

© Reproduced with permission from the Minister of Public Works and Government Services Canada, 2002.

### FITNESS AND HEALTH PROFESSIONALS MAY BE INTERESTED IN THE INFORMATION BELOW:

The following companion forms are available for doctors' use by contacting the Canadian Society for Exercise Physiology (address below):

- The **Physical Activity Readiness Medical Examination (PARmed-X)** — to be used by doctors with people who answer YES to one or more questions on the PAR-Q.
- The **Physical Activity Readiness Medical Examination for Pregnancy (PARmed-X for Pregnancy)** — to be used by doctors with pregnant patients who wish to become more active.

#### References:

Arraix, G.A., Wigle, D.T., Mao, Y. (1992). Risk Assessment of Physical Activity and Physical Fitness in the Canada Health Survey Follow-Up Study. *J. Clin. Epidemiol.* 45:4 419-428.

Mottola, M., Wolfe, L.A. (1994). Active Living and Pregnancy. In: A. Quinney, L. Gauvin, T. Wall (eds.), *Toward Active Living: Proceedings of the International Conference on Physical Activity, Fitness and Health*. Champaign, IL: Human Kinetics.

PAR-Q Validation Report, British Columbia Ministry of Health, 1978.

Thomas, S., Reading, J., Shephard, R.J. (1992). Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). *Can. J. Sport Sci.* 17:4 338-345.

For more information, please contact the:

Canadian Society for Exercise Physiology  
202-185 Somerset Street West  
Ottawa, ON K2P 0J2  
Tel. 1-877-651-3755 • FAX (613) 234-3565  
Online: [www.csep.ca](http://www.csep.ca)

The original PAR-Q was developed by the British Columbia Ministry of Health. It has been revised by an Expert Advisory Committee of the Canadian Society for Exercise Physiology chaired by Dr. N. Gledhill (2002).

Disponible en français sous le titre «Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique - Q-AAP (révisé 2002)».



Supported by: Health Canada / Santé Canada

## ANEXO V – Algoritmo detrend1 e TD1

```

%%%%%%%%%%%%%%
% DETREND1 %
% Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos %
% Faculdade de Educação Física %
% Universidade de Brasília %
% Autor: Marcelino Monteiro Andrade %
%%%%%%%%%%%%%%

```

```

function p1=detrend1(x,l)
N=length(x);
N1=.05*N;
N2=.95*N;
while(1)
p1 = round(N1 + (N2-N1).*rand(1,1));
y=detrend(x,'linear',p1);
s=mean((y.^2).^5);
if s<1
break
end
end

```

```

%%%%%%%%%%%%%%
% TD1 %
% Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos %
% Faculdade de Educação Física %
% Universidade de Brasília %
% Autor: Marcelino Monteiro Andrade %
%%%%%%%%%%%%%%

```

```

function [mp1 sp1]=TD1(N,sinal,L)
for i=1:N
p1(i)=detrend1(sinal,L);
end
mp1=mean(p1);
sp1=std(p1);

```

## ANEXO VI – Algoritmo detrend2 e TD2

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% DETREND2 %
% Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos %
% Faculdade de Educação Física %
% Universidade de Brasília %
% Autor: Marcelino Monteiro Andrade %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
function [p1 p2]=detrend2(x,l)

N=length(x);
N1=.05*N;
N2=.95*N;

while(1)
p1 = round(N1 + (N2-N1).*rand(1,1));
p2 = round(p1 + (N2-p1).*rand(1,1));
y=detrend(x,'linear',[p1 p2]);
s=mean((y.^2).^5);
if s<1
break
end
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% TD2 %
% Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos %
% Faculdade de Educação Física %
% Universidade de Brasília %
% Autor: Marcelino Monteiro Andrade %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

function [mp1 sp1 mp2 sp2]=TD2(N,sinal,L)
for i=1:N
[p1(i) p2(i)]=detrend2(sinal,L);
end
mp1=mean(p1);
sp1=std(p1);
mp2=mean(p2);
sp2=std(p2);

```

## ANEXO VII – Check-list da eletromiografia

### Verificar a presença dos seguintes materiais:

- Eletromiógrafo EMG 16
- Arranjo de eletrodos rígido de 16 canais e respectivo cabo
- Arranjo de eletrodos flexível de 08 canais, espuma adesiva e respectivo cabo
- Eletrodo de ECG
- Pulseira de referência
- 2 cabos da referência
- Goniômetro
- Microcomputador Laptop com porta PCMCIA
- Caixa do *trigger*
- 2 cabos do trigger e seus conectores
- Trigger* manual (botão)
- Imã
- Algodão
- Álcool
- Esparadrapo
- Lâmina descartável para tricotomia
- Copo com água
- Caneta de alta fixação
- Micropipeta
- Gel condutor
- Documentos impressos: Tabela de informações do sujeito, TCLE e PAR-Q
- Nobreaks e régua

### Montagem:

- Preencher todos os dados do sujeito no documento de identificação e criar o código de identificação do sujeito
- Conectar o cabo na placa PCMCIA e conectá-la ao laptop desligado
- Conectar o arranjo rígido de 16 canais ao EMG 16
- Conectar o sistema do trigger ao EMG 16
- Apagar todas as luzes fonte de ruído próximas ao local
- Verificar se o EMG 16 e o laptop estão conectados ao nobreak
- Ligar o laptop
- Abrir o Matlab
- Abrir o software EMGAcq, colocar todos os dados do sujeito e configurações do equipamento (ganho de 2K, distância intereletródica de 5mm, tempo de aquisição de 10", frequência de amostragem de 2048 e código do músculo como "VL")
- Ligar o EMG 16 e o laptop

[ ] Verificar se o posicionamento de todos os equipamentos estão adequados (laptop fora do alcance de visão do sujeito e fiação em posição adequada para evitar acidentes)

### Preparo:

- [ ] Realizar a adaptação do banco e pedais ao sujeito
- [ ] Fazer a marcação do ângulo de 30° do pé de vela em relação à horizontal e montar a chave magnética do *trigger* correspondente a essa angulação
- [ ] Testar o funcionamento dos *triggers* por meio da visualização do 16° canal no software do EMGAcq
- [ ] Fazer a tricotomia da coxa e região patelar direita
- [ ] Fazer a assepsia da coxa, região patelar e punho direito do sujeito (limpeza com álcool)
- [ ] Fixar o arranjo rígido de 16 canais adequadamente ao músculo vasto lateral por meio de esparadrapo.
- [ ] Fixar o eletrodo de referência à patela do sujeito e a pulseira de referência devidamente umidificada sob o punho do sujeito
- [ ] Conectar o eletrodo e pulseira de referência ao EMG 16 na entrada de “patient ref”
- [ ] Tirar o nobreak da tomada
- [ ] Iniciar o display no EMGAcq e verificar se o sinal está adequado, se não estiver, verificar o equipamento novamente para prosseguir.
- [ ] Realizar o mapeamento muscular por meio de contração isométrica de 10 segundos no ângulo previamente definido:
  - Iniciar a aquisição (“*acquisition start*”)
  - Salvar sinal (“*save signal*”)
  - Processar o sinal no próprio software (“*to process*”)
  - Ao final da aquisição verificar a qualidade do sinal no EMGAcq (aparência do sinal, velocidade de condução e correlação cruzada)
  - Reposicionar se necessário o arranjo de eletrodos
  - Repetir o mapeamento até que se obtenha uma zona adequada (que não sejam zonas de tendões e zona de inervação) para colocação do arranjo de eletrodos a gel
  - Marcar com caneta as regiões úteis apontando os canais bons
- [ ] Desligar o EMG 16.
- [ ] Remover o arranjo de eletrodos rígido e seu respectivo cabo
- [ ] Fixar o arranjo flexível adequadamente à coxa direita do sujeito (com espuma biadesiva e esparadrapo) de acordo com as regiões marcadas a caneta. O arranjo flexível deverá ser conectado ao EMG 16 por meio do respectivo cabo.



- [ ] Prender os fios excedentes com fita adesiva
- [ ] Inserir gel no arranjo flexível com a micropipeta (40 micro litros para cada canal)
- [ ] Prender os cabos junto ao corpo do sujeito por meio de uma banda elástica
- [ ] Verificar todo o equipamento, ligar o EMG 16
- [ ] Verificar se o sinal está adequado no display (“*display start*”) após a inserção do gel.
- [ ] Adquirir (“*New acquisition/ Same Type*”) 10 segundos de contração isométrica e verificar a qualidade do sinal no EMGAcq e MatLab.

### Teste:

- [ ] Confirmar se os *triggers* estão funcionando (16º canal)
- [ ] Ligar o metrônomo e iniciar o aquecimento
- [ ] Iniciar a aquisição como segue abaixo com o botão do *trigger* manual pressionado e soltá-lo juntamente com o início de teste
- [ ] Aquisição do sinal durante o teste:
  - “*New contraction/ different type*” (faz a alteração no tempo de aquisição para X segundos)
  - “*Display start*”
  - Iniciar a aquisição (“*acquisition start*”)
  - Quando o sujeito terminar o teste o *trigger* manual será novamente acionado por pelo menos 5 segundos!
  - Salvar sinal (“*save signal*”)
  - Processar o sinal no próprio software (“*to process*”)
  - Ao final da aquisição verificar a qualidade do sinal no EMGAcq (aparência do sinal, velocidade de condução e correlação cruzada)
  - ATENÇÃO: Não pode ser dado “*acquisition stop*” durante a aquisição mesmo que o teste tenha sido finalizado, pois o sinal não será salvo!

## ANEXO VII – Check-list da análise gasosa

### Verificar a presença dos seguintes materiais:

- ] Analisador de gases MetaLyzer 3B
- ] Microcomputador
- ] Turbina
- ] Linha de ar ou '*premapure*' que conecta a turbina ao analisador de gases
- ] Eletrocardiógrafo e cabos acoplados
- ] 3 eletrodos de gel
- ] Máscara
- ] Suporte para cabeça
- ] Seringa de calibração
- ] Cilindro de gás

### Montagem:

- ] Aquecer o Metalyzer 3b por pelo menos 30 minutos antes da calibração
- ] Ligar o microcomputador
- ] Acoplar a máscara à turbina com o *premapure* solto

### Preparo:

#### Calibração:

- Ligar o *software* Metasoft
- Ligar o *software* PC Elite
- ] Pressão (procedimento diário)
  - Verifique a pressão clicando em "*calibration*"/"*check*"/"*pressure*"/"*start*" e anote o valor
  - Insira o valor anotado em "*pressure*"/"*start*"/"*transfer*"
- ] Gás ambiente e de concentração conhecida
  - Verifique se o "*premapure*" está desacoplado da turbina
  - Clicar na sequência: "*calibration*"/ "*gas*"/ "*gás 1*"/"*start*"

- Finalizado o processo abre-se a válvula branca do cilindro até a pressão de 1500
  - Abra a válvula preta até sair uma pequena quantidade de gás e coloque o *premapure* levemente encaixado na saída do cilindro
  - Clicar “start” no “gas 2”
  - Ao final da calibração clique em “transfer” para que os dados sejam repassados ao analisador
- [ ] Volume (procedimento semana)
- Desconecte a turbina da máscara
  - Conecte a turbina à seringa de calibração e no lugar de encaixe do *premapure* colocar a trava de segurança (pitoco amarrado à seringa) para evitar que o ar saia
  - Clicar na seqüência: “calibration”/”volume” / “start”
  - Inicie o movimento de empurrar e puxar a seringa de forma a acompanhar a velocidade determinada pelo gráfico do próprio *software Metasoft*
  - Ao final clique em “transfer”

### **Teste:**

- [ ] Cadastrar o sujeito no *software* Elite em “paciente” (nome, idade, peso e altura) e clicar em salvar
- [ ] Após a tricotomia e limpeza no local correspondente às derivações CM5, D2M e V2M, colocar os eletrodos de ECG
- [ ] Colocar o suporte da cabeça e fixar ao sujeito a máscara junto com a turbina de forma que o *premapure* fique apontando para cima
- [ ] Prender os cabos do eletrocardiógrafo aos eletrodos (cabo amarelo na esquerda, o vermelho na direita e o preto na parte superior)
- [ ] Clicar em Fase F5 no *software* Elite para efetuar a imediata integração dos sistemas Elite e Metasoft e conseqüente início de coleta dos gases
- [ ] Verificar o bom funcionamento do ECG
- [ ] Ao início e fim do teste, realizar a marcação nos dados por meio do botão de *mark* no próprio Metasoft
- [ ] Feita a marcação clicar em F5 novamente no Elite para finalizar a coleta dos gases