

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O exercício físico, atividade básica do ser humano, constitui um dos desafios mais importantes dos mecanismos fisiológicos à homeostase sistêmica. Durante a realização do exercício físico há a necessidade de aumento da demanda energética para os sistemas biológicos, principalmente para a musculatura esquelética em atividade, que desencadeia importantes ajustes de forma integrada do sistema neural, hormonal, cardiovascular e respiratório, com a finalidade de garantir a homeostase do organismo (Gallo Jr, et al., 1995; Negrão & Barretto, 2005).

O movimento corporal, bem como a vida humana, é caracterizado pelo fornecimento contínuo de energia, e qualquer incremento de energia a partir da condição de repouso é caracterizado como exercício físico. A atividade física dinâmica proporciona uma complexa e integrada interação entre os sistemas biológicos, com aumento da demanda energético-metabólica através da degradação de moléculas de adenosina trifosfato (ATP).

Com a quebra de moléculas de ATP há a liberação de energia de uma das ligações químicas dos grupamentos fosfatos, permitindo que a contração muscular ocorra (Wilmore & Costill, 2002; Negrão & Barretto, 2005). A produção de ATP pelo músculo esquelético pode ser realizada pelo predomínio de diferentes vias metabólicas ou pela combinação destas vias, dependendo da necessidade, intensidade e tempo de realização de exercício físico.

A via creatina fosfato (ATP-CP) e a via glicolítica compõem um meio rápido para a ressíntese da ATP, porém pelo sistema ATP-CP a reconstituição do ATP é limitada devido à pequena quantidade de creatina fosfato nas células musculares, já

pela glicólise anaeróbia há a produção de duas moléculas de ATP pelo processo de glicogenólise.

A via oxidativa é a via mais eficiente na produção de ATP pela utilização do oxigênio mitocondrial. Na realização de exercício físico por tempo prolongado, a reconstituição de moléculas de ATP para a manutenção da contração muscular é predominantemente dependente do metabolismo oxidativo.

A atividade física requer as funções essenciais do sistema cardiorrespiratório que promovem as trocas gasosas e fornecimento de oxigênio dentro de limites compatíveis com a demanda energético-metabólica, e remove o dióxido de carbono resultante do metabolismo celular. Este sistema supre as crescentes demandas energéticas provenientes dos músculos em atividade (Wasserman et al., 1999; Neder & Nery, 2003). Esta habilidade do sistema cardiorrespiratório de garantir a homeostase está diretamente relacionado à capacidade aeróbia funcional, desta forma, o exercício físico constitui um instrumento particularmente útil para a avaliação da capacidade cardiorrespiratória dos indivíduos, pois a intolerância à atividade física está intimamente relacionado à deterioração da qualidade de vida e elevada morbi-mortalidade (Neder & Nery, 2003). Além disso, com o processo fisiológico de envelhecimento há uma diminuição progressiva, a partir da terceira década de vida, da capacidade cardiorrespiratória máxima, medida pelo consumo de oxigênio pico ($\dot{V}O_2$ pico) (Schiller, 2001).

A interação dos ajustes cardiorrespiratório e muscular é mediada por mecanismos que compreendem o controle do comando central, proveniente de impulsos do córtex motor, que ativam os sistemas cardiorrespiratório e muscular proporcionalmente ao número de unidades motoras necessárias para o desempenho da atividade física. Estes impulsos do centro cardiovascular bulbar promovem

respostas cardiovasculares imediatas, observadas no início do exercício físico, em que ocorre a retirada vagal sobre o nódulo sinusal levando ao aumento abrupto da FC e conseqüente aumento do débito cardíaco (Mitchell, 1990).

O comando neural reflexo periférico também atua como mecanismo responsável pelos ajustes dos sistemas envolvidos na realização do exercício físico, através de impulsos ascendentes das terminações nervosas musculares das fibras do tipo III, sensíveis às alterações mecânicas na estrutura do músculo esquelético, chamados de mecanorreceptores; e das fibras do tipo IV, relacionadas às alterações metabólicas dos músculos, os metabolorreceptores (Mitchell, 1990; Turner et al., 1997).

Um outro mecanismo atuante é o comando cardiogênico que é influenciado pelo retorno venoso e pelo fluxo de dióxido de carbono aos pulmões, originando informações aferentes à área cardiovascular do bulbo, promovendo ajustes cardiorrespiratórios ao exercício físico (Barros Neto, 1996).

Estudos aprofundados em fisiologia do exercício datam do fim do século XIX com a publicação de *Physiology of Bodily Exercise* por Fernand leGrange, em 1889; em seguida Archibald Vivian Hill recebeu o prêmio Nobel em 1921 pela contribuição e descobertas do consumo de oxigênio pelo músculo, metabolismo de lactato e fadiga muscular. Porém, foi Karl Wasserman que introduziu o termo limiar anaeróbio para descrever a intensidade de exercício específica em que ocorre acúmulo de lactato no sangue. Wasserman & McIlroy. (1964) introduziram o termo limiar de anaerobiose ventilatório identificado durante exercício físico em pacientes portadores de diversas cardiopatias. Desta forma, este grupo californiano permitiu efetivamente a solidificação e popularização da fisiologia clínica do exercício.

A determinação da intensidade de exercício físico em que ocorre um incremento do metabolismo anaeróbio em detrimento ao metabolismo aeróbio em um indivíduo, implica em seu estado de condicionamento físico e é denominado de limiar de anaerobiose (LA) (Wasserman & McIlroy, 1964; Davis, 1985; Beaver et al., 1986; Barros Neto et al., 1996; Wasserman et al., 1999; Anosov et al., 2000). Este conceito vem sendo motivo de muitos estudos e esclarecimentos entre as relações com as variáveis envolvidas na aptidão física, pois o LA é um delimitador fisiológico que fornece importantes informações a respeito dos principais sistemas fisiológicos do organismo envolvidos na realização de atividade física, e constitui um determinante de grande importância para a avaliação da capacidade aeróbia funcional (Wasserman et al., 1964; Caiozzo et al., 1982; Beaver et al., 1986; Wasserman et al., 1999).

A avaliação da capacidade aeróbia tem sido estudada em diferentes protocolos de exercício físico. No entanto, para uma avaliação eficiente da interação dos sistemas orgânicos, é imprescindível que a atividade física seja bem controlada com um planejamento adequado do tipo de protocolo utilizado para cada finalidade.

Existem diversos tipos de protocolo para a avaliação da capacidade aeróbia funcional, como o protocolo em degrau quando o objetivo é avaliar o estado de equilíbrio das variáveis como a frequência cardíaca (FC) (Marães et al., 2003; Marães et al., 2005, Sirol et al., 2005) e a pressão arterial (PA) (Tebexreni et al., 2001). O protocolo do tipo rampa, no qual há incrementos de carga contínua, permite uma melhor observação da cinética das variáveis estudadas e uma melhor relação entre o consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) e a carga de trabalho (Whipp et al., 1981; Baldissera, 1992; Tebexreni et al., 2001). Diferente do protocolo em degrau, o teste de exercício físico incremental não permite alcançar o estado de equilíbrio das

variáveis ventilatórias e FC com o aumento da carga de trabalho em função do tempo. Por outro lado, o aumento linear destes parâmetros permite identificar o momento de transição do predomínio do metabolismo aeróbio para o predomínio do metabolismo anaeróbio, determinando o LA (Davis, 1985; Kara et al., 1996; Wasserman et al., 1999; Anosov et al., 2000; Sakabe, 2004; Marães, 2004).

Na literatura é encontrada uma variedade de estudos que visam à determinação do LA tanto por métodos de avaliação direta (invasivos), com a análise da concentração de bicarbonato no sangue arterial e seu pH, e também pela dosagem sanguínea de lactato (Beaver et al., 1985; Hofmann et al., 1994; Zoladz et al., 1998; Prioux et al., 2000), como através de métodos indiretos (não invasivos) que recorrem à análise das alterações das variáveis ventilatórias (Caiozzo et al., 1982; Orr et al., 1982; Beaver et al., 1986; Wasserman et al., 1999), análise da FC (Conconi et al., 1982; Ribeiro et al., 1985; Bunc et al., 1995; Kara et al., 1996; Alonso et al., 1998; Marães et al., 2003) e por eletromiografia (Viitasalo et al., 1985; Mateika & Duffin., 1994; Glass et al., 1997; Sakabe, 2004; Marães, 2004).

As tentativas de caracterizar o aumento da concentração do lactato sanguíneo como forma de determinar o LA são inúmeras. No entanto, alguns autores demonstraram que a concentração de lactato no sangue nem sempre reflete a concentração de lactato muscular, sendo esta acrescida precocemente a intensidades baixas de exercício (Hermansen et al., 1977; Green et al., 1983; Brooks et al., 1985). Green et al. (1983) utilizando técnicas de biópsia muscular demonstrou que a produção de lactato no músculo aumentava antes mesmo de sua elevação na circulação sanguínea. No estudo de Hermanssen et al. (1977) foi demonstrado que uma quantidade substancial de lactato produzido pelo músculo sofre neoglicogênese ainda mesmo no interior da célula.

A mensuração do limiar de lactato pela dosagem de ácido láctico sanguíneo é muito controverso na literatura e, uma vez que este método necessita de coletas programadas de sangue arterial ou arterializada, muitos grupos de pesquisa desenvolveram métodos não-invasivos e de prática mensuração.

Wasserman et al. (1973), baseados na hipótese de que na realização de um exercício físico a formação de ácido láctico provoca mudanças fisiológicas nas trocas respiratórias, ou seja, o aumento da concentração de lactato sanguíneo e muscular ocorrem quase que simultaneamente, o LA foi identificado pela análise das respostas de consumo de oxigênio e ventilação pulmonar.

Uma variável de grande importância para a avaliação da capacidade aeróbia é o $\dot{V}O_2$ que tem sido utilizado desde o início da década de 50 como principal parâmetro na avaliação e acompanhamento de atletas.

A análise das trocas gasosas durante a realização de um exercício físico é possível, dentre outros fatores, devido ao rápido avanço tecnológico computadorizado dos equipamentos de coleta e análise dos gases. Esta evolução é bem evidente quando comparamos a coleta de ar expirado pelo sistema de saco de Douglas, desenvolvido na década de 60 como a primeira tentativa de analisar o ar expirado durante o esforço (Mattar et al., 1996; Yazbec et al., 2001)

O sistema ergoespirométrico é um método não-invasivo de avaliação cardiopulmonar dos gases expirados e de grande importância para a avaliação da capacidade funcional dos indivíduos a partir de um sistema aberto de calorimetria indireta, pelo cálculo da produção de calor através de medidas de trocas gasosas, no qual o indivíduo inspira o ar atmosférico em condições favoráveis de temperatura ambiente. Os gases expirados são coletados por equipamentos sensores polarográficos para a análise do $\dot{V}O_2$, e a produção de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$) é

detectada através da maior ou menor absorção de raios infravermelhos por meio de células apropriadas. A partir deste equipamento é possível analisar as diferenças entre os gases expirados e inspirados constantes na atmosfera até uma determinada altitude (Yazbec et al., 2001).

A captação das variáveis ventilatórias pelo sistema ergoespirométrico pode ser feita respiração a respiração ou pelas médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios, que permite uma melhor observação da cinética das variáveis ventilatórias durante o exercício físico, e facilita a determinação do LA (Sakabe, 2004; Marães, 2004).

O registro e a análise das trocas respiratórias e ventilação pulmonar é um método não-invasivo, preciso e adequado das respostas cardiorrespiratórias e metabólicas ao exercício físico, e constitui um determinante de grande importância de indicador e preditor de performance (Mattar et al., 1996; Wasserman et al., 1999).

O consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) é modificado devido à dependência de fatores constitucionais como o trabalho muscular, circulatório e respiratório, capacidade de transporte de oxigênio do sangue, capilarização, capacidade oxidativa periférica e tamanho dos grupos musculares envolvidos na atividade física. Além disso, o $\dot{V}O_2$ depende de fatores endógenos e exógenos como a idade, sexo, condições patológicas, predisposição genética, temperatura ambiente, pressão barométrica, umidade relativa do ar, características do protocolo de exercício físico, entre outros (Yazbec et al., 2001).

O $\dot{V}O_2$ eleva-se de forma progressiva e linear em resposta ao aumento da potência em um teste de exercício físico incremental. Em uma determinada potência, os valores de $\dot{V}O_2$ não mais se modificam em detrimento da saturação de um ou mais sistemas responsáveis pela manutenção do oxigênio, caracterizando-se, dessa

forma, o $\dot{V}O_2$ máximo (Wasserman et al., 1999; Yazbec et al., 2001; Crescêncio, 2002; Smekal et al., 2003).

Em indivíduos sedentários, idosos e portadores de alguma patologia, muitas vezes não se observa o platô do $\dot{V}O_2$, pois a interrupção do teste de exercício físico deve-se à fadiga muscular, dores nos membros inferiores, sinais e/ou sintomas cardiorrespiratórios em potências inferiores às correspondentes ao $\dot{V}O_2$ máximo, portanto, é obtido o valor do $\dot{V}O_2$ pico no final do teste de exercício físico (Crescêncio, 2002; Neder & Nery, 2003; Sakabe, 2004; Marães, 2004).

A partir das respostas das variáveis ventilatórias e metabólicas ao exercício físico incremental pode-se determinar o LA pela relação do comportamento da ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) e da $\dot{V}CO_2$ em relação ao aumento linear do $\dot{V}O_2$. A $\dot{V}CO_2$ e a $\dot{V}E$ aumentam linearmente em relação ao consumo de oxigênio até um determinado momento em que incrementos adicionais de potência determinam um aumento exponencial tanto da $\dot{V}E$ como da $\dot{V}CO_2$ em relação ao aumento relativamente linear do $\dot{V}O_2$. Este fato se deve à excessiva produção de dióxido de carbono proveniente tanto do metabolismo oxidativo como da dissociação do ácido carbônico formado do tamponamento do ácido láctico, refletindo o metabolismo celular (Mattar et al., 1996; Sakabe, 2004; Marães, 2004). O ponto de mudança dessas variáveis ventilatórias caracteriza o momento do LA, ou seja, é o nível de exercício físico acima do qual a produção de energia pelo mecanismo aeróbio é suplementada por mecanismos anaeróbios (Wasserman et al., 1999; Yazbec et al., 2001).

A $\dot{V}E$ apresenta um comportamento de aumento proporcional à $\dot{V}CO_2$, mesmo no momento do LA, no qual há um aumento acentuado dessas duas variáveis ventilatórias, em relação ao $\dot{V}O_2$. No entanto, no final do teste de exercício

físico incremental a $\dot{V}E$ adquire um comportamento de aumento mais acentuado em relação à $\dot{V}CO_2$, sendo considerado o momento do ponto de compensação respiratória, ou segundo LA (Wasserman et al., 1999; Yazbec et al., 2001).

A razão entre a $\dot{V}E$ em relação às variáveis ventilatórias $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ é um dos métodos de identificação do LA ventilatório considerado como sendo o momento de aumento sistemático do equivalente de oxigênio ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) sem aumento concomitante do equivalente de dióxido de carbono ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$) (Wasserman et al., 1999; Crescencio, 2002; Sakabe, 2004). O $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ indica quantos litros de ar devem ser ventilados para consumir 1L de oxigênio. Este equivalente é medido pela razão entre a $\dot{V}E$ medida em BTPS (body temperature pressure saturated), a pressão atmosférica ambiente saturada com vapor d'água, e o $\dot{V}O_2$ é medido em STPD (Standard temperature pressure dry), ou seja, o gás é admitido a 0°C, 760 mmHg e seco (Yazbec et al., 2001).

Em um teste de exercício físico incremental, o $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ diminui ao mínimo pelo aumento do consumo de oxigênio e, em seguida, esta relação apresenta um aumento progressivo até o final do exercício, devido ao aumento da ventilação pulmonar. Já o $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ também diminui no início do exercício e, a partir de um determinado momento, em intensidades superiores do exercício, esta razão passa a adquirir um aumento acentuado até o final do exercício. O instante em que ocorre esta mudança no padrão de resposta desta variável é conhecido como o ponto de compensação respiratório (PCR), ou segundo LA (Wasserman et al., 1999; Crescencio, 2002; Sakabe, 2004).

Uma outra variável de grande importância e que está sob o comando do sistema nervoso autonômico simpático e parassimpático é a frequência cardíaca. A resposta da FC obtida durante diferentes protocolos de exercício físico fornece

importantes informações fisiológicas e é motivo de grandes interesses na identificação e relação da mudança no padrão de resposta desta variável na determinação do LA.

Ao iniciar um exercício físico, uma das respostas mais precoces do sistema cardiovascular é o aumento da FC, que ocorre de forma linear e proporcional ao incremento de intensidade do exercício. Esta resposta da FC frente ao exercício físico deve-se à dois mecanismos principais: diminuição no tônus vagal e ativação do componente simpático sobre o coração, proporcional à potência executada (Negrão & Barretto, 2005). A partir de um determinado ponto do teste de exercício físico incremental, a resposta da FC adquire um padrão não linear ao aumento de potência (Conconi et al., 1982), sendo este momento caracterizado como o momento de ocorrência do LA.

O método indireto proposto por Conconi et al. (1982) foi um dos trabalhos que despertou muitos interesses, uma vez que estes pesquisadores recorreram a este indicador de avaliação cardiorrespiratória extremamente simples e de fácil captação que é a FC. Este método é baseado na relação linear entre a FC e a intensidade do esforço até um determinado momento do exercício, acima do qual a relação linear sofre uma deflexão, o que de acordo com estes autores, seria o momento do LA. Porém alguns autores observaram que nem sempre é possível determinar este ponto de deflexão pela metodologia de Conconi (Ribeiro et al., 1985; Kara et al., 1996), sendo possível detectar o PCR, e não o LA. A partir deste trabalho pioneiro de Conconi, muitas metodologias foram desenvolvidas e propostas a partir da análise da FC (Ribeiro et al., 1985; Hofmann et al., 1994; Bunc et al., 1995; Kara et al., 1996).

O LA determinado pelas variáveis ventilatórias e metabólicas são muito utilizados na prática clínica e em muitos centros importantes de pesquisa científica, uma vez que avalia a capacidade funcional de um indivíduo de forma não-invasiva e analisa as variáveis que refletem o metabolismo fisiológico das células. A variável FC vem sendo estudada mais freqüentemente para a identificação do momento em que ocorre o LA, por ser uma variável de fácil captação, e que necessita de equipamentos de baixo custo e fácil manuseio. Diversas metodologias são desenvolvidas para a identificação deste parâmetro fisiológico de grande importância para os conhecimentos no campo da fisiologia do exercício.

Os modelos matemáticos e estatísticos visam representar o comportamento dinâmico das variáveis de interesse para a determinação do processo fisiológico que ocorre no momento do LA. Nas últimas décadas são relatados na literatura diversos modelos matemáticos para a determinação do LA pelas variáveis coletadas de forma invasiva, como a dosagem de lactato sanguíneo (Hofmann et al., 1994; Bunc et al., 1995), e os modelos matemáticos de crescente interesse, como as metodologias matemáticas que utilizam algoritmos para detectar o padrão de mudança das variáveis coletadas de forma não-invasiva, como a resposta da FC e das variáveis ventilatórias e metabólicas, durante um teste de exercício físico progressivo.

Esta pesquisa foi realizada com o intuito de desenvolver uma nova metodologia matemática de regressão linear bi-segmentada, por variáveis captadas de forma não-invasiva, utilizando algoritmo matemático de Hinkley (Hinkley, 1969 e 1971) para a detecção do padrão de mudança das variáveis cardiorrespiratórias: FC e $\dot{V}CO_2$. A partir deste modelo matemático, o presente estudo visa a determinação do LA tanto em mulheres jovens como em mulheres de meia idade sedentárias, pois as mulheres na fase pós-menopausa constituem uma população de maior risco para

o desenvolvimento de cardiopatias. Portanto, a prescrição adequada de intensidade de exercício físico, com base nos valores de FC e das variáveis cardiorrespiratórias obtidos no LA faz-se necessária.

2. OBJETIVO

2. OBJETIVO

Os objetivos deste estudo foram:

- ❖ determinar o limiar de anaerobiose por meio da análise visual gráfica das variáveis ventilatórias e metabólica em exercício físico incremental do tipo rampa;
- ❖ determinar o limiar de anaerobiose a partir do modelo matemático de regressão linear bi-segmentado utilizando o algoritmo desenvolvido por Hinkley, aplicado aos dados de FC e da $\dot{V}CO_2$;
- ❖ comparar e correlacionar as metodologias utilizadas para a determinação do limiar de anaerobiose em mulheres saudáveis, no menacme (jovens) e na pós-menopausa.

3. CASUÍSTICA E MÉTODOS

3. CASUÍSTICA E MÉTODOS

3.1. Aspectos Éticos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, parecer nº 7966/2001 e pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) com o parecer nº 019/2001 (Apêndice A).

As voluntárias foram informadas previamente sobre os objetivos e todos os procedimentos experimentais a que seriam submetidas, além do caráter não invasivo dos testes. Ao concordarem em participar do estudo, elas assinaram um termo de consentimento pós-informado (Apêndice B), de acordo com as normas do Conselho Nacional de Saúde (196/96).

3.2. Casuística

Foram estudadas 29 mulheres saudáveis, sendo 13 jovens (Grupo Jovem) com idade entre 20 e 30 anos, que apresentavam ciclos menstruais regulares e que não faziam uso de anticoncepcionais há pelo menos 6 meses; e 16 mulheres na pós-menopausa (Grupo Pós-Menopausa) com idade variando de 50 a 60 anos e que não faziam uso de terapia hormonal.

A condição menopausa foi definida como a ausência de ciclo menstrual espontâneo nos últimos 12 meses consecutivos e níveis séricos do hormônio folículo estimulante (FSH) maior do que 30 mIU/mL.

As voluntárias apresentavam características antropométricas semelhantes e padrão de vida sedentário, segundo a classificação da “American Heart Association” (1972).

3.2.1. Critérios de inclusão

Foram incluídas apenas voluntárias que não apresentassem intercorrências ou evidências de anormalidades no traçado do eletrocardiograma (ECG) (arritmias, infra e/ou supra desnivelamento do segmento ST), tanto em repouso como no teste ergométrico e PA, FC e exames laboratoriais dentro da faixa de normalidade.

3.2.2. Critérios de exclusão

Foram excluídas do estudo as mulheres fumantes, etilistas, usuárias de medicamentos anti-hipertensivos, cardioativos e antivertiginosas, ou drogas que causem dependência química, devido as repercussões destes nos sistemas orgânicos. Foram consideradas também como critério de exclusão a presença de alterações metabólicas, disfunções hormonais e/ou ginecológicas, e mulheres que apresentassem história prévia de doenças cardiovasculares, respiratórias e/ou osteomioarticulares que contra indicassem a participação no estudo e/ou que compromettesse o desempenho do protocolo aplicado nesta pesquisa.

3.3. Avaliação Clínica

Todas as voluntárias foram submetidas a uma avaliação inicial que constava de: avaliação fisioterapêutica, avaliação laboratorial e médica.

3.3.1. Avaliação Fisioterapêutica

Anamnese: na qual foram obtidas as informações pessoais, hábitos de vida e alimentar, antecedentes familiares, história atual e pregressa de patologias atuais e antecedentes familiares de doenças cardiovasculares, respiratórias e metabólicas.

Exame físico: que constou de inspeção geral, avaliação da postura, medidas de peso corporal e altura, aferição da frequência cardíaca e pressão arterial no início e término da avaliação fisioterapêutica, além de ausculta pulmonar e cardíaca.

3.3.2. Avaliação Laboratorial

Foram realizados os seguintes exames laboratoriais: hemograma completo, glicemia de jejum, lipidograma completo (colesterol total e frações, triglicérides), urina tipo 1, uréia, creatinina, ácido úrico, hormônio estimulante da tireóide (TSH), estradiol, hormônio folículo estimulante (FSH). Os resultados estão expressos na tabela II do apêndice 3.

3.3.3. Avaliação Médica

Foi realizado um ECG convencional de 12 derivações em repouso na posição supina, antes e após o teste ergométrico de avaliação clínica e o registro das derivações MC5, DII e V2 modificadas nas seguintes condições (Figura 1): repouso sentado, em apnéia inspiratória e durante a realização do exercício. Para o registro destas derivações os eletrodos foram dispostos da seguinte maneira:

- MC5: o eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio esternal, o eletrodo positivo no quinto espaço intercostal na direção da linha axilar anterior esquerda, referente à V5, e o eletrodo neutro no quinto espaço intercostal direito;
- DII: o eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio esternal e o positivo no sexto espaço intercostal esquerdo na linha axilar anterior;
- V2: o eletrodo positivo posicionado no quarto espaço intercostal à esquerda do esterno.

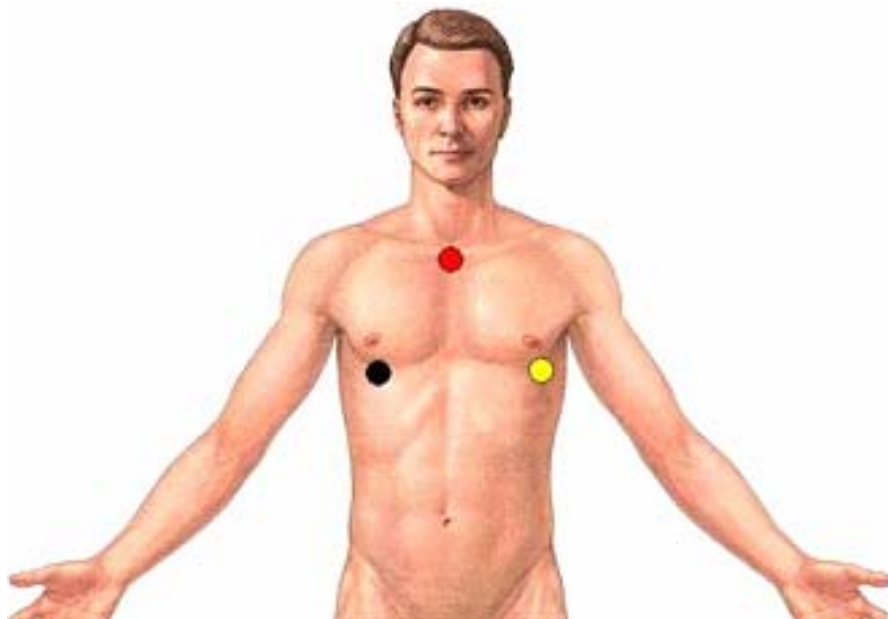


Figura 1. Ilustração do posicionamento dos eletrodos negativo (vermelho), positivo (amarelo) e neutro (preto) para a captação do eletrocardiograma na derivação MC5.

O teste ergométrico de avaliação clínica, que teve por objetivo a avaliação da capacidade funcional e do sistema cardiovascular, bem como diagnosticar possíveis alterações isquêmicas, hipertensão reativa ao esforço e arritmias importantes que contra-indicassem a participação no estudo, foi realizado em esteira elétrica automática (Imbramed), segundo o protocolo de Bruce modificado II (figura 2). Este protocolo é composto de nove estágios, cada um com uma duração de 3 minutos (min) e com as seguintes inclinações e velocidades em milhas por hora (mph):

- Estágio 1: 0% de inclinação e velocidade de 1,7 mph;
- Estágio 2: 5% de inclinação e velocidade de 1,7 mph;
- Estágio 3: 10% de inclinação e velocidade de 1,7 mph;
- Estágio 4: 12% de inclinação e velocidade de 2,5 mph;
- Estágio 5: 14% de inclinação e velocidade de 3,4 mph;

- Estágio 6: 16% de inclinação e velocidade de 4,2 mph;
- Estágio 7: 18% de inclinação e velocidade de 5,0 mph;
- Estágio 8: 20% de inclinação e velocidade de 5,5 mph;
- Estágio 9: 22% de inclinação e velocidade de 6,0 mph.

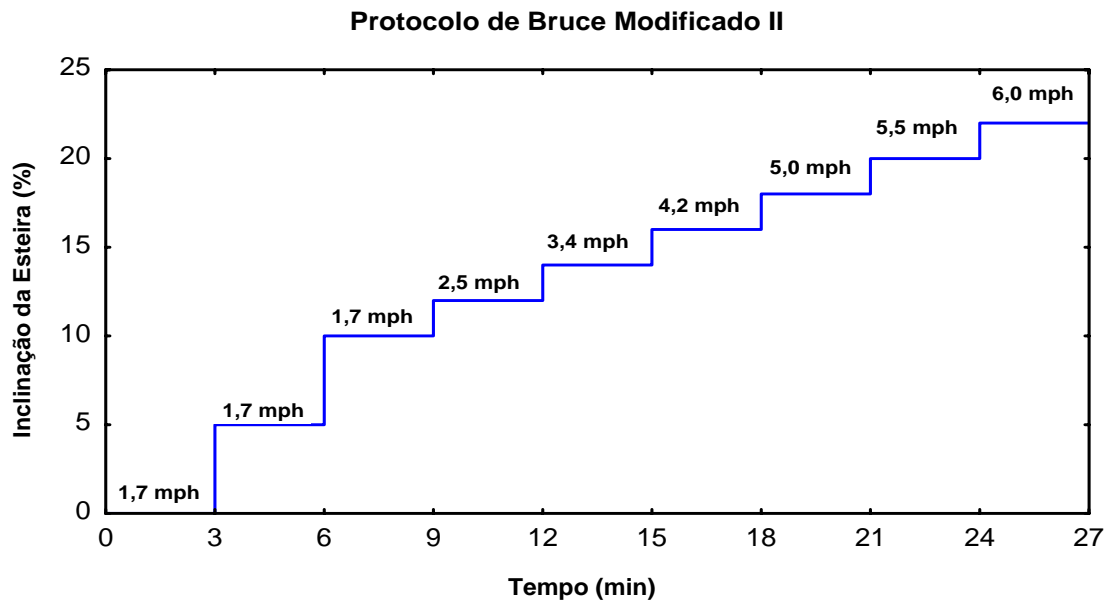


Figura 2. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau, realizado em esteira elétrica automático com protocolo de Bruce modificado II.

Durante o exame foram registrados o eletrocardiograma e a frequência cardíaca (FC), bem como aferida a pressão arterial nos 15 segundo finais de cada estágio. Este exame era interrompido quando as voluntárias apresentassem exaustão física ou sinais e sintomas limitantes e/ou atingissem a FC máxima prevista para a idade. Os resultados dos parâmetros cardiovasculares e hemodinâmicos estão apresentados na tabela III do apêndice 4.

3.4. Local de realização do estudo

Os testes foram realizados no Laboratório de Fisiologia do Exercício da Divisão de Cardiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP e no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico (NUPEF) do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

3.5. Procedimentos gerais

Foram tomados alguns cuidados imprescindíveis para a realização dos testes:

- Familiarização: todas as voluntárias foram familiarizadas com o ambiente laboratorial, protocolo experimental a que seriam submetidas e com os pesquisadores envolvidos no estudo para evitar ou reduzir a ansiedade e expectativa por parte das voluntárias. Era controlado o trânsito de pessoas no laboratório de experimentos para resguardar a qualidade dos testes;
- Recomendações pré-teste: as voluntárias eram orientadas a comparecer com vestimentas adequadas para a realização de atividade física e tênis confortável, realizar refeições leves, não ingerirem bebidas alcoólicas e estimulantes (café, chá, refrigerantes, energéticos e outros) que pudessem influenciar nas variáveis cardiovasculares e respiratórias, além da não realização de atividade física extenuante previamente ao teste, e ter uma boa noite de sono;
- Condições de saúde no dia do teste: era verificada a condição de saúde das voluntárias no dia do teste em relação à boa noite de sono e ao cumprimento das orientações dadas no dia anterior ao teste;

- Período do dia e intervalos entre testes: todos os testes foram realizados no período da manhã para reduzir as influências do ciclo circadiano, e com intervalo de pelo menos 7 dias entre o teste ergométrico e o protocolo experimental para evitar influências do acúmulo de metabólitos ao esforço físico;
- Sala de experimentos: a temperatura ambiente entre 21 e 23 °C e a umidade relativa do ar em torno de 60%, foram controladas artificialmente;
- Preparação dos equipamentos: para o controle das condições ambientais da sala de experimentos, calibração dos equipamentos e organização dos materiais a serem utilizados no teste, os pesquisadores responsáveis chegavam no laboratório pelo menos 1 hora antes dos testes;
- Preparação das voluntárias para o teste: foram realizadas a limpeza e a abrasão da pele com álcool e algodão na posição supina, para garantir uma menor impedância da pele aos eletrodos. Após a colocação dos eletrodos, as voluntárias foram submetidas a um período de repouso de 15 min na posição supina e após isto se aferia a PA e a FC para verificar se as condições basais eram adequadas para o início do teste;
- Os testes de esforço físico dinâmico foram realizados em cicloergômetro de frenagem eletromagnética (Quinton Corival 400, Groningen, Netherlands), com banco regulado de forma a permitir uma flexão de joelho em torno de 5 a 10 graus. Durante os testes as voluntárias foram orientadas a manter a cadência em 60 rotações por minuto (rpm) e para não realizarem contrações isométricas com os membros superiores ao segurarem o guidão. Foram combinados, previamente ao início do teste, alguns comandos para que a voluntária pudesse informar aos pesquisadores dos possíveis sintomas ou

qualquer desconforto ou alterações em seu estado de saúde que impedisse o prosseguimento do teste;

- Medidas de segurança: os pesquisadores e médicos envolvidos com o teste estavam aptos e preparados para a realização de atendimento de urgência em casos de intercorrências, o laboratório possuía equipamentos específicos e de primeiros socorros para a realização dos mesmos.

3.6. Protocolo experimental

3.6.1. Teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo rampa - TEFDC-R.

Este teste teve por objetivo avaliar a capacidade aeróbia das voluntárias por meio da resposta das variáveis ventilatórias e metabólicas no momento do LA integrado com a resposta da FC.

O TEFDC-R foi realizado em cicloergômetro de frenagem eletromagnética, com coleta dos dados durante 1 min em repouso sentado no cicloergômetro, seguido de um período de 4 min de aquecimento em potência de 4 W (carga livre) e posterior incrementos de potência, baseado na fórmula proposta por Wasserman et al. (1999) (equação 1) até que a voluntária apresentasse exaustão física ou sinais e sintomas limitantes e/ ou atingisse a FC máxima estimada para a idade ($FC_{m\acute{a}x} = 220 - idade$) (Figura 3). A recuperação ativa foi realizada na potência de 25 W durante 2 min.

$$\text{Incremento de potência (W)} = \frac{[(\text{altura} - \text{idade}) \times N] - [150 + (6 \times \text{massa corporal})]}{100}$$

(Equação 1)

N = 14 para mulheres e 20 para homens

Sendo: altura em cm; idade em anos e massa corporal em kg.

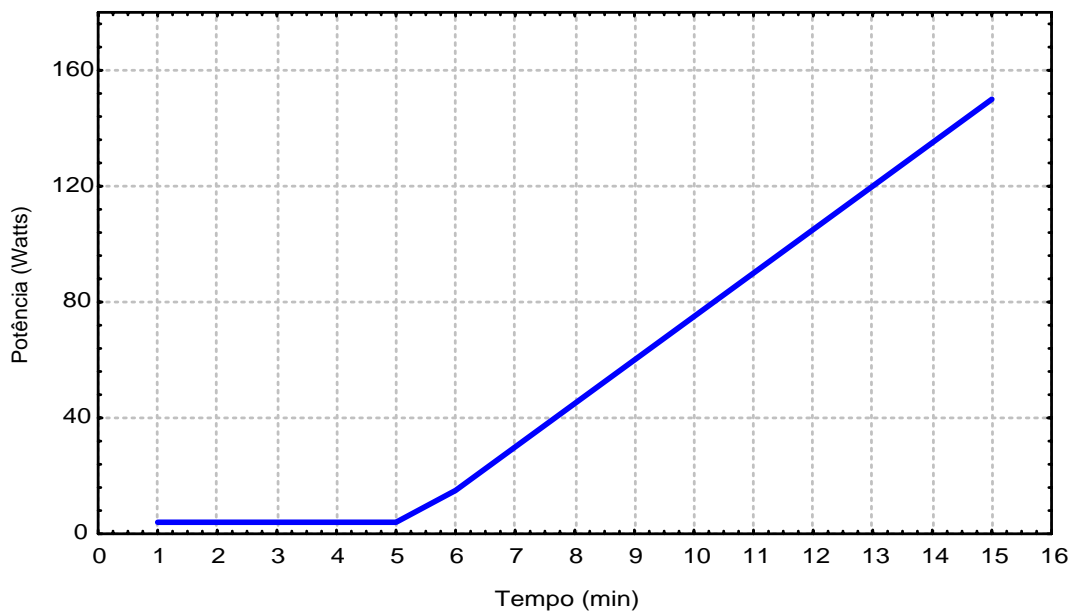


Figura 3. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R) com carga inicial de 4W durante 4 min e incrementos de potência de 10 a 20W/min até a exaustão física, seguidos de 2 min de recuperação ativa.

O incremento de carga foi controlado automaticamente pelo sistema de medida das variáveis ventilatórias e metabólicas (CPX/D, MedGraphics, St. Paul, MN, EUA) e variou de 10 a 20 W/min, entre as voluntárias.

Durante todo o teste a FC foi registrada em tempo real, batimento a batimento, desde o 1º min anterior ao início do protocolo, até o 1º min após o final da

recuperação ativa. As variáveis ventilatórias foram registradas durante todo o experimento, respiração a respiração. A montagem do protocolo experimental está representada na figura 4.

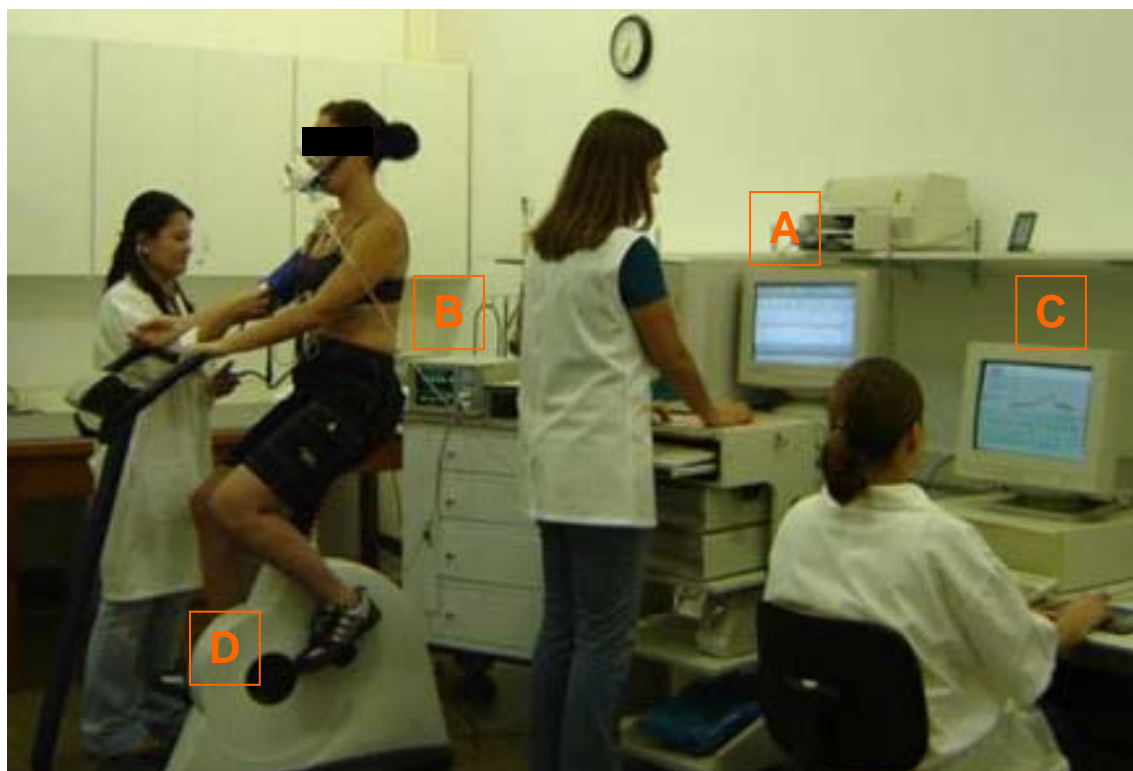


Figura 4. Ilustração da montagem experimental. A: sistema ergoespirométrico (CPX/D – MedGraphics); B: monitor cardíaco; C: computador com o software de aquisição dos dados da frequência cardíaca; D: cicloergômetro de frenagem eletromagnética.

3.7. Captação dos sinais biológicos

3.7.1. Monitorização cardíaca

Durante o protocolo experimental as voluntárias foram monitorizadas na derivação eletrocardiográfica MC5 modificada, utilizando eletrodos de carbono ativado, auto-adesivos e descartáveis (Carbocone VERSATEC MFG INC – USA). Esta derivação foi escolhida por permitir a obtenção da maior amplitude das ondas R e menores amplitudes da onda T do sinal ECG.

Os intervalos R-R e a FC, batimento a batimento foram captados e armazenados por meio de uma interface entre o monitor cardíaco de 1 canal (TC 500 ECAFIX, São Paulo, SP) e o microcomputador. O sinal analógico foi digitalizado através de um conversor A/D Lab-PC+ (National Instruments, CO, Austin, Texas, USA) e então processado por um software específico para captação do ECG e cálculos dos intervalos R-R (iR-R) (SILVA et al., 1994). A Figura 5 ilustra a aquisição da FC a partir do ECG durante o TEFDC-R. Observa-se que a voluntária apresentou ritmo sinusal. Este comportamento foi verificado em todas as voluntárias estudadas.

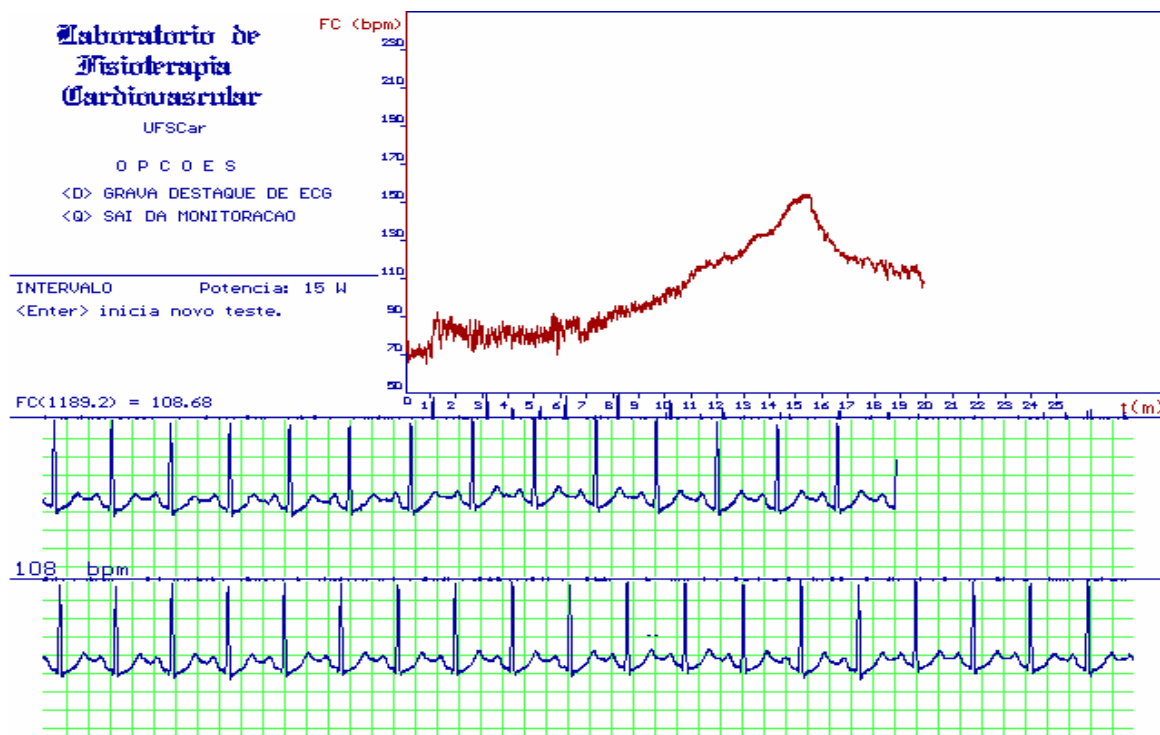


Figura 5. Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R do eletrocardiograma durante o teste de exercício físico incremental de uma das voluntárias estudadas.

3.7.2. Monitorização das variáveis ventilatórias

As variáveis ventilatórias e metabólicas foram obtidas por meio de um sistema computadorizado de análise ergoespirométrica, que dispõe de um microcomputador (Pentium III, 1100MHz), com uma placa A/D configurada para permitir uma amostragem de 250 valores por segundo por canal (Service Manual MedGraphics). O programa Breeze Suíte 5.3.007 utilizado para captação das variáveis ventilatórias e metabólicas (conversor A/D), permite armazenar, processar e emitir gráficos e relatórios das referidas variáveis em vários formatos.

O volume corrente foi obtido utilizando-se um pneumotacógrafo de *Pitot*

conectado ao sistema CPX/D e acoplado a uma peça bucal, com coletor de saliva. Foi utilizado um clipe específico para oclusão nasal e um suporte adaptado para aliviar o peso da peça bucal e auxiliar na manutenção desta peça, além de diminuir a força necessária para a preensão desta pelos músculos dos maxilares, promovendo maior conforto às voluntárias (Figura 6). A análise do consumo de oxigênio foi feita por um eletrodo de zircônio e a $\dot{V}CO_2$ por um sensor infravermelho.

O ergoespirômetro fornecia, em tempo real, os valores de incrementos de potência (W) aplicados em rampa e controlados automaticamente pelo sistema CPX/D. Este equipamento fornecia também os valores da velocidade de pedalagem (rpm), além dos valores, respiração a respiração, do $\dot{V}O_2$, da $\dot{V}CO_2$, da $\dot{V}E$ e da FC. Os valores de equivalentes ventilatórios de O_2 ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$), equivalentes ventilatórios de $\dot{V}CO_2$ ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$), razão das trocas respiratórias (RER), pressões parciais ao final da expiração do O_2 (PET O_2), pressões parciais ao final da expiração de CO_2 (PET CO_2), volume corrente (VC) e a frequência respiratória (FR), também foram armazenados e calculados para posterior emissão de gráficos e tabelas.

O software possibilita a representação gráfica das variáveis coletadas em função do tempo, respiração a respiração (Figura 7) ou em uma condição na qual cada valor em função do tempo, em ordem seqüencial, corresponde a um valor de médias móveis de 8 respirações (médias móveis se deslocando de ciclo a ciclo respiratório), permitindo uma melhor visualização do comportamento destas variáveis (Figura 8), principalmente para a determinação do LA.

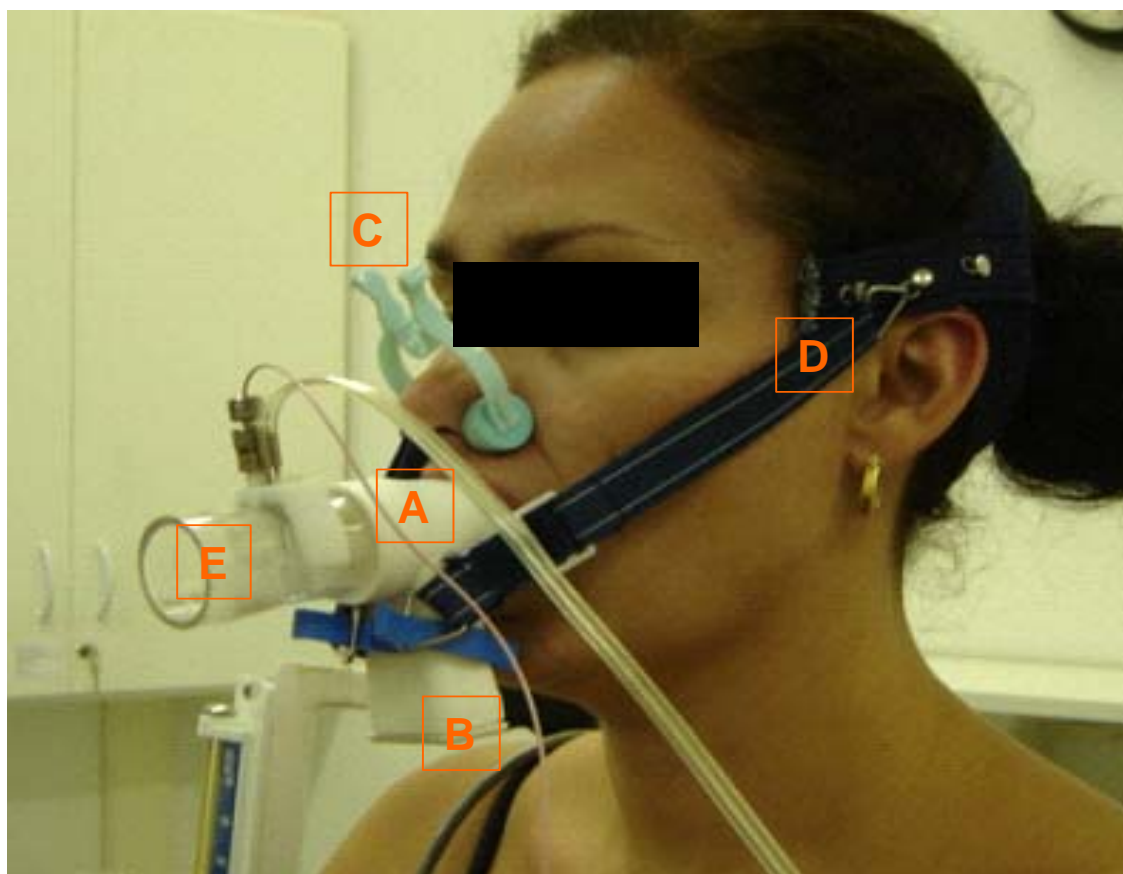


Figura 6. Ilustração do aparato bucal utilizado pelas voluntárias para a coleta das variáveis ventilatórias e metabólicas durante os experimentos. A: peça bucal; B: coletor de saliva; C: pinça de oclusão nasal; D: suporte; E: pneumotacógrafo de *Pitot*.

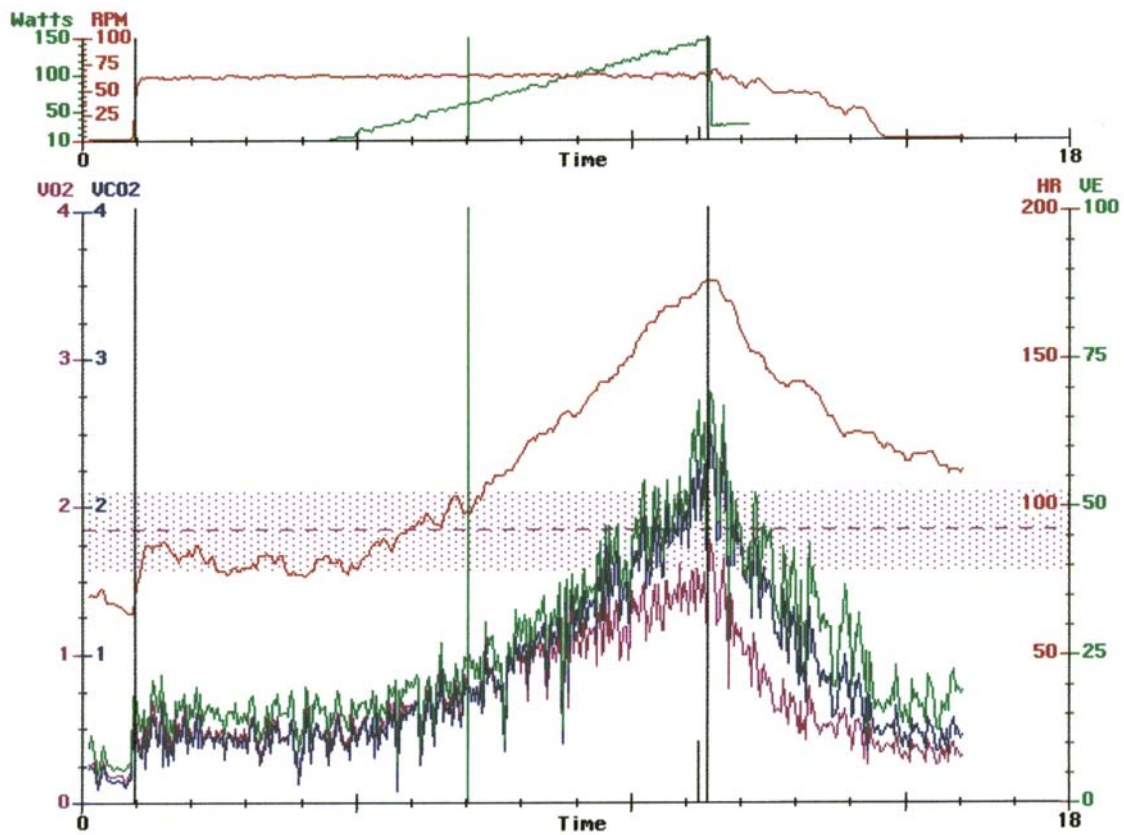


Figura 7. Ilustração da tela de aquisição do sistema ergoespirométrico durante o teste de exercício físico dinâmico incremental de uma das voluntárias estudadas (ACM), mostrando na parte superior, velocidade de rotação (rpm) em vermelho e incremento de potência (Watts) em verde, e na parte inferior da figura, frequência cardíaca (HR) em vermelho, consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) em rosa, produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) em azul e ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) em verde, respiração a respiração.

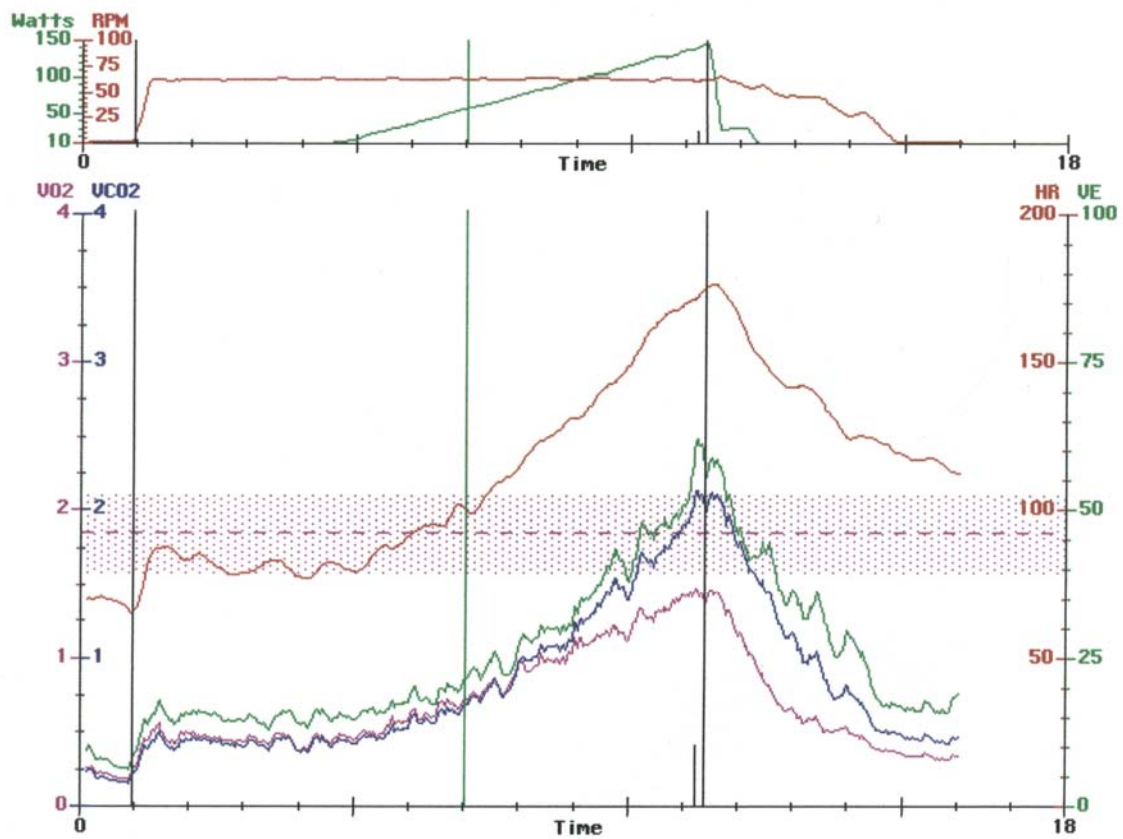


Figura 8. Ilustração da tela de aquisição do sistema ergoespirométrico durante o teste de exercício físico dinâmico incremental, mostrando na parte superior da figura, velocidade de rotação (rpm) em vermelho e incremento de potência (Watts) em verde, e na parte inferior da figura, frequência cardíaca (HR) em vermelho, consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) em rosa, produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) em azul e ventilação ($\dot{V}E$) pulmonar em verde, em médias móveis de 8 ciclos respiratórios, da mesma voluntária ilustrada na figura 7.

3.8. Métodos de análise dos dados

3.8.1. Métodos de determinação do limiar de anaerobiose

Para a determinação do LA foram utilizadas duas diferentes metodologias:

1. Análise visual gráfica das variáveis metabólicas, que é uma metodologia já consagrada na literatura (Wasserman & McIlroy, 1964) e que foi considerada como o padrão ouro neste estudo;

2. Modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley, aplicado aos dados de FC (Hinkley-FC) e aos dados de $\dot{V}CO_2$ (Hinkley- $\dot{V}CO_2$).

3.8.1.1. Método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias durante o teste incremental – padrão ouro

A análise visual gráfica para a determinação do LA foi realizada por 3 observadores familiarizados com o sistema CPX/D da MedGraphics. Os observadores foram previamente treinados com relação à utilização dos recursos do sistema ergoespirométrico, bem como aos critérios, o rigor e as etapas a serem seguidas para resguardar e garantir uma análise adequada do limiar de anaerobiose.

Independentemente, foi realizada a análise dos gráficos no visor de um monitor de 15 polegadas (Samsung SyncMaster 550V) de um microcomputador posicionado em uma mesa e acoplado ao sistema CPX/D MedGraphics, cada observador se posicionava em frente ao visor do monitor, de modo a reduzir ao mínimo o erro de paralaxe. Esta forma de análise foi escolhida por permitir melhor

precisão ao ponto correspondente ao LA, no traçado das variáveis observadas em relação à impressão gráfica devido a melhor resolução e facilidade de obtenção dos valores de tempo, potência e demais variáveis.

Como controle qualitativo do experimento foi observado graficamente se:

- A velocidade de rotação foi constante (60 rpm);
- Houve a ocorrência de artefatos que pudessem prejudicar a qualidade do teste e a determinação do LA;
- Presença ou não de estado de equilíbrio na fase de aquecimento;
- Início das respostas da FC e das variáveis ventilatórias coincidiu com o incremento de potência;
- As variáveis ventilatórias mostraram comportamento linear no início da rampa;

A partir dessa análise, o observador concluía se a qualidade do teste foi satisfatória para o prosseguimento na determinação do LA.

A análise quantitativa, fundamentada nas recomendações de Wasserman et al. (1999), foi iniciada com a seleção do trecho a ser analisado, feita pelos 3 observadores independentemente, na qual se observou o momento em que as variáveis cardiorrespiratórias responderam ao incremento de potência até o ponto de compensação respiratória. Caso o voluntário não atingisse essa condição, seriam considerados os valores até o final do teste. Ao se confrontar o tempo determinado pelos observadores, caso não houvesse coincidência entre os valores, mas se esses fossem próximos com variação de até um minuto, uma média seria feita e adotada como trecho de análise. Se essa variação fosse maior, um quarto observador seria chamado para analisar os dados, porém, em nenhum caso esse recurso precisou ser utilizado.

Esse rigor, na escolha do trecho a ser observado, é de fundamental importância para a acurácia da análise, tendo em vista que a determinação do LA está relacionado às alterações nos padrões de resposta das variáveis analisadas e não a eventos que ocorrem devido a outros mecanismos de compensação metabólica, próximos ao ponto de compensação respiratória.

Em seguida era feita a determinação do LA, utilizando como critério o momento em que se observava um aumento não linear da resposta da $\dot{V}CO_2$ em relação à resposta do $\dot{V}O_2$, ou seja, quando ocorresse a perda do paralelismo entre estas 2 curvas. Para essa análise as variáveis ventilatórias deveriam estar plotadas em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios em função do tempo (Figura 9).

Os valores encontrados pelos 3 observadores foram então confrontados e, caso houvesse concordância entre eles, seriam aceitos como o LA. Caso não fossem concordantes, mas houvesse uma variação de até 1 min nos tempos encontrados, seria feita a média desses valores. Se o intervalo de tempo fosse maior que 1 min, um quarto observador seria chamado para compor o grupo, o que não foi necessário em nenhum dos casos analisados.

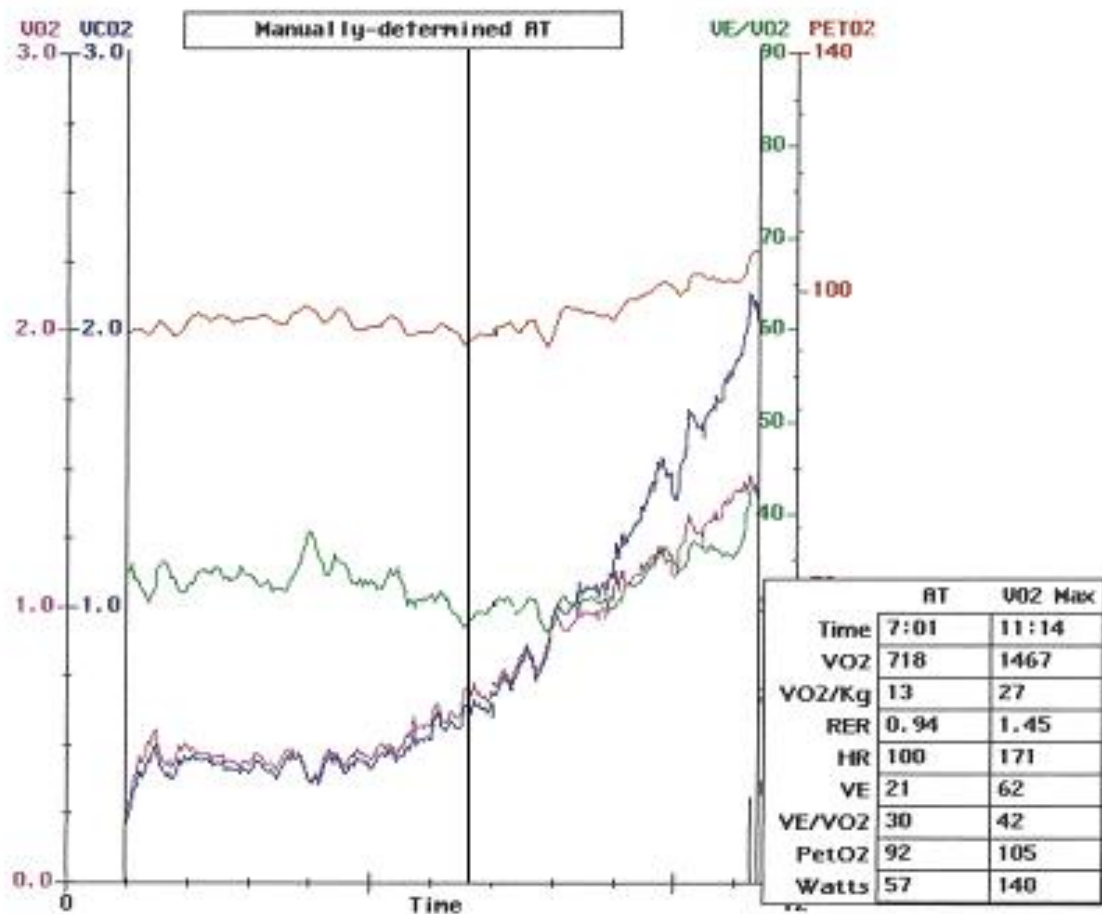


Figura 9. Ilustração gráfica do sistema ergoespirométrico, no qual eram analisadas as variáveis $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$, plotadas em função do tempo, em médias móveis de 8 respirações, observando-se a perda do paralelismo entre estas variáveis (linha AT), de uma das voluntárias estudadas (ACM). A linha vertical (AT) indica a determinação do limiar de anaerobiose pelo método visual das variáveis ventilatórias e metabólicas.

3.8.1.2. Modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley

O modelo matemático de Hinkley foi aplicado com a utilização de um algoritmo matemático desenvolvido no aplicativo “S-plus” (versão 2000 Professional Release 1 for MS Window, 1999), implementado do modelo de Hinkley (HINKLEY, 1969). Este modelo determina o ponto de mudança da série de dados pelo método de máxima verossimilhança.

O modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley foi aplicado aos dados de FC (Hinkley-FC), coletados batimento a batimento (Figura 10), e aos dados de $\dot{V}CO_2$ (Hinkley- $\dot{V}CO_2$), coletados respiração a respiração e calculados em médias móveis a cada oito ciclos respiratórios (Figura 11), para cada voluntária. O modelo matemático foi aplicado a estes dados, pois, durante o teste incremental a FC e a $\dot{V}CO_2$ apresentam comportamento semelhante, ou seja, há um aumento linear no início do exercício físico até um determinado momento, a partir deste ponto as variáveis FC e $\dot{V}CO_2$ assumem um comportamento de aumento exponencial com o aumento progressivo da intensidade do exercício físico. O modelo em questão determina este ponto de mudança de aumento linear dos dados para um aumento exponencial, determinando, desta forma, 2 segmentos da série de dados a partir do princípio da máxima verossimilhança. O ponto que determina a mudança do padrão de respostas destas duas variáveis é considerado como o LA.

O trecho selecionado para aplicação deste modelo foi o mesmo utilizado para o método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias.

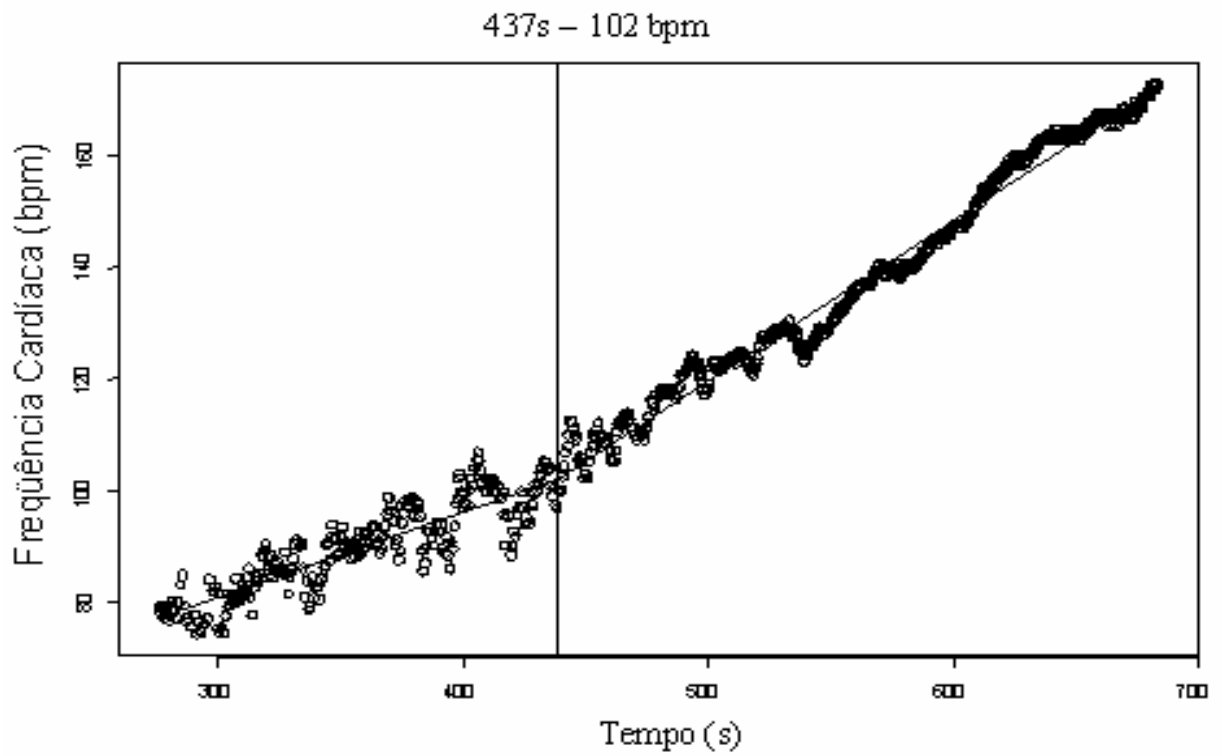


Figura 10. Ilustração do tempo, em segundos, de inflexão determinado pelo ajuste do modelo matemático de regressão linear bi-segmentado aplicado aos dados de frequência cardíaca, obtidos durante o teste de exercício físico dinâmico incremental de uma das voluntárias estudadas (ACM).

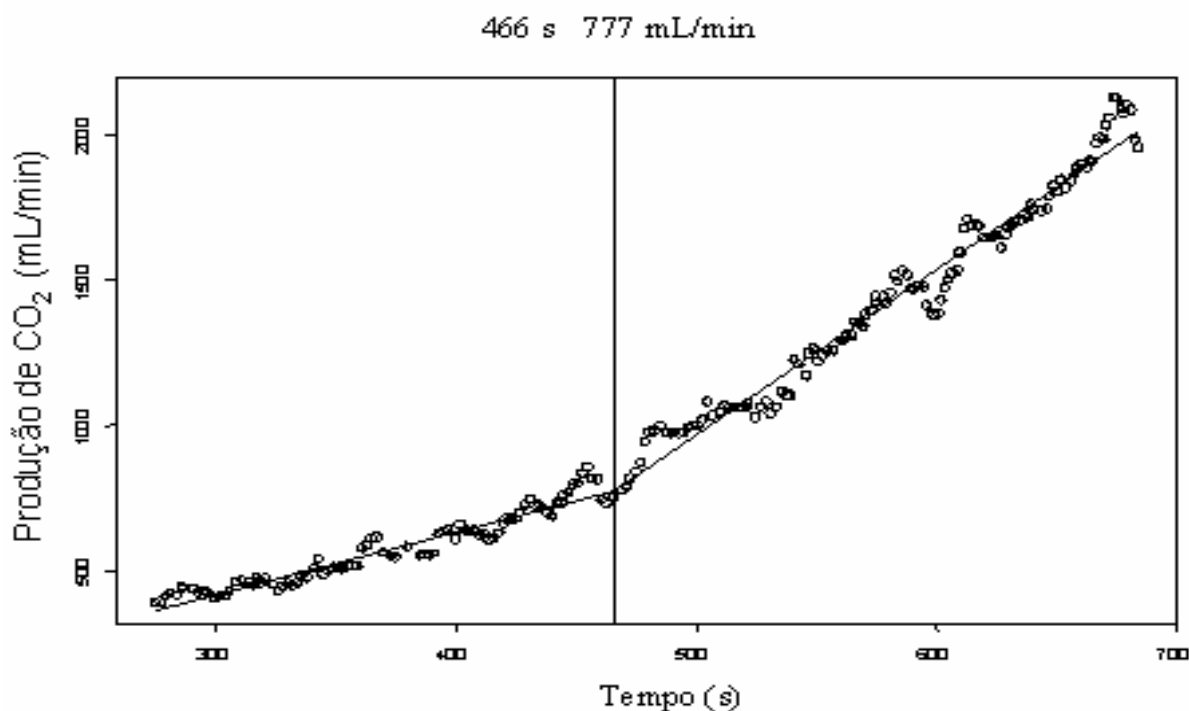


Figura 11. Ilustração do tempo, em segundos, de inflexão determinado pelo ajuste do modelo matemático de regressão linear bi-segmentado aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono, obtidos durante o teste de exercício físico dinâmico incremental de uma das voluntárias estudadas (ACM).

Após a determinação do LA pelas duas metodologias de análise utilizadas neste estudo, os dados de potência (W), FC (bpm), $\dot{V}O_2$ relativo (mL/kg/min), $\dot{V}O_2$ absoluto (mL/min), $\dot{V}CO_2$ (mL/min) e $\dot{V}E$ (L/min) correspondente ao instante do LA eram então tabelados para posterior análise.

No entanto, os valores das variáveis ventilatórias $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ no momento do LA foram calculados a partir de uma rotina específica desenvolvida no sistema de análise de dados “S-plus” (versão 2000 Professional Release 1 for MS Window, 1999).

A função ajustava os dados de cada uma das variáveis ventilatórias na potência referente ao limiar de anaerobiose por um modelo linear. Cada conjunto de dados possuía 21 valores, sendo o ponto central o valor no momento do LA, mais os 10 valores anteriores e os 10 valores posteriores ao momento do LA. Desta forma o valor de cada variável ventilatória no LA correspondia a um valor ajustado, evitando desta forma subestimar ou superestimar este valor, fenômeno comum quando as variáveis respiratórias são coletadas respiração a respiração, em tempo real, e estão sujeitas as modificações do padrão ventilatório, como por exemplo, a hiperventilação decorrente do exercício.

Para a obtenção dos valores das mesmas variáveis no pico do TEFDC-R foi utilizado o mesmo procedimento descrito acima, sendo utilizados para o ajuste linear das variáveis os últimos 21 valores da série de dados de cada uma das variáveis, ou seja, o valor correspondente ao pico do exercício (último valor) mais os 20 valores que o antecederam.

3.9. Análise Estatística

Os resultados foram apresentados graficamente em Box-plot contendo os valores da mediana, 1º quartil (25%), 3º quartil (75%), valores máximos e mínimos, “outliers” e extremos, utilizando-se o aplicativo “STATISTICA for Windows, Release 6.0 StatSoft, Inc (2002) e GraphPad InStat for Windows Versão 3.0.

As variáveis cardiorrespiratórias obtidas durante o protocolo experimental foram testadas quanto à normalidade dos dados pela aplicação do teste Kolmogorov e Smirnov. Como os dados não apresentaram uma distribuição normal, foi utilizado o teste Mann-Whitney para a comparação intergrupo e o teste de Friedman para

medidas repetidas na comparação intragrupo. Quando apropriado, foi utilizado o teste *post-hoc* de Dunn, que informa o nível em que se deu a significância entre os dados. Foi utilizado também o teste de correlação de Spearman. O nível de significância estabelecido foi de 5%.

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. Casuística

Na tabela I estão apresentados, em média e desvio padrão, os dados referentes à idade em anos, massa corporal em kg, estatura em cm, índice de massa corporal (IMC) em kg/m^2 , pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD) em repouso em mmHg, FC basal em bpm, tempo do ciclo menstrual em dias para o grupo de jovens e tempo após a menopausa em anos do grupo pós-menopausa. Nesta tabela foram observados maiores valores de IMC, PAS e PAD para o grupo pós-menopausa em relação ao grupo de jovens, sendo estas diferenças estatisticamente significantes. Em relação à massa corporal, estatura e FC foram observados valores similares entre os grupos.

As voluntárias dos dois grupos estudados apresentaram valores de exames laboratoriais (Tabelas II do Apêndice 4) dentro dos limites de normalidade. O ECG em repouso e durante o teste ergométrico clínico não apresentaram alterações sugestivas de isquemia e arritmias cardíacas importantes (Tabelas III do Apêndice 4), indicando que as voluntárias do presente estudo estavam aptas a participar do protocolo aplicado e que não possuíam alterações indicativas de doenças cardiovasculares que comprometessem os dados coletados para esta pesquisa.

Tabela I. Idade, características antropométricas, variáveis cardiovasculares basais e dados clínicos do grupo das jovens e do grupo pós-menopausa.

	Jovens (n=13)	Pós-menopausa (n=16)
Idade (anos)	24 ± 2,63	57 ± 4,79*
Massa corporal (kg)	57 ± 6,02	62 ± 9,91
Estatura (cm)	163 ± 6,0	157 ± 5,0
IMC (kg/m ²)	21,61 ± 2,55	25,10 ± 3,67*
PAS (mmHg)	99 ± 8,62	121 ± 16,92*
PAD (mmHg)	67 ± 5,55	77 ± 9,81*
FC (bpm)	72 ± 8,64	67 ± 5,75
Ciclo Menstrual (dias)	29 ± 1,5	—
Tempo de menopausa (anos)	—	9 ± 5,48

IMC = índice de massa corporal, PAS = pressão arterial sistólica, PAD = pressão arterial diastólica, FC = frequência cardíaca; * p<0,05 em relação ao grupo jovem.

Em relação aos valores cardiovasculares no pico do teste ergométrico, para o grupo de jovens foram obtidos valores medianos da FC de 183 bpm e da PAS e PAD de 150 e 80 mmHg, respectivamente, e para o grupo pós-menopausa os valores medianos da FC foi de 149 bpm, PAS e PAD de 170 e 90 mmHg, respectivamente (Tabelas III do Apêndice 4).

4.2. Variáveis cardiorrespiratórias no pico do teste de exercício físico incremental

Na tabela VI estão expressos os valores de potência (W), FC (bpm), $\dot{V}O_2$ relativo (mL/kg/min), $\dot{V}O_2$ absoluto (mL/min), $\dot{V}CO_2$ (mL/min) e $\dot{V}E$ (L/min) atingidos no pico do protocolo de teste de exercício físico incremental do grupo de jovens e pós-menopausa.

No pico do teste incremental, para o grupo de jovens, foram encontrados valores medianos de consumo de oxigênio relativo de 23,24 mL/kg/min e para o grupo pós-menopausa o valor mediano de consumo de oxigênio relativo foi de 13,91 mL/kg/min (Tabela IV). Segundo a classificação da “American Heart Association” (1972), valores de $\dot{V}O_2$ máximo menor que 24 mL/kg/min para mulheres na faixa etária de 20 a 29 anos, e menor que 15 mL/kg/min para a faixa etária de 50 a 59 anos, são compatíveis com a classificação aeróbia considerada muito fraca, indicando, desta forma, o padrão de vida sedentário dos dois grupos estudados.

Tabela IV. Valores em mediana, obtidos no pico do teste de exercício físico dinâmico incremental. Valores apresentados em média e desvio padrão.

	Jovens (n=13)	Pós-menopausa (n=16)
Potência (W)	126	75*
FC (bpm)	175	145*
$\dot{V}O_2$ (mL/kg/min)	23,24	14,13*
$\dot{V}O_2$ (mL/min)	1309	888*
$\dot{V}CO_2$ (mL/min)	1734	1146*
$\dot{V}E$ (L/min)	57,1	36,4*

FC = frequência cardíaca, $\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio, $\dot{V}CO_2$ = produção de dióxido de carbono, $\dot{V}E$ = ventilação. * $p < 0,05$ em relação ao grupo jovem.

4.3. Limiar de anaerbiose

Nas tabelas V e VI do apêndice 4, estão apresentados os valores de LA determinados pelas metodologias estudadas, no grupo jovem e pós menopausa, respectivamente. Foram tabelados os dados no LA de potência em W, FC em bpm, $\dot{V}O_2$ em mL/kg/min, $\dot{V}O_2$ em mL/min, $\dot{V}CO_2$ em mL/min e $\dot{V}E$ em L/min.

Tabela V. Valores em mediana das variáveis cardiorrespiratórias no limiar de anaerobiose determinadas pelo método visual (MV) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de FC (Hinkley – FC) e de $\dot{V}CO_2$ (Hinkley – $\dot{V}CO_2$) para o grupo das jovens.

Jovens (n = 13)			
	Modelo Visual	Hinkley-FC	Hinkley- $\dot{V}CO_2$
Potência (W)	51	41	44
FC (bpm)	115	110	113
$\dot{V}O_2$ (mL/kg/min)	11.76	10.46	11.18
$\dot{V}O_2$ (mL/min)	661	591	628
$\dot{V}CO_2$ (mL/min)	640	550	576
$\dot{V}E$ (L/min)	18.9	16.8	17.8

FC = frequência cardíaca, $\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio, $\dot{V}CO_2$ = produção de dióxido de carbono, $\dot{V}E$ = ventilação. * $p < 0,05$ em relação ao grupo jovem.

Tabela VI. Valores em mediana das variáveis cardiorrespiratórias no limiar de anaerobiose determinadas pelo método visual (MV) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de FC (Hinkley – FC) e de $\dot{V}CO_2$ (Hinkley – $\dot{V}CO_2$) para o grupo das jovens.

Jovens (n = 13)			
	Modelo Visual	Hinkley-FC	Hinkley- $\dot{V}CO_2$
Potência (W)	51	41	44
FC (bpm)	115	110	113
$\dot{V}O_2$ (mL/kg/min)	11.76	10.46	11.18
$\dot{V}O_2$ (mL/min)	661	591	628
$\dot{V}CO_2$ (mL/min)	640	550	576
$\dot{V}E$ (L/min)	18.9	16.8	17.8

FC = frequência cardíaca, $\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio, $\dot{V}CO_2$ = produção de dióxido de carbono, $\dot{V}E$ = ventilação. * $p < 0,05$ em relação ao grupo jovem.

4.3.1. Análise do nível de potência atingido no limiar de anaerobiose, identificado por diferentes metodologias durante teste de exercício físico incremental

Na figura 12 estão representados os valores de potência, em W, no LA identificado pelo método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias e metabólicas e os valores de potência no LA determinado pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado aplicado aos dados de FC e de $\dot{V}CO_2$, durante o teste incremental. Não foram observadas diferenças significativas nos valores de potência obtidos no LA determinado pelas metodologias de análise, tanto para o grupo jovem como para o grupo pós-menopausa ($p > 0,05$). Para o grupo jovem, os valores medianos de potência no LA obtido pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 51 W, 41 W e 44W. Para o grupo pós-menopausa, os valores medianos de potência no LA obtido pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ para foram respectivamente: 33 W, 37 W e 37W.

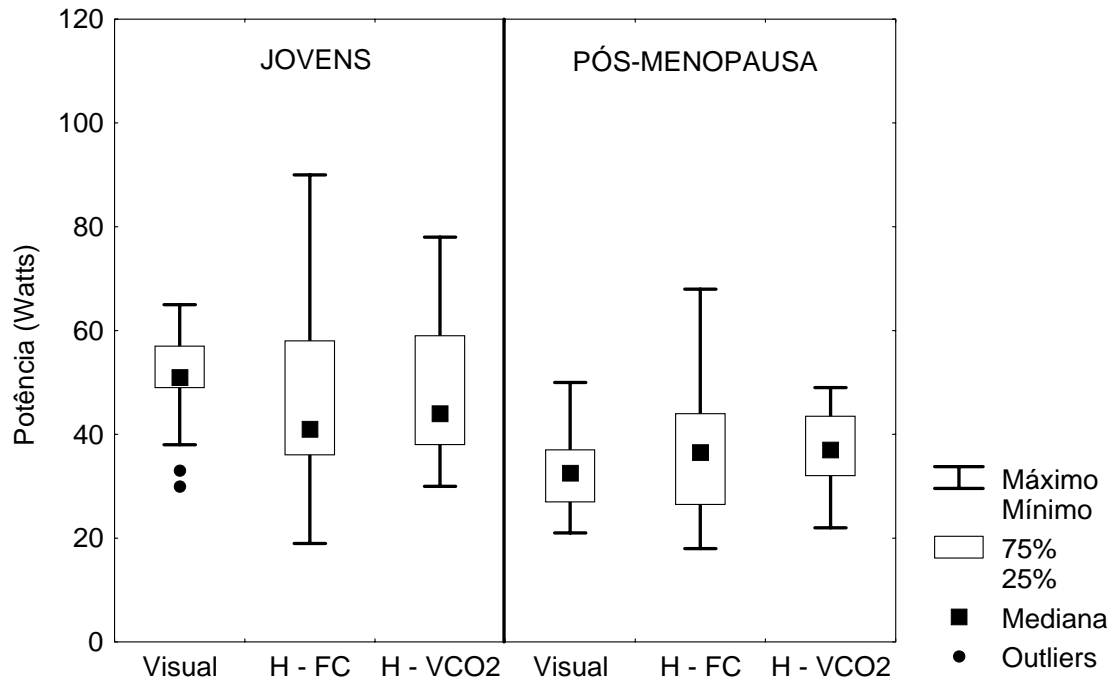


Figura 12. Valores de potência, em W, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico (padrão-ouro) (Visual) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (H-FC) e aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono (H- $\dot{V}CO_2$). Nível de significância $\alpha=5\%$

4.3.2. Análise da frequência cardíaca atingida no limiar de anaerobiose, identificado por diferentes metodologias durante teste incremental

Na figura 13 estão representados os valores de FC, em bpm, no nível do LA identificado pelas diferentes metodologias no teste de exercício físico incremental. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$) entre os valores de FC no LA determinado pelo método visual gráfico, pelo modelo matemático aplicado aos dados de FC e aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$. Os valores medianos de FC obtidos pelo grupo jovem, pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 115 bpm, 110 bpm e 113 bpm. Para o grupo pós-menopausa os valores medianos de FC obtidos pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$, foram respectivamente: 103 bpm, 106 bpm e 104 bpm.

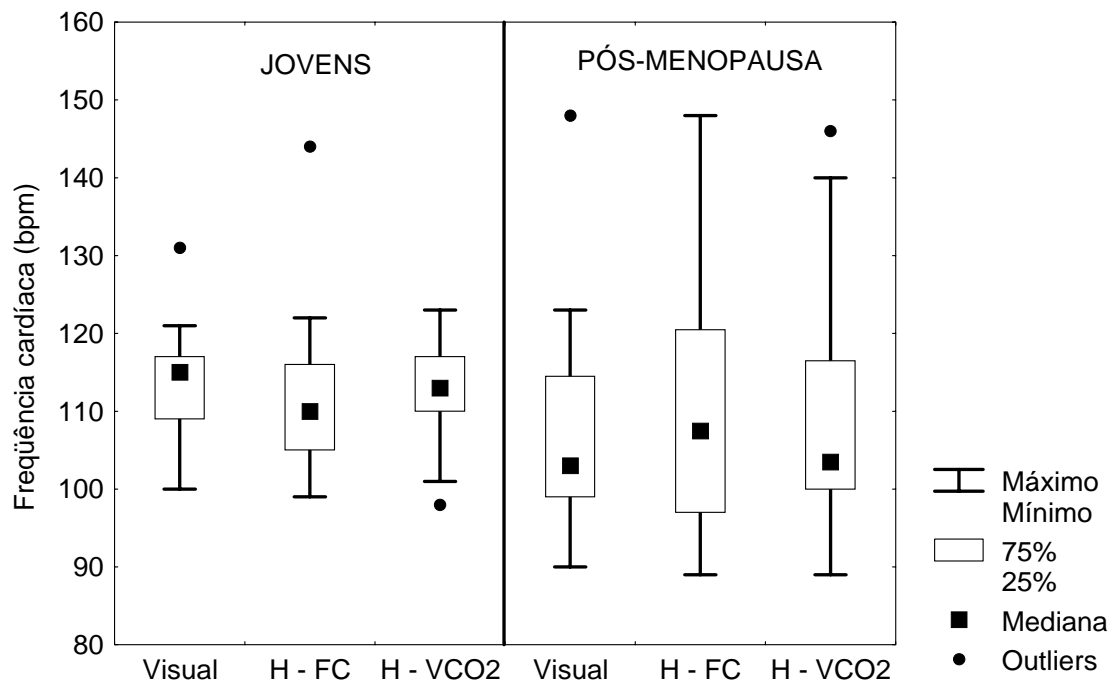


Figura 13. Valores de frequência cardíaca, em bpm, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico (padrão-ouro) (Visual) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (H-FC) e aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono (H- $\dot{V}CO_2$). Nível de significância $\alpha=5\%$

4.3.3. Análise do consumo de oxigênio relativo atingido no limiar de anaerobiose, identificado por diferentes metodologias durante teste incremental

Na figura 14 estão representados os valores de consumo de oxigênio relativo, em mL/kg/min, no LA identificado pelo método visual gráfico e os valores de consumo de oxigênio relativo no LA determinado pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado aplicado aos dados de FC e de $\dot{V}CO_2$, durante o teste incremental.

A análise mostrou que os valores de consumo de oxigênio relativo no LA determinado pelas diferentes metodologias não foram estatisticamente diferentes tanto no grupo das jovens quanto no grupo pós-menopausa ($p > 0,05$). Os valores medianos de consumo de oxigênio relativo para os métodos aplicados no grupo jovem pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 11,76 mL/kg/min, 10,46 mL/kg/min e 11,18 mL/kg/min. Em relação ao grupo pós-menopausa, os valores medianos de consumo de oxigênio relativo obtidos pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 9,10 mL/kg/min, 9,10 mL/kg/min e 9,29 mL/kg/min.

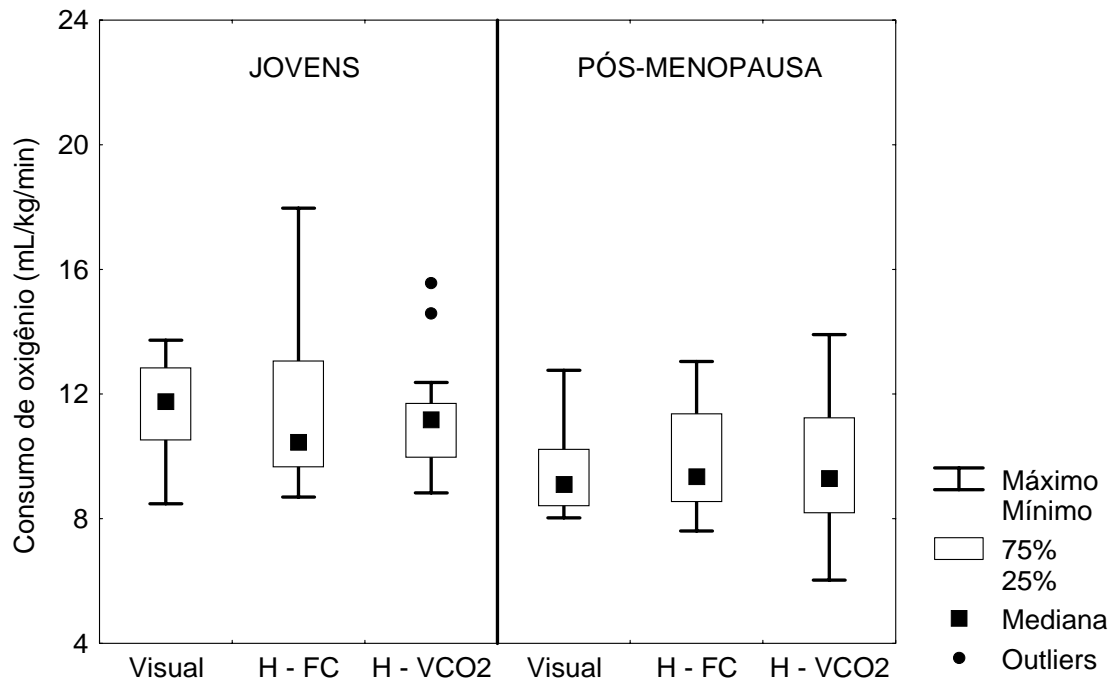


Figura 14. Valores de consumo de oxigênio relativo, em mL/kg/min, no limiar de anaerbiose identificado pelo método visual gráfico (padrão-ouro) (Visual) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (H-FC) e aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono (H- $\dot{V}CO_2$). Nível de significância $\alpha=5\%$

4.3.4. Análise do consumo de oxigênio absoluto atingido no limiar de anaerobiose, identificado por diferentes metodologias durante teste incremental

Na figura 15 estão representados os valores de consumo de oxigênio absoluto, em mL/min, no LA identificado pelo método visual gráfico e os valores de consumo de oxigênio absoluto no LA determinado pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado aplicado aos dados de FC e de $\dot{V}CO_2$, durante o teste incremental.

A análise mostrou que os valores de consumo de oxigênio absoluto no LA determinado pelas diferentes metodologias não foram estatisticamente diferentes tanto no grupo das jovens quanto no grupo pós-menopausa ($p > 0,05$). Os valores medianos de consumo de oxigênio absoluto obtidos pelo grupo jovem, pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 661 mL/min, 591 mL/min e 628 mL/min. Para o grupo pós-menopausa os valores medianos de consumo de oxigênio absoluto obtidos pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 584 mL/min, 628 mL/min e 605 mL/min.

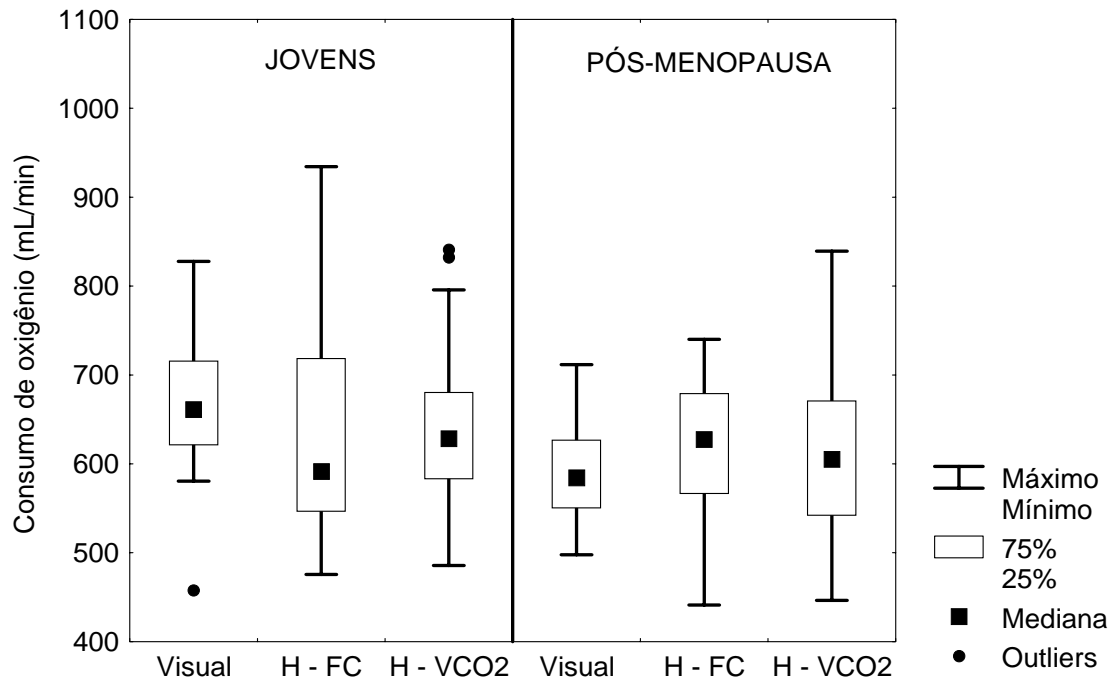


Figura 15. Valores de consumo de oxigênio absoluto, em mL/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico (padrão-ouro) (Visual) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (H-FC) e aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono (H- $\dot{V}CO_2$). Nível de significância $\alpha=5\%$

4.3.5. Análise da produção de dióxido de carbono atingida no limiar de anaerobiose, identificado por diferentes metodologias durante teste incremental

Na figura 16 estão representados os valores de produção de dióxido de carbono, em mL/min, no LA identificado pelo método visual gráfico e os valores de produção de dióxido de carbono no LA determinado pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado aplicado aos dados de FC e de $\dot{V}CO_2$, durante o teste incremental.

A análise mostrou que os valores de produção de dióxido de carbono no LA determinado pelas diferentes metodologias não foram estatisticamente diferentes tanto no grupo jovem quanto no grupo pós-menopausa ($p > 0,05$). Os valores medianos de produção de dióxido de carbono obtidos no grupo jovem pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 640 mL/min, 550 mL/min e 576 mL/min. Para o grupo pós-menopausa os valores de produção de dióxido de carbono obtidos pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 579 mL/min, 617 mL/min e 581 mL/min.

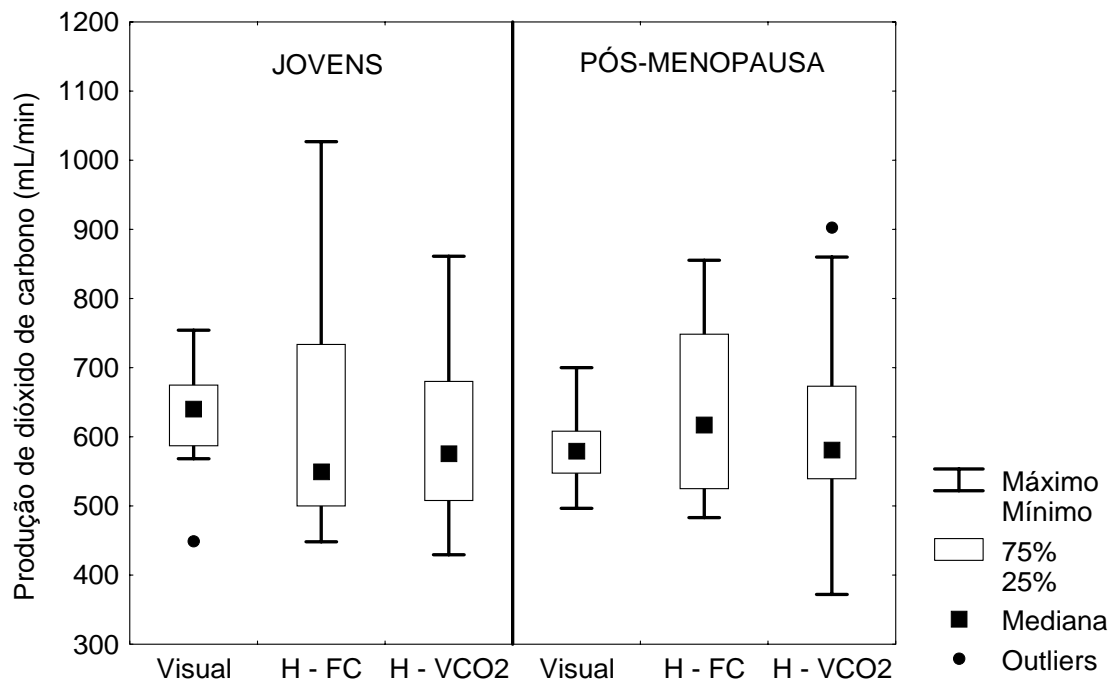


Figura 16. Valores de produção de dióxido de carbono, em mL/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico (padrão-ouro) (Visual) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (H-FC) e aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono (H- $\dot{V}CO_2$). Nível de significância $\alpha=5\%$

4.3.6. Análise da ventilação pulmonar atingida no limiar de anaerobiose, identificado por diferentes metodologias durante teste incremental

Na figura 17 estão representados os valores de ventilação pulmonar, em L/min, no LA identificado pelo método visual gráfico e os valores de ventilação pulmonar no LA determinado pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado aplicado aos dados de FC e de $\dot{V}CO_2$, durante o teste incremental.

A análise mostrou que os valores de ventilação no LA determinado pelas diferentes metodologias não foram estatisticamente diferentes tanto no grupo das jovens quanto no grupo pós-menopausa ($p > 0,05$). Os valores medianos de ventilação pulmonar obtidos no grupo jovem pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 18,9 L/min, 16,8 L/min e 17,8 L/min. No grupo pós-menopausa os valores obtidos de ventilação pulmonar pelo método visual gráfico, Hinkley-FC e Hinkley- $\dot{V}CO_2$ foram respectivamente: 18,3 L/min, 20,6 L/min e 19,4 L/min.

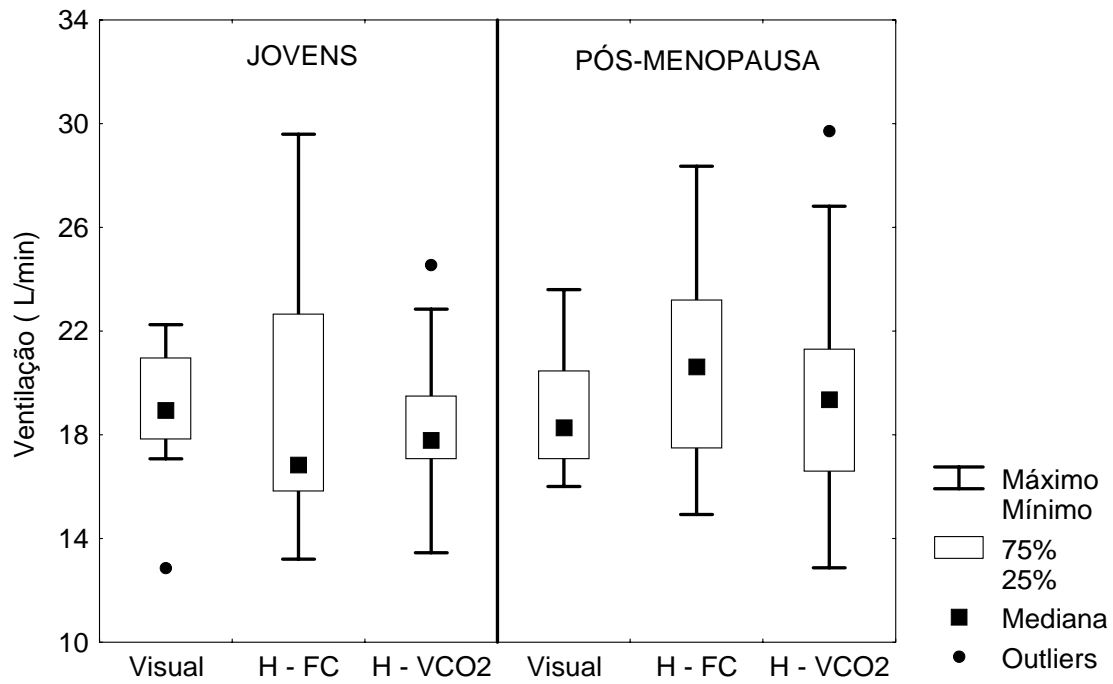


Figura 17. Valores de ventilação, em L/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico (padrão-ouro) (Visual) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (H-FC) e aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono (H- $\dot{V}CO_2$). Nível de significância $\alpha=5\%$

4.4. Correlação das metodologias de determinação do limiar de anaerobiose

Na tabela 7 estão apresentados os resultados da análise de correlação entre os valores de potência, FC, consumo de oxigênio relativo, consumo de oxigênio absoluto, produção de dióxido de carbono e ventilação obtidos das metodologias de determinação do LA.

Tabela 7. Valores do coeficiente de correlação (r_s) e de p obtidos das análises de correlação entre os valores do limiar de anaerbiose determinado pelas diferentes metodologias.

		Grupo Jovem		Grupo Pós-menopausa	
		r_s	p	r_s	p
	MV x H-FC	0,58*	0,036	0,14	0,58
Potência (W)	MV x H- $\dot{V}CO_2$	0,75*	0,003	-0,013	0,96
	MV x H-FC	0,42	0,15	0,87*	0,00001
FC (bpm)	MV x H- $\dot{V}CO_2$	0,57*	0,04	0,77*	0,0004
	MV x H-FC	0,61*	0,03	0,76*	0,0006
$\dot{V}O_2$ (mL/kg/min)	MV x H- $\dot{V}CO_2$	0,48	0,09	0,88*	0,000006
	MV x H-FC	0,57*	0,04	0,52*	0,04
$\dot{V}O_2$ (mL/min)	MV x H- $\dot{V}CO_2$	0,66*	0,013	0,60*	0,01
	MV x H-FC	0,33	0,27	0,33	0,22
$\dot{V}CO_2$ (mL/min)	MV x H- $\dot{V}CO_2$	0,47	0,10	0,76*	0,0006
	MV x H-FC	0,39	0,18	0,65*	0,006
$\dot{V}E$ (L/min)	MV x H- $\dot{V}CO_2$	0,46	0,11	0,80*	0,0002

MV = método visual gráfico, H-FC = modelo matemático aplicado aos dados de frequência cardíaca, H- $\dot{V}CO_2$ = modelo matemático aplicado aos dados da produção de dióxido de carbono, FC = frequência cardíaca, $\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio, $\dot{V}CO_2$ = produção de dióxido de carbono, $\dot{V}E$ = ventilação. Nível de significância $\alpha=5\%$

4.4.1. Correlação entre os valores de potência no limiar de anaerbiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley

A figura 18 representa a análise de correlação realizada entre os valores de potência, em W, no LA determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de FC (Hinkley-FC), durante o teste incremental. Os resultados de correlação dos valores de potência no LA entre MV e Hinkley-FC foram respectivamente de $r_s = 0,58$ ($p < 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,14$ ($p > 0,05$) para o grupo pós-menopausa.

Para a correlação entre os valores de potência, em W, no LA determinado pelo MV e pelo Hinkley- $\dot{V}CO_2$ (Figura 19) os valores da análise de correlação foram respectivamente de $r_s = 0,75$ ($p < 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = -0,013$ ($p > 0,05$) para o grupo pós-menopausa.

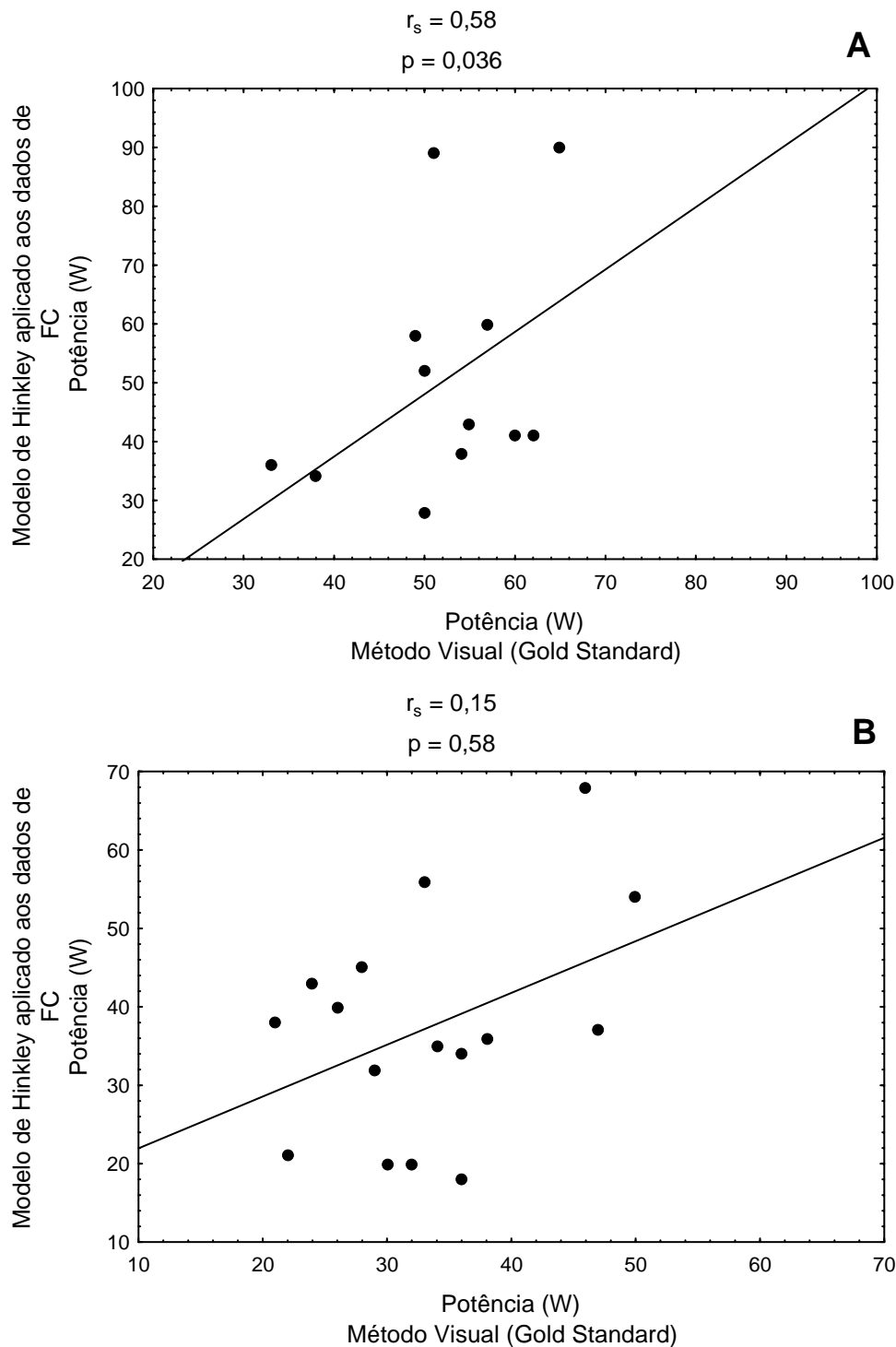


Figura 18. Correlação entre os valores de potência em W, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

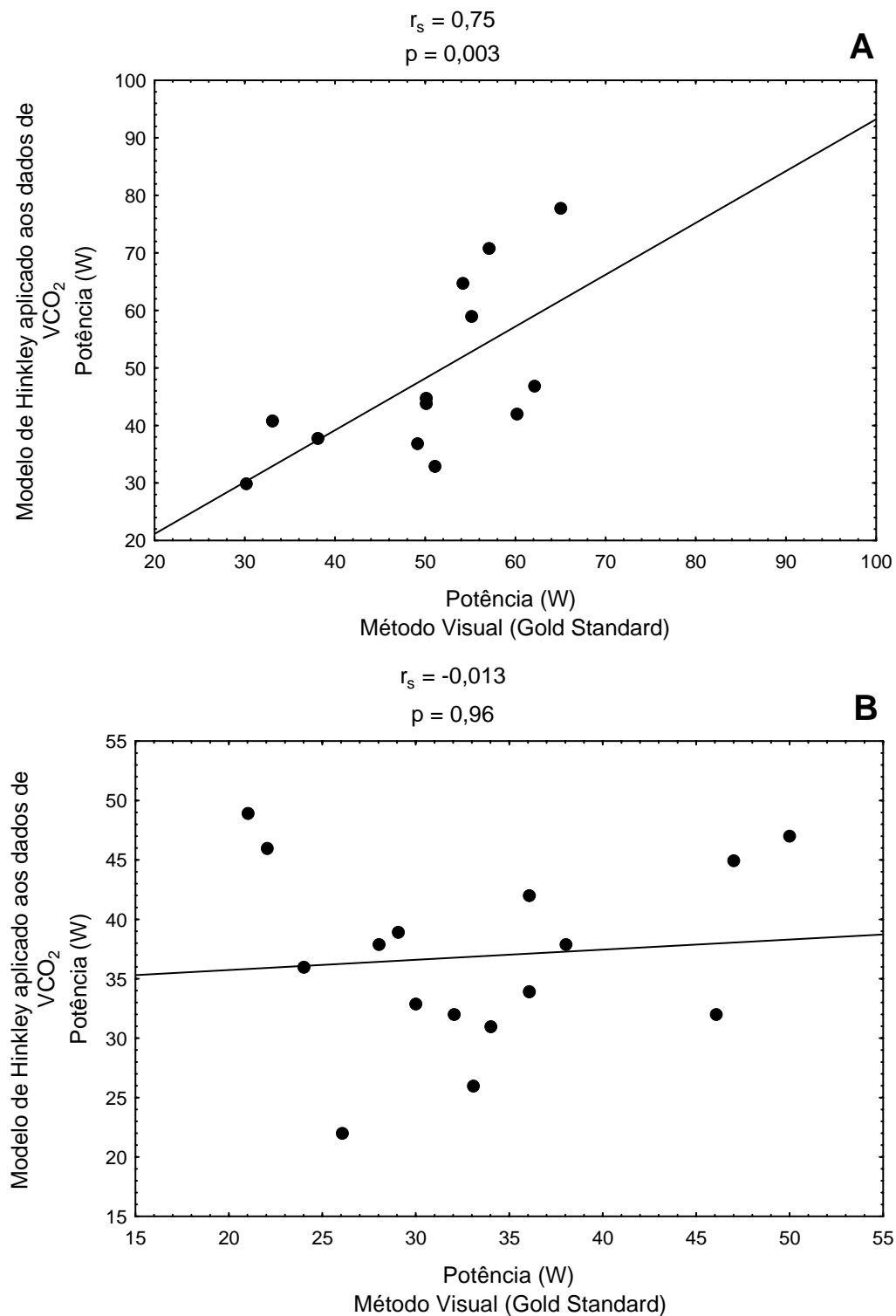


Figura 19. Correlação entre os valores de potência em W, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

4.4.2. Correlação entre os valores de frequência cardíaca no limiar de anaerbiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley

A figura 20 representa a análise de correlação realizada entre os valores de frequência cardíaca, em bpm, no LA determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de FC, durante o teste incremental. Os resultados de correlação dos valores de frequência cardíaca no LA entre essas metodologias foram de $r_s = 0,42$ ($p > 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,87$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa. Para a correlação do MV e do Hinkley- $\dot{V}CO_2$ (Figura 21) os valores da análise de correlação foram de $r_s = 0,57$ ($p < 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,77$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa.

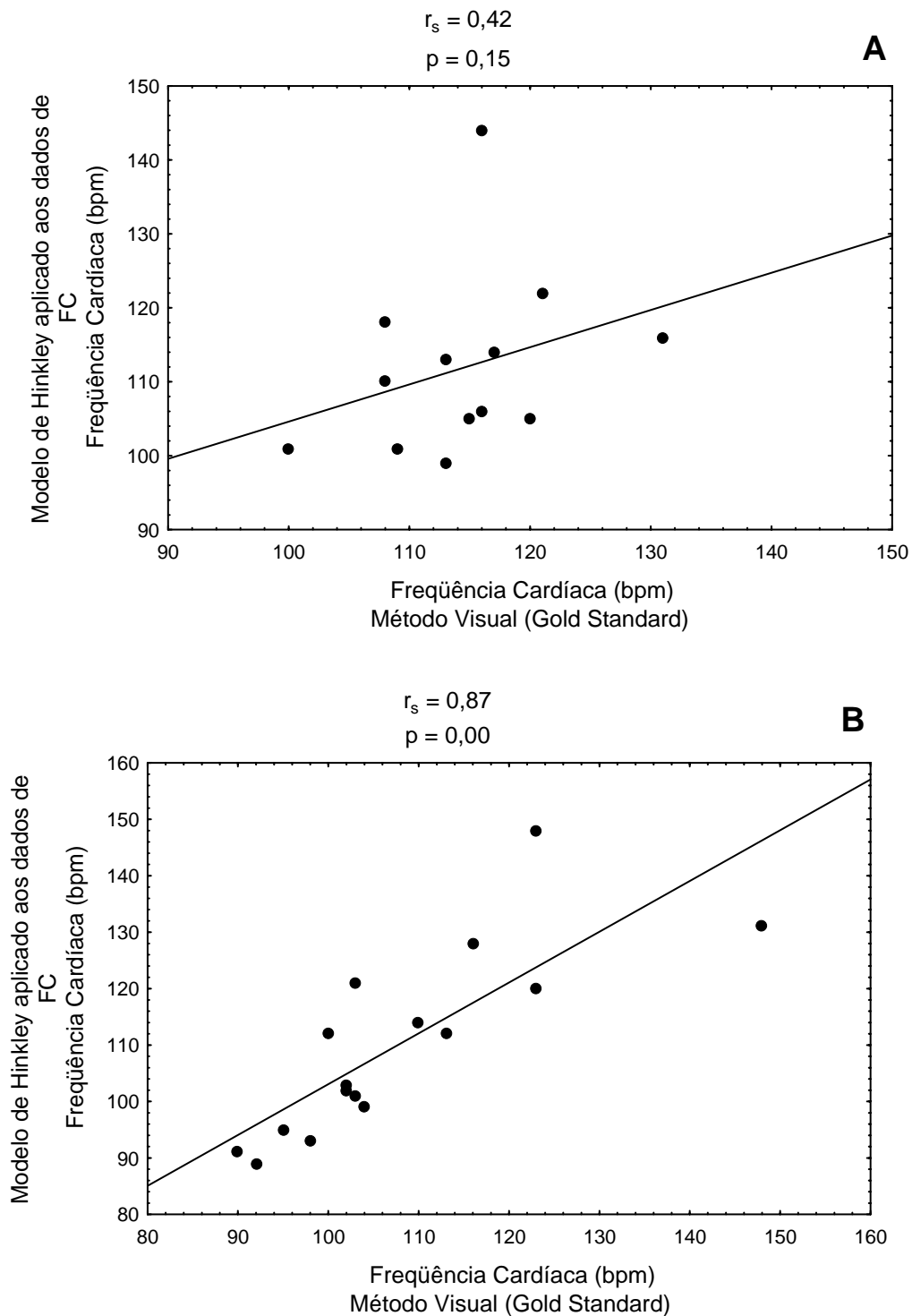


Figura 20. Correlação entre os valores de frequência cardíaca em bpm, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

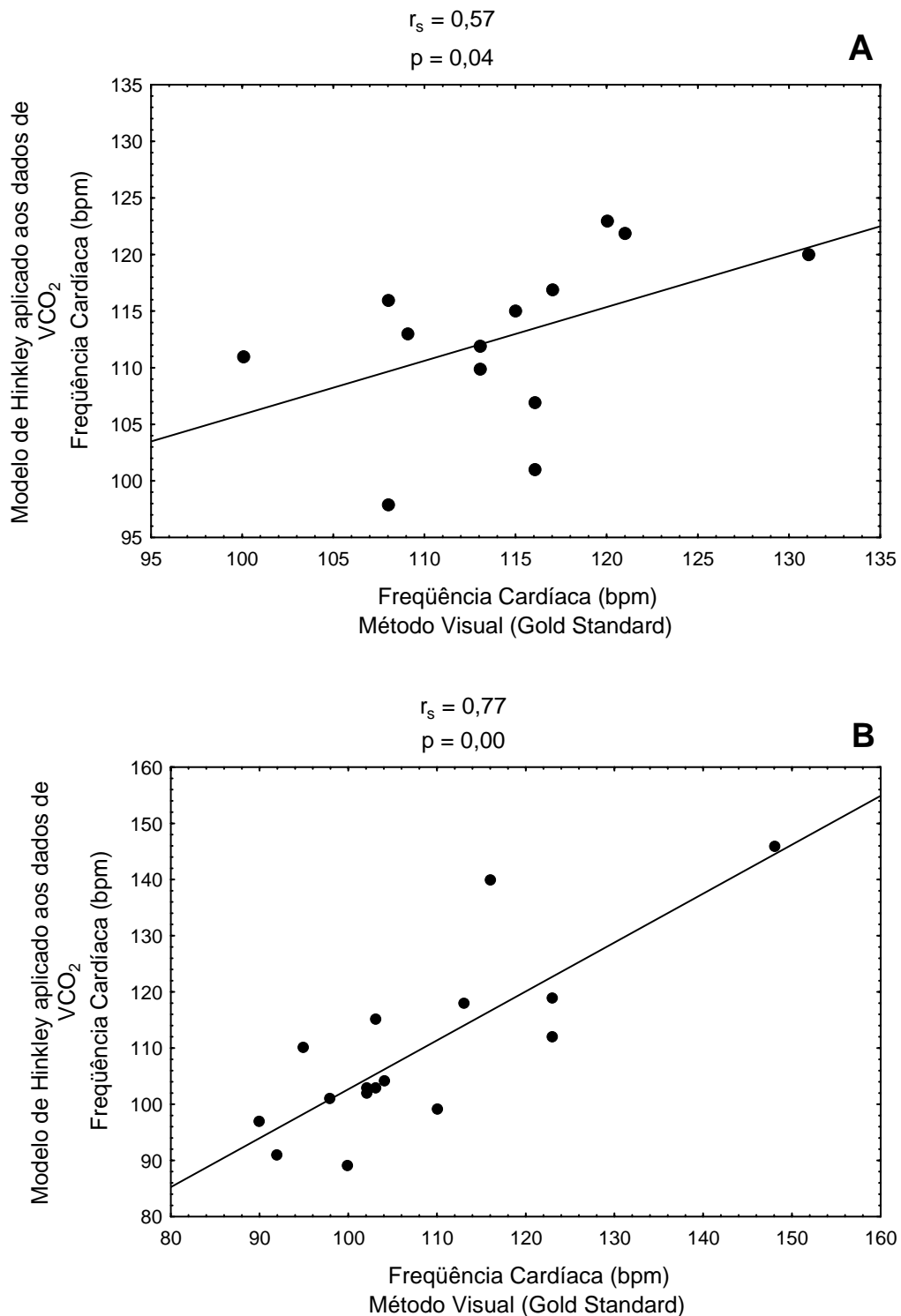


Figura 21. Correlação entre os valores de frequência cardíaca em bpm, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

4.4.3. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio relativo no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley

A figura 22 representa a análise de correlação realizada entre os valores de consumo de oxigênio relativo, em mL/kg/min, no LA determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de FC, durante o teste incremental. Os resultados de correlação dos valores de consumo de oxigênio relativo no LA entre essas metodologias foram de $r_s = 0,61$ ($p < 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,76$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa. Para a correlação do MV e do Hinkley- $\dot{V}CO_2$ (Figura 23) os valores da análise de correlação foram de $r_s = 0,48$ ($p > 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,88$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa.

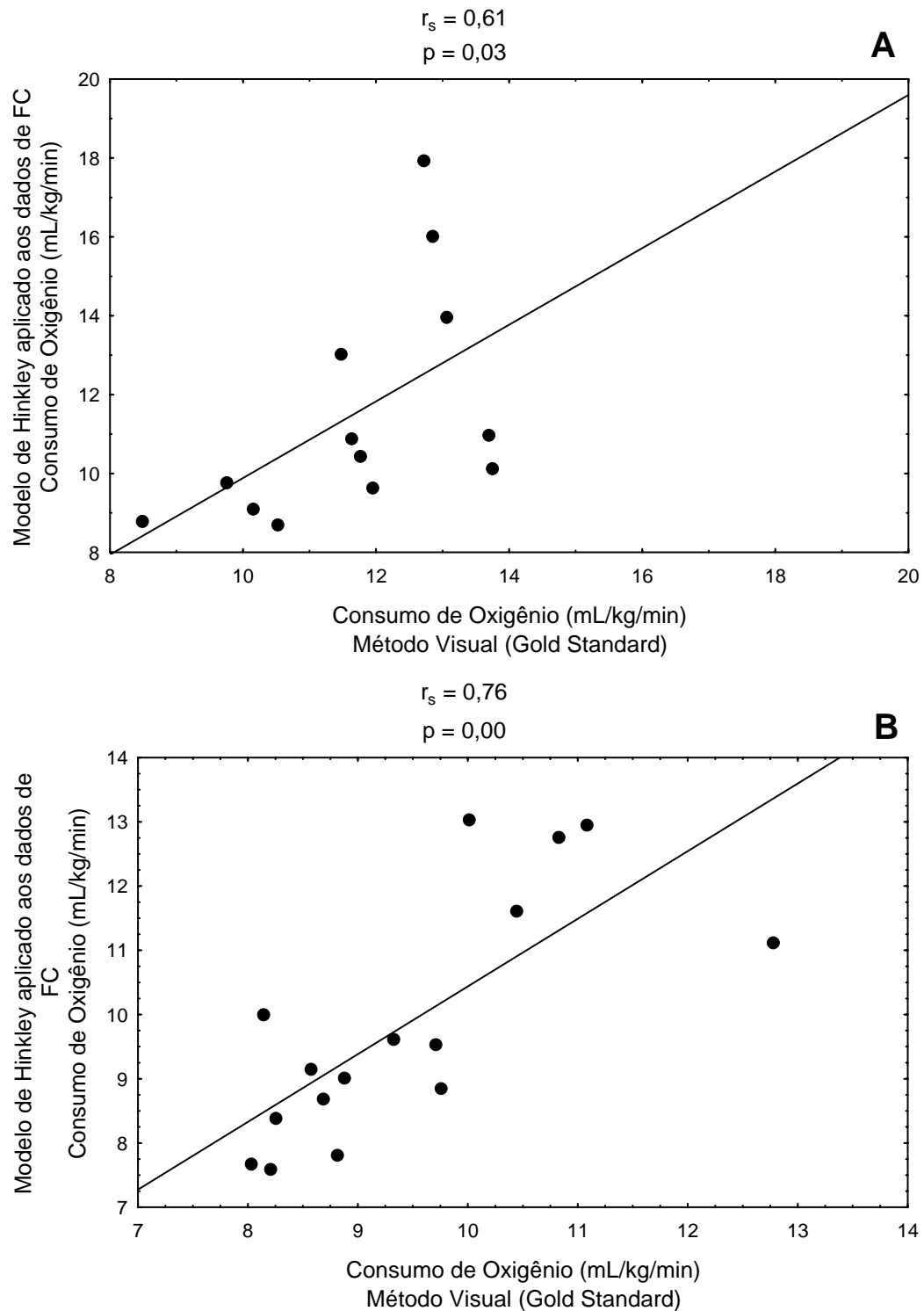


Figura 22. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio em mL/kg/min, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

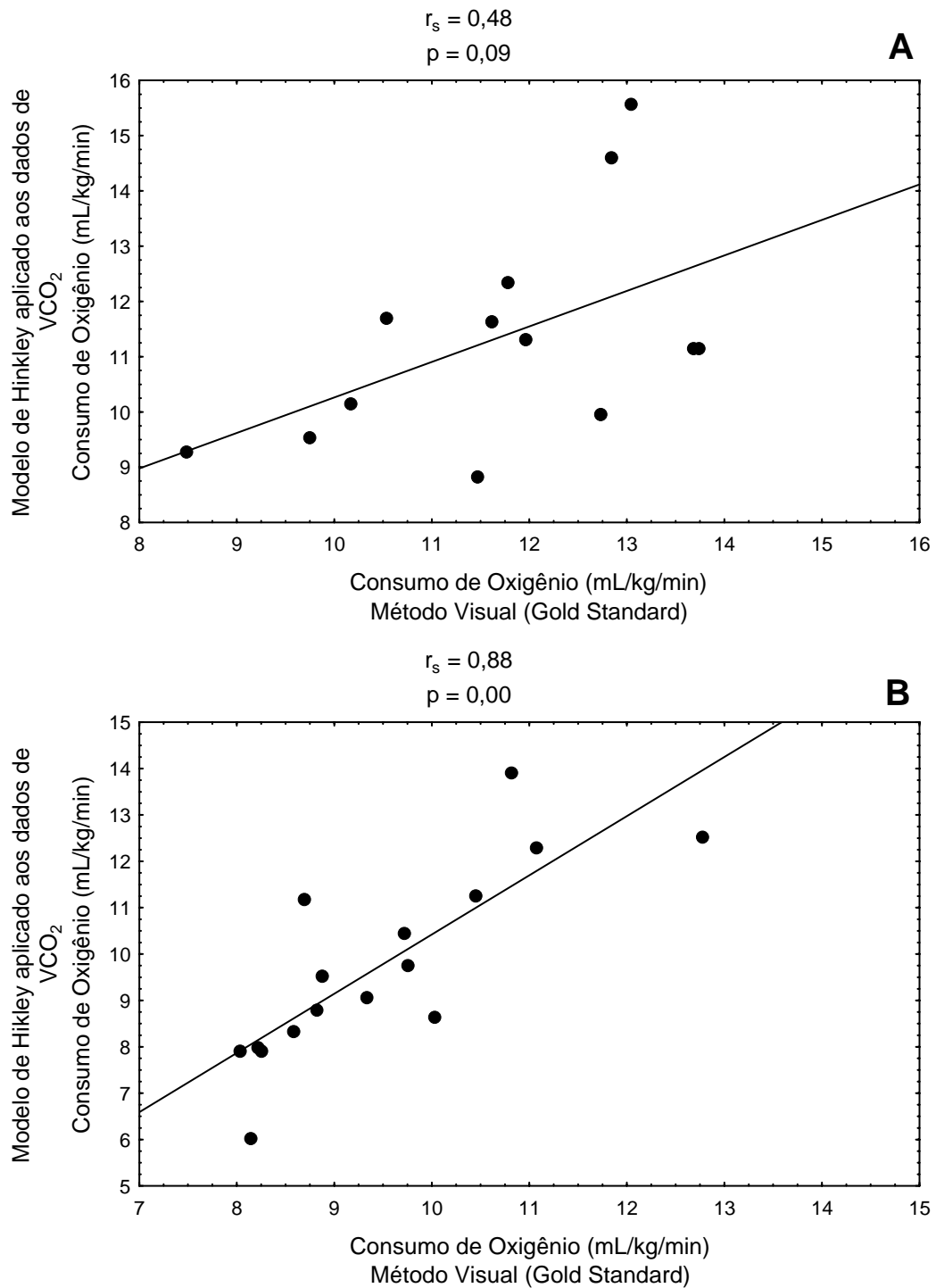


Figura 23. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio em mL/kg/min, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

4.4.4. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio absoluto no limiar de anaerbiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley

A figura 24 representa a análise de correlação realizada entre os valores de consumo de oxigênio absoluto, em mL/min, no LA determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de FC, durante o teste incremental. Os resultados de correlação dos valores de consumo de oxigênio absoluto no LA entre essas metodologias foram de $r_s = 0,57$ ($p < 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,52$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa. Para a correlação do MV e do Hinkley- $\dot{V}CO_2$ (Figura 25) os valores da análise de correlação foram de $r_s = 0,66$ ($p < 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,60$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa.

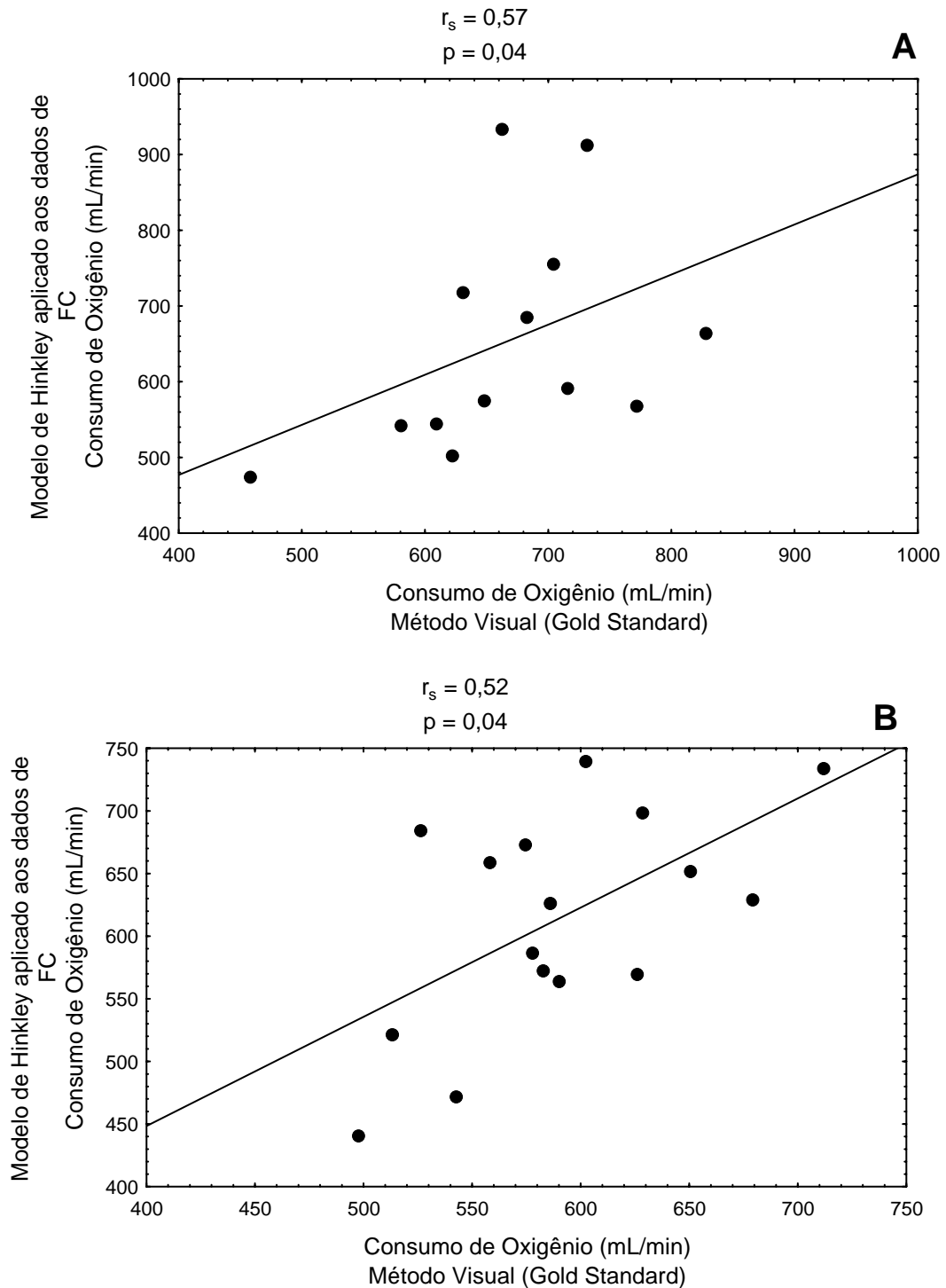


Figura 24. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio em mL/min, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

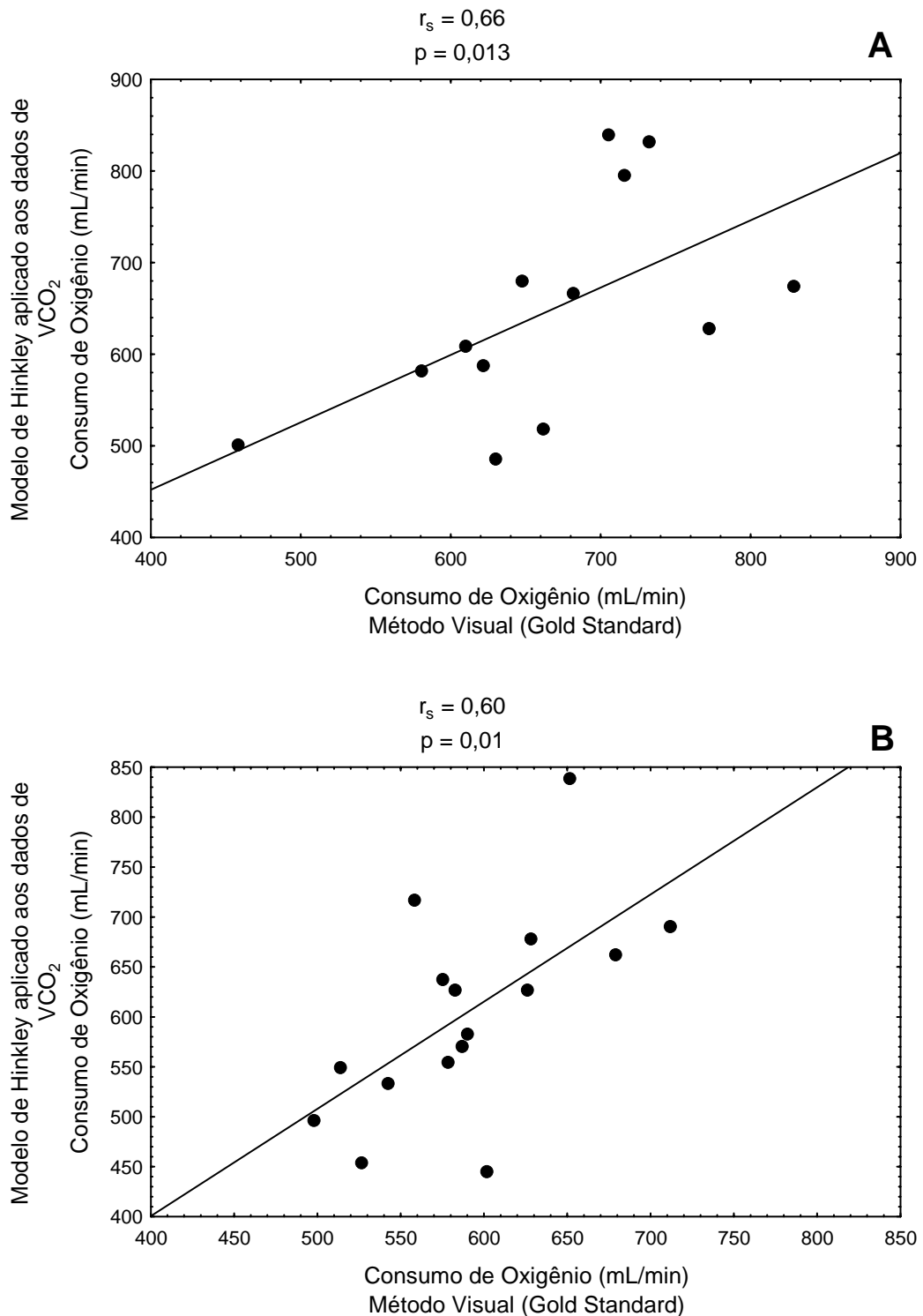


Figura 25. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio em mL/min, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

4.4.5. Correlação entre os valores de produção de dióxido de carbono no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley

A figura 26 representa a análise de correlação realizada entre os valores de produção de dióxido de carbono, em mL/min, no LA determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de FC, durante o teste incremental. Os resultados de correlação dos valores de produção de dióxido de carbono no LA entre essas metodologias foram de $r_s = 0,33$ ($p > 0,05$) para o grupo de jovens e para o grupo pós-menopausa. Para a correlação do MV e do Hinkley- $\dot{V}CO_2$ (Figura 27) os valores da análise de correlação foram de $r_s = 0,47$ ($p > 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,76$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa.

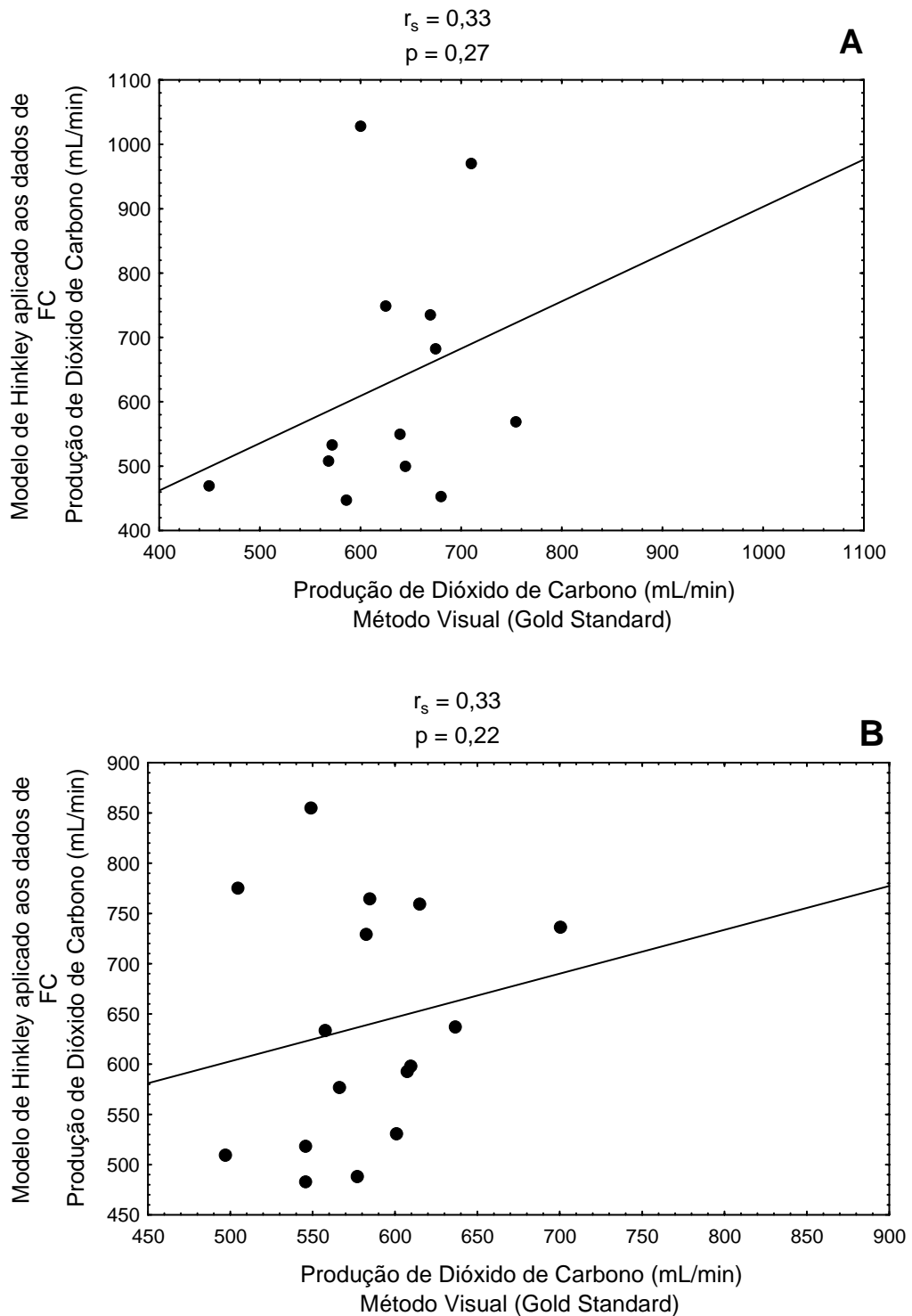


Figura 26. Correlação entre os valores de produção de dióxido de carbono em mL/min, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

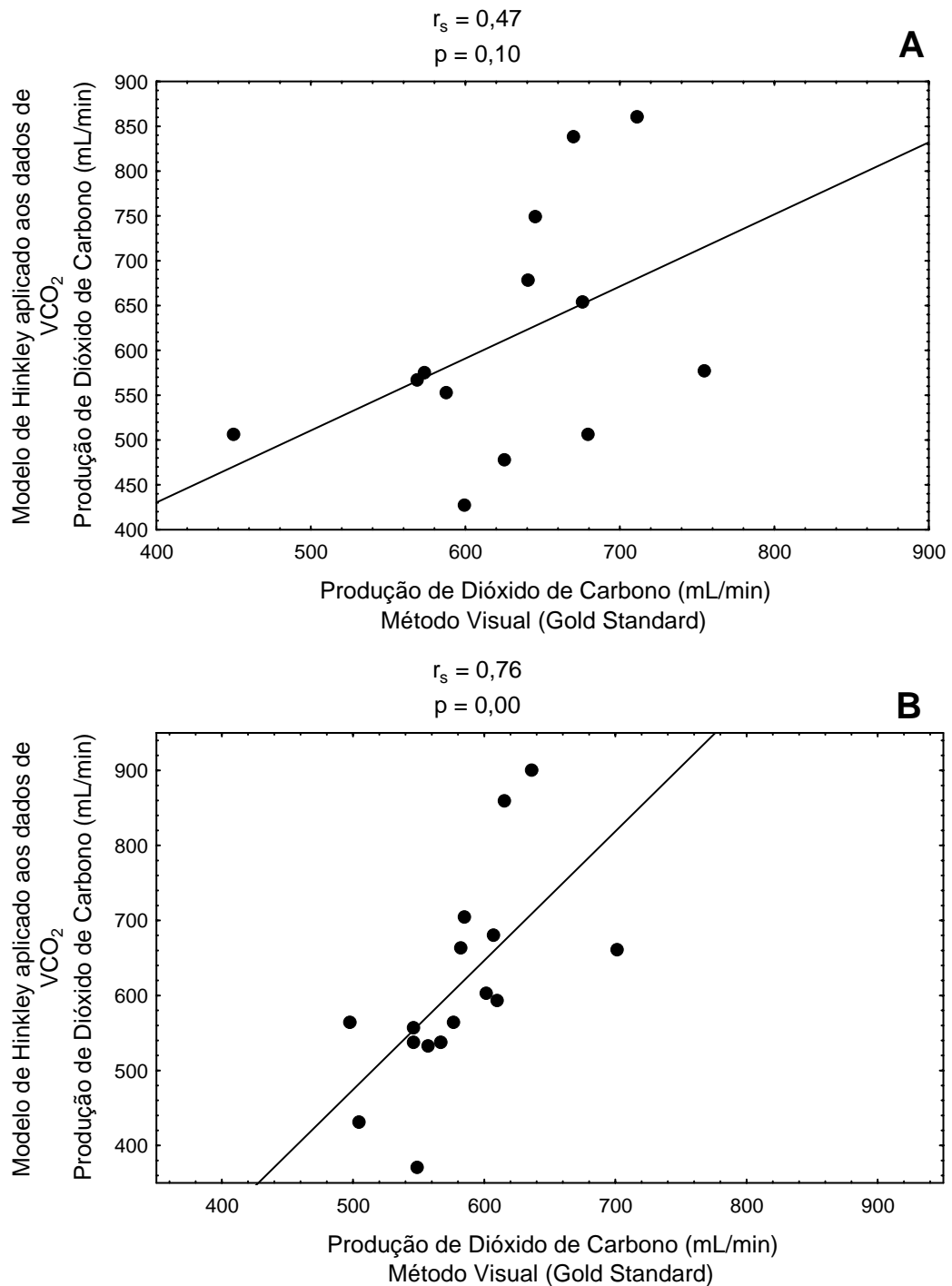


Figura 27. Correlação entre os valores de produção de dióxido de carbono em mL/min, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

4.4.6. Correlação entre os valores de ventilação no limiar de anaerbiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley

A figura 28 representa a análise de correlação realizada entre os valores de ventilação pulmonar, em L/min, no LA determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de FC, durante o teste incremental. Os resultados de correlação dos valores de ventilação pulmonar no LA entre essas metodologias foram de $r_s = 0,39$ ($p > 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,65$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa. Para a correlação do MV e do Hinkley- $\dot{V}CO_2$ (Figura 29) os valores da análise de correlação foram de $r_s = 0,46$ ($p > 0,05$) para o grupo de jovens e $r_s = 0,80$ ($p < 0,05$) para o grupo pós-menopausa.

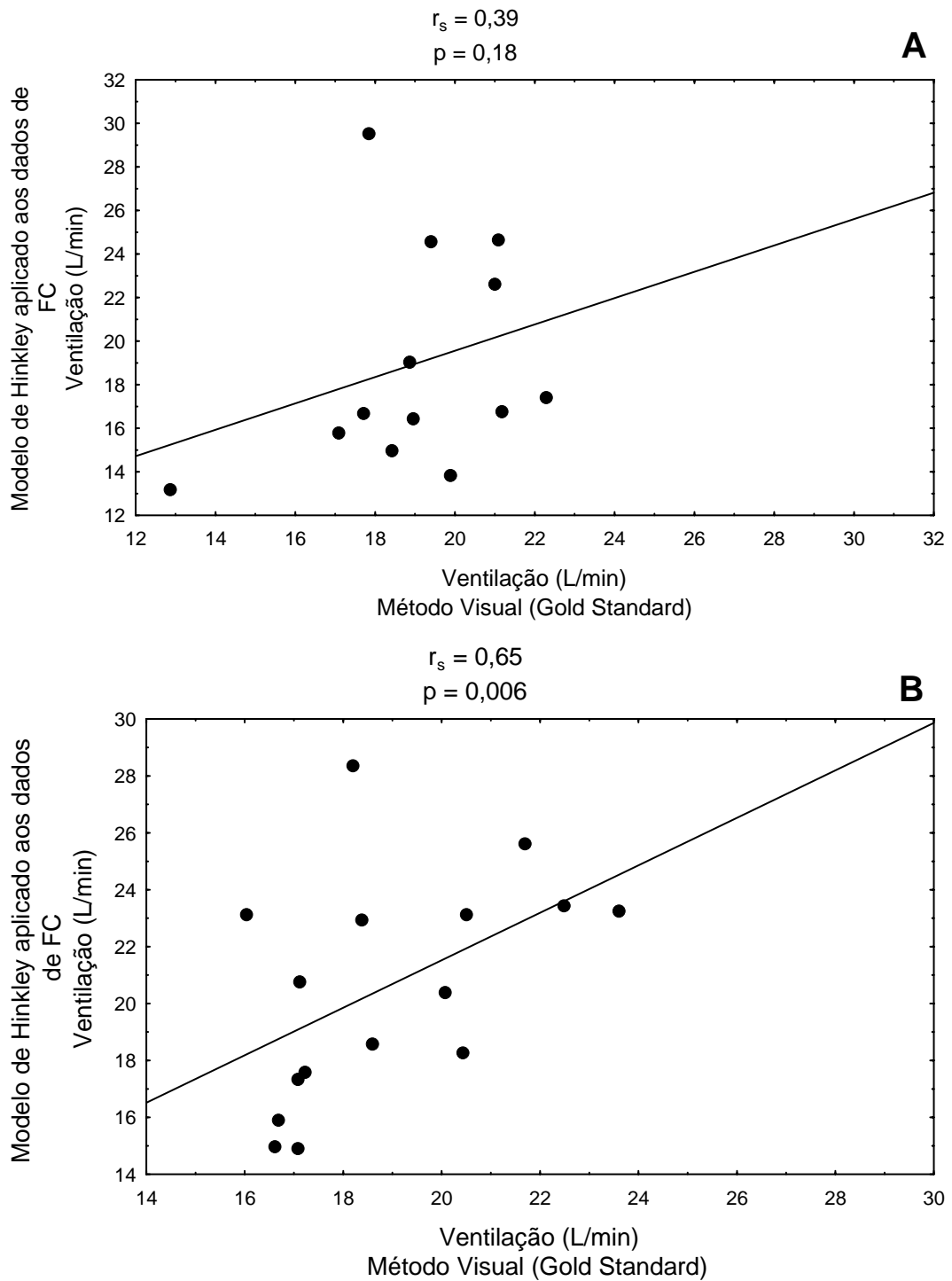


Figura 28. Correlação entre os valores de Ventilação em L/min, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

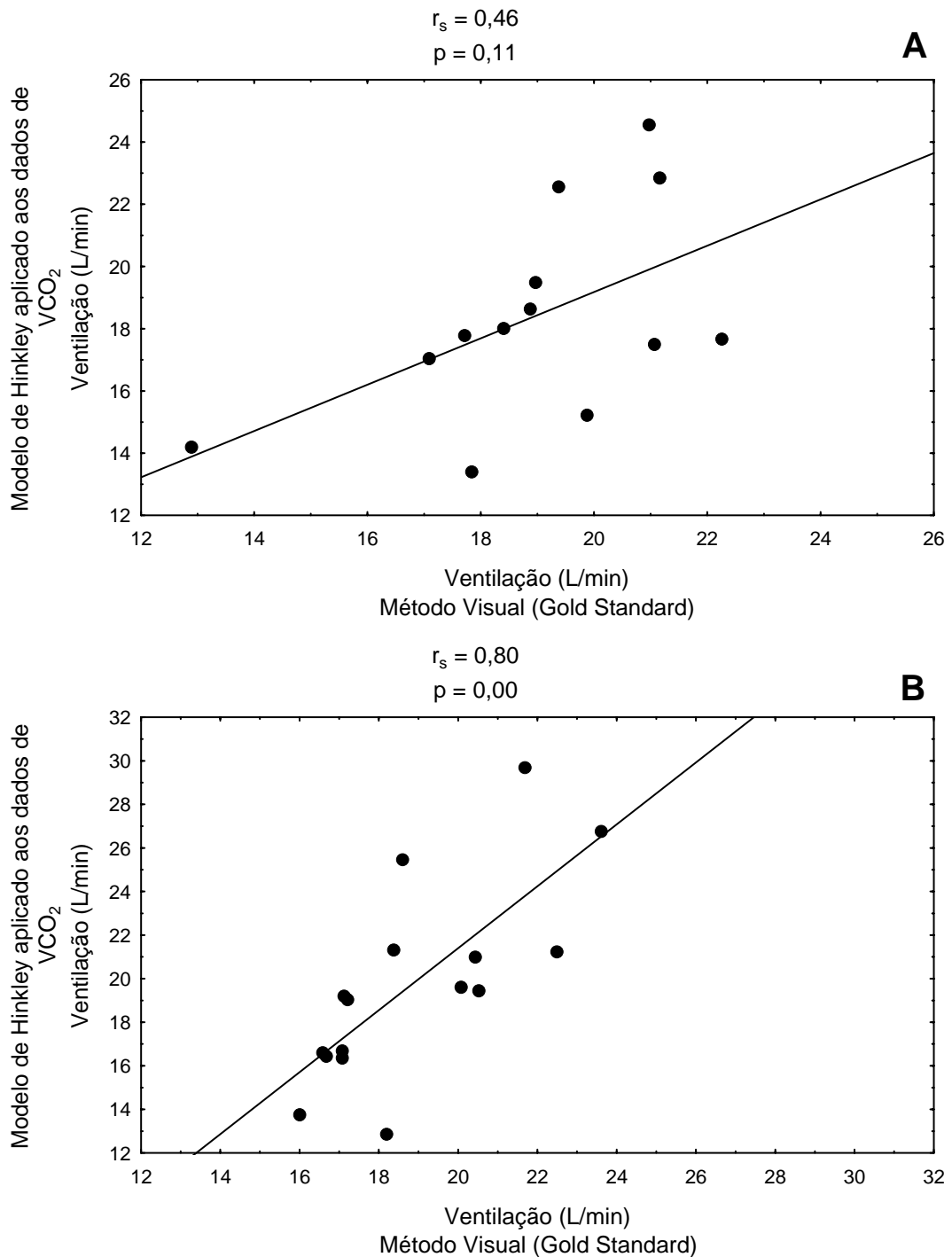


Figura 29. Correlação entre os valores de ventilação em L/min, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas (padrão ouro) e pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de produção de dióxido de carbono, no grupo jovem (A) e no grupo pós-menopausa (B). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

5. DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

As respostas cardiorrespiratórias e musculares, frente a um exercício físico, são influenciadas por diversos fatores como a idade, sexo, características antropométricas, nível de atividade física, ciclo circadiano, fatores ambientais, entre outros (Gallo Jr et al., 1995; Wasserman et al., 1999; Neder & Nery, 2003; Sabapathy et al., 2004). No entanto, fez-se necessário o controle e a padronização destes fatores para o desenvolvimento desta pesquisa.

As voluntárias neste estudo apresentaram características antropométricas semelhantes, bem como a faixa etária e nível de condicionamento físico, tanto no grupo de mulheres jovens como no grupo de mulheres na pós-menopausa (Tabela I). A idade, massa corporal, estatura e IMC em média e desvio padrão do grupo jovem foi de $24 \pm 2,63$ anos, $57 \pm 6,02$ kg, $163 \pm 0,06$ cm e $21,61 \pm 2,55$ kg/m², respectivamente; e para o grupo de mulheres na pós-menopausa esses valores foram de $57 \pm 4,79$ anos, $62 \pm 9,91$ kg, $157 \pm 0,05$ cm e $25,10 \pm 3,67$ kg/m², respectivamente.

Em relação ao IMC, os valores obtidos pelo grupo de meia-idade, apesar de estarem dentro da faixa de normalidade, foram maiores quando comparados com as jovens. Este achado está dentro do esperado, pois o processo fisiológico de envelhecimento promove modificações na composição corporal, com a diminuição da massa magra e conseqüente aumento da porcentagem de gordura e massa corporal (Toth et al., 1994; Paterson et al., 1999).

Os exames laboratoriais (Tabela II do apêndice 4) apresentaram valores dentro da normalidade e o eletrocardiograma de repouso e durante o teste

ergométrico clínico não apresentaram anormalidades, indicando uma boa condição do sistema cardiovascular para a participação das voluntárias no estudo.

As variáveis cardiovasculares obtidas durante o repouso e no teste ergométrico com o protocolo de Bruce estão dentro da faixa de normalidade descrita na literatura. A pressão arterial é um parâmetro primordial para a avaliação da resposta inotrópica do coração em relação ao exercício físico. Segundo as IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão (2002), os valores ideais da pressão arterial sistólica (PAS) é menor que 130 mmHg e pressão arterial diastólica (PAD) de repouso está em torno de 85 mmHg.

No presente estudo, na condição de repouso a mediana de PAS foi de 100 mmHg e a PAD 70 mmHg no grupo jovem, e para o grupo pós-menopausa o valor mediano de PAS foi de 120 mmHg e PAD 80 mmHg.

Com relação ao comportamento da pressão arterial durante um teste ergométrico, as II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia preconiza a interrupção do teste quando há um aumento da PAS de até 250 mmHg e PAD até 115 mmHg. As voluntárias do presente estudo obtiveram valores medianos de PAS e PAD dentro das respostas inotrópicas normais no pico do teste: 150/80 mmHg no grupo das jovens e 170/90 mmHg no grupo pós-menopausa.

A FC é uma variável que reflete a resposta cronotrópica do sistema cardiovascular frente a um exercício físico. Wilmore & Costill (2002) referem valores de FC de repouso entre 60 e 80 bpm. Na condição de repouso os valores FC obtidos em mediana foram de 81 bpm e 79 bpm para o grupo jovem e pós-menopausa, respectivamente. No grupo de jovens o valor da FC de repouso encontra-se ligeiramente maior do que o valor superior da faixa de referência, este fato pode estar relacionado tanto ao sedentarismo que eleva os índices de FC de repouso,

quanto à ansiedade pré-teste de algumas voluntárias. Este valor não reflete a presença de patologia deste grupo, tendo em vista a resposta cronotrópica normal observada durante o teste ergométrico.

No pico do teste ergométrico, a FC pico mediana no grupo jovem (187 bpm) e no grupo pós-menopausa (149 bpm) foram inferiores aos valores estimados para o sexo e a idade, sendo o valor mediano de FC estimado em 197 bpm no grupo jovem e 165 bpm para o grupo pós-menopausa, sugerindo o padrão de vida sedentário das voluntárias estudadas.

A FC pico obtida pelo grupo jovem foi significativamente superior quando comparada com o grupo pós-menopausa, o que está de acordo com a literatura que refere uma redução substancial da resposta alcançada da FC no pico do exercício físico, fato este diretamente relacionado com o processo fisiológico de envelhecimento (Lakatta & Levy, 2003a; Neder & Nery, 2003). O mesmo acontece com a velocidade e a inclinação maiores obtidas no teste ergométrico das jovens (4,6 mph e 17% de inclinação) em relação às mulheres na pós-menopausa desta pesquisa (3,4 mph e 14% de inclinação).

Em relação aos valores dos parâmetros cardiorrespiratórios obtidos durante o teste de exercício físico dinâmico incremental, o consumo de oxigênio é um índice objetivo que melhor caracteriza a aptidão física dos indivíduos na condição de exercício físico. Os valores de $\dot{V}O_2$ obtidos no pico do teste incremental do grupo jovem (23,24 mL/kg/min) e no grupo pós-menopausa (13,91 mL/kg/min) determina uma capacidade funcional aeróbia “muito fraca” segundo a classificação da “American Heart Association” (1972). A observação desses valores assegurava a participação de voluntárias com padrão de vida sedentário.

Devido às suas particularidades, o teste incremental em rampa foi escolhido para o desenvolvimento desta pesquisa com o propósito de determinar o LA e estimar a capacidade física das voluntárias. O interesse na determinação deste importante parâmetro fisiológico vem crescendo a cada década e atualmente, o LA tem sido utilizado tanto em centros de pesquisa, em clínicas médicas e centros desportivos, como em diferentes populações e faixas etárias (Svendal & Macintosh, 2003). Wasserman et al. (1964) estudaram pacientes portadores de diversas doenças cardíacas e identificaram o LA em níveis mais baixos em relação aos indivíduos normais.

O protocolo de teste de exercício físico incremental do tipo rampa emprega incrementos de carga aplicados individualmente, o que permite uma mensuração mais acurada da capacidade funcional e uma melhor visualização da cinética das variáveis cardiorrespiratórias para a determinação do LA. Os incrementos de potência variaram de 10 a 15 W/min e foram obtidos pela fórmula proposta por Wasserman et al. (1999) que leva em consideração o peso e a idade. Os valores de incrementos obtidos para cada voluntária foram adequados para a capacidade física e para a cinética das respostas cardiorrespiratórias apresentadas no teste. Por esta fórmula, o tempo de duração da fase ascendente do teste é preconizada entre 8 e 12 minutos (Wasserman et al., 1990), o que ocorreu nos testes de todas as voluntárias estudadas, possibilitando a determinação do LA.

Na literatura encontramos diversas pesquisas com o interesse em difundir e aprimorar diferentes metodologias para a determinação do LA, e assim caracterizar a capacidade aeróbia dos indivíduos, além de prescrever programas de treinamento físico adequado e também com o interesse no diagnóstico de determinadas patologias (Wasserman et al., 1999). Dessa forma, com base nos mecanismos

fisiológicos desencadeados durante a realização de um exercício físico, diversas técnicas foram propostas e desenvolvidas ao longo das últimas décadas.

As metodologias invasivas, como a dosagem de lactato sanguínea pode ser coletada por cateteres em veias (Stamford et al., 1981; Caiozzo et al., 1982), em artérias (Wasserman et al., 1999) ou por meio de amostras obtidas das digitas dos dedos (Belcastro & Bonen, 1975) ou do lóbulo da orelha (Bunc et al., 1995). Estes métodos de determinação do LA pela dosagem sanguínea devem-se ao acúmulo progressivo de lactato sanguíneo no decorrer do exercício físico pelo desequilíbrio entre a capacidade metabólica glicolítica e oxidativa, sendo esta incapaz de metabolizar o piruvato na mesma velocidade com que este é produzido pelo metabolismo glicolítico (Karlsson & Jacobs, 1982; Negrão & Barretto, 2005).

Brooks (1985) definiu o limiar de lactato como a sobrecarga de trabalho em que existia um aumento abrupto, desproporcionalmente alto e não-linear na concentração do lactato sanguíneo. Davis (1985) definiu esse limiar como a sobrecarga de trabalho que precede imediatamente um aumento progressivo na concentração de lactato. No entanto, alguns autores defendem a não-existência do limiar de lactato, devido a resposta curvilínea da concentração de lactato no decorrer do exercício físico incremental (Yeh et al., 1983). Outros autores referem que a concentração de lactato sanguínea nem sempre reflete a concentração de lactato muscular, pois mesmo em intensidades baixas de exercício físico há produção precoce de lactato (Hermansen et al., 1977). Para a determinação do LA pela concentração de lactato, as amostras sanguíneas devem ser colhidas em tempos pré-determinados, o que pode causar muitos desconfortos e ansiedade aos voluntários, e este fato pode influenciar nas respostas cardiorrespiratórias (Gallo Jr et al., 1995).

Burke et al. (1994) estudaram um grupo de mulheres jovens em um teste de exercício dinâmico incremental e analisaram a concentração de lactato sanguínea e os gases expirados. O limiar de lactato foi determinado pelo duplo logaritmo de Beaver et al. (1985), e o limiar de anaerobiose ventilatório foi identificado pelo método que leva em consideração a relação da produção de dióxido de carbono e o consumo de oxigênio ($\dot{V}CO_2 \setminus \dot{V}O_2$), também chamado de *V-slope*. Estes pesquisadores concluíram que o limiar ventilatório é significativamente mais baixo que o limiar de lactato.

Mateika & Duffin (1994) também compararam o limiar de lactato, limiar ventilatório e introduziram o limiar por eletromiografia em protocolo incremental. Estes autores concluíram que o limiar ventilatório e por eletromiografia são similares e correspondem-se significativamente, sendo ambos mais baixos quando comparado com o limiar de lactato. Estes achados podem estar relacionados as diferentes concentrações de lactato muscular em relação às concentrações das regiões em que foram colhidas as amostras de sangue (Hermansen et al., 1977).

O desenvolvimento de métodos não-invasivos torna-se necessária e vem despertando muitos interesses, principalmente no que diz respeito às interações do sistema cardiorrespiratório frente ao exercício físico.

Durante o exercício físico, na fase inicial, cerca de 10 a 20 segundos iniciais, a ventilação pulmonar aumenta abruptamente devido aos estímulos neurogênicos provenientes do córtex motor e também em resposta para o centro respiratório bulbar, que perdura por todo o período de tempo de execução do exercício físico (Negrão & Barreto, 2005). O mesmo comportamento é observado com a FC, que nesta fase inicial do exercício apresenta um aumento acentuado devido à retirada vagal sobre o nódulo sinusal, refletindo a necessidade de elevação do débito

cardíaco e do $\dot{V}O_2$ para suprir as demandas metabólicas iniciais (Gallo Jr et al., 1995; Chacon-Mikahil et al., 1998; Catai, 1999; Marães, 2004).

Numa segunda fase, a ventilação pulmonar apresenta aumentos proporcionais ao incremento de carga de trabalho, e os quimiorreceptores centrais e periféricos são responsáveis pelo ajuste fino da resposta ventilatória. Nesta fase a FC tem os seus valores decrescidos provavelmente devido à retomada vagal, seguido por uma elevação lenta e linear em um teste incremental pela predominância do sistema nervoso simpático sobre a modulação da FC (Alonso et al., 1998; Silva, 2002).

A partir de um determinado momento do exercício físico, as alterações metabólicas decorrentes do acúmulo de lactato, resultam em ajustes cardiorrespiratórios pelos centros cardiovascular e respiratório, para a manutenção e continuidade da execução do exercício físico (Gallo Jr et al., 1995; Chacon-Mikahil et al., 1998; Wasserman et al., 1999). Neste momento a FC começa a apresentar um aumento desproporcional ao aumento linear de potência aplicada em um teste incremental (Conconi et al., 1982; Hofmann et al., 1994; Bunc et al., 1995; Kara et al., 1996). O mesmo comportamento é observado nas respostas da $\dot{V}E$ e da $\dot{V}CO_2$ (Wasserman et al., 1999; Crescêncio, 2002; Sakabe, 2004; Marães, 2004) que apresentam aumento acentuado em relação ao aumento linear e proporcional à carga de trabalho observados na segunda fase do exercício físico.

Esta passagem do comportamento de aumento linear e proporcional das respostas da FC, $\dot{V}E$, e $\dot{V}CO_2$ para uma elevação acentuada e desproporcional aos incrementos de potência está relacionado com o momento de transição do predomínio do metabolismo aeróbio para o predomínio do metabolismo anaeróbio, ou seja, próximo ao LA. No presente estudo, este ponto de aumento acentuado da

FC, $\dot{V}E$, e $\dot{V}CO_2$, em relação ao aumento linear de potência, foram observadas em todos os testes incrementais das voluntárias estudadas.

Muitas metodologias não-invasivas foram propostas para a determinação deste importante parâmetro fisiológico que avalia a capacidade funcional dos indivíduos, utilizando tanto a resposta da FC, como também as respostas das variáveis ventilatórias e metabólicas durante teste de exercício físico incremental.

A mudança do metabolismo celular sinalizada pela resposta da FC foi estudada por Conconi et al. (1982), representando um estudo pioneiro para a determinação do LA a partir das respostas da FC, que é uma variável de fácil captação e que necessita de aparelhos de baixo custo e estão presentes na maioria dos laboratórios de pesquisa, clínicas e centros desportivos. Este estudo pioneiro despertou muitos interesses na pesquisa, e hoje encontramos na literatura muitos estudos aprimorando as metodologias de detecção do ponto de deflexão da resposta da FC como forma de determinar o LA (Ribeiro et al., 1982; Hofmann et al., 1994; Bunc et al., 1995; Kara et al., 1996).

Ribeiro et al. (1985) propuseram que o aumento não linear da resposta da FC em relação ao aumento da potência em um teste de exercício físico progressivo incremental coincide com o ponto de compensação respiratória e não com o limiar de anaerobiose, como observado por Conconi. Por este método, os autores não conseguiram determinar o ponto de deflexão de 8 voluntários dos 16 homens jovens ativos estudados, ou seja, os 8 voluntários não alcançaram o PCR.

Kara et al. (1996) determinaram o LA de 32 homens jovens e sedentários em um teste de exercício físico incremental pela análise da resposta da FC, monitorada por um cardio-frequencímetro em intervalos de 5 segundos. Estes autores utilizaram o método linear convencional de Conconi e compararam este método com o método

de regressão curvilínea de terceira ordem (método Dmax). O método Dmax analisa os dados da FC em função do tempo, sendo o valor inicial e o valor final da curva da FC conectados por uma linha reta, o ponto mais distante da linha em relação à curva é considerado como o ponto de deflexão da FC. Estes autores relataram que não foi possível determinar o ponto de deflexão da FC em 9 voluntários estudados, sendo excluídos do estudo, enquanto pelo método Dmax foi possível determinar este ponto em todos os voluntários. Não foi observada diferença significativa entre as metodologias estudadas no estudo de Kara et al. (1996).

Hofmann et al. (1994) estudaram o LA pelo ponto de quebra da linearidade da FC em relação à potência e comparou os valores obtidos desta análise com o LA obtido pela dosagem de lactato sanguínea, em torno de 4 mmol/L. Neste estudo os pesquisadores não encontraram diferença significativa entre as duas metodologias de determinação do LA utilizadas. Bunc et al. (1995) utilizaram um algoritmo de regressão linear para determinar o ponto de quebra da linearidade da FC e observaram que o LA pela FC era similar significativamente ao limiar ventilatório e limiar eletromiográfico. Estes autores sugerem que a FC pode ser utilizada como uma metodologia para a determinação do LA em indivíduos sedentários.

No presente estudo, os valores das variáveis potência, FC, $\dot{V}O_2$ relativo e absoluto, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ obtidas no LA pelo modelo matemático, quando aplicado aos dados de FC, foram similares quando comparados ao método visual, tanto no grupo jovem quanto no grupo pós-menopausa. Na análise de correlação, foram obtidos valores não significativos ou correlação baixa no grupo jovem, e correlações significativas para o grupo pós-menopausa, exceto para as variáveis potência e $\dot{V}CO_2$, que não apresentaram correlação significativa. Estes achados podem estar

relacionados a uma maior taxa de variação das variáveis estudadas em indivíduos jovens em relação aos de meia-idade.

Com os avanços tecnológicos a análise das respostas das variáveis cardiorrespiratórias e metabólicas se difundiram como um meio não-invasivo de identificação do momento do LA. O método de análise das variáveis ventilatórias e metabólicas é atualmente o método mais difundido no meio científico (Wasserman & McIlroy, 1964; Caiozzo et al., 1982; Beaver et al., 1986; Mateika & Duffin, 1994; Bunc et al., 1995; Chicarro et al., 1997; Zoladz et al., 1998; Zoladz et al., 1999; Prioux et al., 2000; Crescêncio et al., 2003; Sakabe et al., 2004; Marães, 2004; Pessotti, 2005).

No estudo de Caiozzo et al. (1982) o LA foi determinado pelas variáveis $\dot{V}E$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ captadas a cada 30 segundos, e também pela concentração de lactato sanguíneo coletado durante o teste em cicloergômetro com incrementos de 20 W/min. Estes autores encontraram correlação significativa entre o valor do LA determinado pelas metodologias estudadas.

Zoladz et al. (1999) estudaram 22 homens jovens saudáveis e determinaram o LA pela técnica de recursão de resíduos para detectar o ponto de mudança da $\dot{V}CO_2$ e comparou o valor obtido com o LA determinado pela dosagem da concentração sanguínea de lactato. Os resultados deste estudo mostraram que a potência obtida com o ponto de mudança da $\dot{V}CO_2$ (134 ± 42 W) e do lactato (128 ± 30 W) foram similares.

A avaliação da tolerância ao exercício físico na base de mudanças nas variáveis ventilatórias durante teste incremental em rampa tem atraído a atenção de muitos pesquisadores. São relatados na literatura muitos estudos objetivando o desenvolvimento de novos métodos para a determinação do LA a partir da análise

da resposta das variáveis ventilatórias e metabólicas. Nas últimas décadas encontramos muitas pesquisas envolvendo modelos matemáticos como forma objetiva e sistemática para a detecção do padrão de mudança de resposta das variáveis ventilatórias e metabólicas como forma sistemática de determinação do LA (Orr et al., 1982; Zoladz et al., 1998; Zoladz et al., 1999; Crescêncio, 2002; Crescêncio et al., 2003; Sakabe et al., 2004; Sakabe, 2004; Marães, 2004; Pessotti, 2005), e também pelas respostas da FC (Conconi et al., 1982; Hofmann et al., 1994; Bunc et al., 1995; Sakabe, 2004; Marães, 2004).

O desenvolvimento de um modelo matemático para a determinação do LA foi objetivo do presente estudo, utilizando tanto as variáveis ventilatórias e metabólicas, como pela FC. O modelo desenvolvido neste estudo foi o modelo matemático de regressão linear bi-segmentado a partir do algoritmo de Hinkley, aplicado aos dados de FC e aos dados da $\dot{V}CO_2$, pois estas duas variáveis apresentam ponto de quebra com aumento acentuado em resposta à elevação progressiva de potência em teste incremental do tipo rampa, e este ponto está relacionado com o momento do limiar de anaerobiose.

Na presente investigação, a partir do modelo matemático em questão, foram estudadas as variáveis ventilatórias e metabólicas frente ao exercício incremental, bem documentado e consagrado na literatura (Wasserman & McIlroy, 1964; Beaver et al., 1986; Wasserman et al., 1999; Crescêncio, 2002; Crescêncio et al., 2003; Sakabe et al., 2004; Sakabe, 2004; Marães, 2004; Pessotti, 2005). O modelo matemático de regressão linear bi-segmentado também foi aplicado aos dados de FC, por ser uma variável de fácil captação e que necessita de equipamentos de baixo custo e de prático manuseio.

O modelo matemático utilizado no presente estudo para a determinação do LA foi comparado com os valores de LA determinados pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas que foi considerado como padrão-ouro, por analisar as mesmas variáveis do método V-Slope (Wasserman & McIlroy, 1964), bem documentado e consagrado na literatura, que determina o LA pela relação da resposta do $\dot{V}O_2$ e da $\dot{V}CO_2$. O método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas analisa a cinética das respostas do $\dot{V}O_2$ em relação aos dados da $\dot{V}CO_2$ em função do tempo, com o aumento progressivo da potência em um teste dinâmico incremental. Este método é aplicado pela observação visual dos gráficos de resposta do $\dot{V}O_2$ em relação aos dados da $\dot{V}CO_2$ na tela do computador, realizada por 3 observadores independentes e envolvidos com o estudo de fisiologia do exercício, previamente treinados em nosso laboratório de pesquisa. No presente estudo não houve discrepâncias na identificação do LA por este método pelos 3 observadores, e foi obtida uma média dessas observações para cada voluntária estudada.

Apesar de bem consagrado na literatura, o método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas é um método subjetivo de detecção do LA e está na dependência da percepção e cognição humana (Orr et al., 1982; Yeh et al., 1983; Sakabe, 2004; Marães, 2004). No entanto o desenvolvimento e aprimoramento de técnicas objetivas e automáticas para a detecção deste parâmetro fisiológico é de grande importância, uma vez que este índice é útil para a avaliação da capacidade funcional de diferentes populações, e também para a prescrição adequada de treinamento físico, evitando o “*overtraining*”.

Na literatura são encontrados vários estudos com modelos matemáticos, como no estudo de Orr et al. (1982) que estudaram 23 homens e 14 mulheres jovens universitários e saudáveis em teste em cicloergômetro com incrementos de 15

W/min para homens e 12 W/min para mulheres. O LA foi determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas e correlacionados com o LA obtido pelo modelo matemático de regressão linear multi-segmentado ($r = 0,94$) para os dados de $\dot{V}E$ em relação ao $\dot{V}O_2$. Estes autores sugeriram que a aplicação do modelo matemático computadorizado para a determinação do LA foi eficiente e similar ao método visual.

Soler et al. (1989) estudaram 4 homens jovens e saudáveis e correlacionaram o valor obtido do LA pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas com o modelo estatístico de regressão linear-linear e regressão linear-quadrático. Estes autores, após excluírem “outliers”, observaram correlação significativa do método visual com o modelo estatístico estudado. Crescêncio et al. (2003) também estudaram o modelo estatístico linear-linear e linear-quadrático em homens saudáveis de ampla faixa etária e obtiveram correlação significativa apenas do modelo visual gráfico com o modelo estatístico linear-linear, porém, na análise comparativa entre estes métodos, o modelo estatístico linear-linear subestimou os valores de LA obtidos pelo método visual gráfico.

No presente estudo, a comparação dos valores de LA obtidos pelo método visual das variáveis ventilatórias e metabólicas com o modelo matemático de regressão linear bi-segmentado de Hinkley aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$, não mostraram diferenças significativas tanto no grupo jovem quanto no grupo pós-menopausa, quando analisados os dados de potência em W, FC em bpm, $\dot{V}O_2$ em mL/kg/min, $\dot{V}O_2$ em mL/min, $\dot{V}CO_2$ em mL/min e $\dot{V}E$ em L/min.

Com relação à análise de correlação, no presente estudo o método visual foi correlacionado com Hinkley – $\dot{V}CO_2$. No grupo jovem os valores de correlação mostraram-se fracos ou não significativos para as variáveis potência, FC, $\dot{V}O_2$

relativo, $\dot{V} O_2$ absoluto, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$. Já em relação ao grupo pós-menopausa foram obtidas correlações significantes entre as metodologias estudadas, exceto para a variável potência.

Dessa forma, nossos resultados mostraram que o modelo matemático de regressão linear bi-segmentado aplicado tanto aos dados de FC com aos dados de $\dot{V}CO_2$ adequaram-se melhor às voluntárias de meia idade, grupo pós-menopausa, em relação às jovens. Outros estudos em nosso laboratório com homens jovens (Marães, 2004) e de meia-idade (Sakabe, 2004) saudáveis, encontraram melhor adequação do modelo matemático de regressão linear bi-segmentado para os voluntários de meia-idade em relação aos jovens. Este fato pode estar relacionado a uma maior magnitude e variação das respostas das variáveis estudadas observadas em indivíduos jovens em relação aos de meia-idade e, conseqüentemente, menor adequação ao modelo matemático proposto neste estudo.

6. CONCLUSÃO

6. CONCLUSÃO

Com base no conjunto de dados analisados no presente estudo, podem-se chegar as seguintes conclusões:

1. O modelo matemático de regressão linear bi-segmentado mostrou-se sensível à mudança de comportamento das variáveis frequência cardíaca e produção de dióxido de carbono durante um teste de exercício físico dinâmico incremental, tanto no grupo jovem quanto no grupo pós-menopausa;

2. O modelo matemático estudado apresentou melhor adequação aos indivíduos de meia idade em relação aos jovens;

3. O LA pode ser determinado pelo modelo matemático de regressão linear bi-segmentado como forma de avaliação indireta, semi-automática e objetiva de mensuração do momento de mudanças fisiológicas que ocorrem no LA.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alonso DO, Forjaz CLM, Rezende LO, Braga AMFW, Barreto ACP, Negrão CE, et al. Comportamento da frequência cardíaca e de sua variabilidade durante diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia* 1998; 17(6): 787-792.

American Heart Association: *Exercise testing and training of apparently health individuals: A handbook for physicians* 1972; 15.

Anosov O, Patzak A, Kononovich Y, Persson PB. High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol* 2000; 83: 388-394.

Baldissera V. *Estudo da variabilidade do limiar de anaerobiose e frequência cardíaca de indivíduos sedentários e atletas durante exercício físico dinâmico em cicloergômetro, utilizando-se degraus e rampas corrigidas* [dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo; 1992.

Barros-Neto TL, Tebexreni AS, Tambeiro VL. Aplicações práticas da Ergometria no Atleta. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo* 2001; 11(3): 695-705.

Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. *J Appl Physiol* 1985; 59(6): 1936-1940.

Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol* 1986; 60(6): 2020-2027.

Belcastro AN, Bonen A. Lactic acid removal rates during controlled and uncontrolled recovery exercise. *J Appl Physiol* 1975; 39(6): 932-936.

Brooks GA. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17(1): 22-31.

Bunc V, Hofmann P, Leitner H, Gaisl G. Verification of the heart rate threshold. *Eur J Appl Physiol* 1995; 70: 263-269.

Burke J, Thaye R, Belcamino M. Comparison of effects of two interval training programmes on lactate and ventilatory thresholds. *J Sports Med* 1994; 28:

Caiozzo VJ, Davis JA, Ellis JF, Azus JL Vandargiff RA. A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. *J Appl Physiol* 1982; 53(5): 1184-1189.

CATAI, A. M. *Estudo da capacidade aeróbia e da variabilidade da frequência cardíaca em homens jovens e de meia-idade submetidos à treinamento físico aeróbio* [dissertação]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas; 1999.

Chacon-Mikahil MPT, Forti VAM, Catai AM, Szrajer JS, Golfetti R, Martins LEB, et al. Cardiorespiratory adaptations induced by aerobic training in middle-aged men: the importance of a decrease in sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia. *Braz J Med Biol Res* 1998; 31: 705-712.

Chicarro JL, Pérez M, Vaquero AF, Lucía A, Legido JC. Lactic threshold vs ventilatory threshold during a ramp test on a cycle ergometer. *J Sports Med Phys Fitness* 1997; 37: 117-121.

Conconi F, Ferrari M, Ziglio PG, Droghetti P, Codeca L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *J Appl Physiol* 1982; 52(4): 869-873.

Crescêncio JC. *Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório no exercício físico dinâmico em indivíduos saudáveis. Comparação entre métodos obtidos por análise visual e modelos matemáticos* [Dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo; 2002.

Crescêncio JC, Martins LEB, Murta Jr LO, Antloga CM, Kozuki RT, Santos MDB, et al. Measurement of anaerobic threshold during dynamic exercise in healthy subjects: Comparison among visual analysis and mathematical models. *Computers in Cardiology* 2003; 30: 801-804.

Davis JA. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17: 6-18.

Gallo Jr L, Maciel BC, Marin-Neto JA, Martins LEB, Lima-Filho EC, Golfetti R, Chacon MPT, Forti VAM. Control of heart rate during exercise in health and disease. *Braz J Med Biol Res* 1995; 28(11-12): 1179-1184.

Glass C, Knowlton RG, Sanjabi PB, Sullivan JJ. The effect of exercise induced glycogen depletion on the lactate, ventilatory and electromyographic thresholds. *J Sports Med Phys Fitness* 1997; 37: 32-40.

Green HJ, Hughson RL, Orr GW, Ranney DA. Anaerobic threshold, blood lactate and muscle metabolites in progressive exercise. *J Appl Physiol* 1983; 54: 1032-1038.

Hermansen L, Vaage O. Lactate disappearance and glycogen synthesis in human muscle after maximal exercise. *Am J Physiol* 1977; 233(5): E422-E429.

Hinkley DV. Inference about the intersection in two-phase regression. *Biometrika* 1969; 56(3): 495-504.

Hinkley DV. Inference in two-phase regression. *J Am Stat Association* 1971; 66(336): 736-743.

Hofmann P, Bunc V, Leitner H, Pokan R, Gaisl G. Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 1994; 69: 132-139.

II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico. *Arq Bras Cardiol* 2002; 78(supl II): 1-18.

IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão Arterial. *Rev Soc Bras Hipert* 2002; 5(4): 123-165.

Kara M, Gokbel H, Bedíz C, Ergene N, Uçok K, Uysal H. Determination of the heart rate deflection point by the Dmax method. *J Sports Med Fitness* 1996; 36: 31-34.

Karlsson J, Jacobs I. Onset blood lactate accumulation during muscular exercise as a threshold concept. *Int J Sports Med* 1982; 3(4): 190-201.

Lakatta EG, Levy D. Arterial and cardiac aging: Major shareholders in cardiovascular disease enterprises. Part I Aging arteries: A “set up” for vascular disease. *Circulation* 2003; 107: 139-146.

Marães VRFS, Teixeira LCA, Catai AM, Milan LA, Rojas FAR, Oliveira L, et al. Determinação e validação do limiar de anaerobiose a partir de métodos de análise de frequência cardíaca e de sua variabilidade. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo* 2003; 13(4): 1-16.

Marães VRFS. *Determinação do limiar de anaerobiose a partir da análise da frequência cardíaca, da eletromiografia e das variáveis ventilatórias e metabólicas durante exercício físico dinâmico* [dissertação]. São Carlos (SP): Universidade Federal de São Carlos; 2004.

Marães VRFS, Silva E, Catai AM, Novais LD, Moura MAS, Oliveira L, et al. Identification of anaerobic threshold using heart rate response during dynamic exercise. *Braz J Med Biol Res* 2005; 38: 731-735.

Mateika JH, Duffin J. Coincidental changes in ventilation and electromyographic activity during consecutive incremental exercise tests. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1994; 68(1): 54-61.

Mattar R, Acconcia ALP, Ribeiro ER, Nascimento VD, Pavão V. Limiar anaeróbio – Uma abordagem crítica. *Rev metabolismo e Nutrição* 1996; 3(4): 142-151.

Mitchell JH. Neural control of the circulation during exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1990; 22: 141-154.

Neder JA, Nery LE. *Fisiologia clínica do exercício: Teoria e prática*. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas Ltda, 2003.

Negrão CE, ACP Barreto. *Cardiologia do exercício: do atleta ao cardiopata*. 1ª ed. São Paulo: Manole, 2005.

Orr GM, Green HJ, Hughson RL, Bennetett GW. A computer linear regression model to determinate ventilatory anaerobic threshold. *J Appl Physiol* 1982; 52: 1349-1352.

Paterson DH, Cunningham DA, Koval JJ, Croix CMST. Aerobic fitness in a population of independently living men and women aged 55-86 years. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31(12): 1831-1820.

Pessotti 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 de hipertensos* [dissertação]. Piracicaba – SP: Universidade Metodista de Piracicaba; 2005.

Prioux J, Ramonatxo M, Hayot M, Mucci P, Préfaut C. Effect of ageing on the ventilatory response and lactate kinetics during incremental exercise in man. *Eur J Appl Physiol* 2000; 81: 100-107.

Ribeiro JP, Fieloring RA, Hughes V, Black A, Bochese MA, Knuttgen HG. Heart rate break point may coincide with the anaerobic threshold and not the aerobic threshold. *Int J Sports Med* 1985; 6(4): 220-224.

Sabapathy S, Schneider DA, Comadira G, Johnston I, Morris NR. Oxygen uptake kinetics during severe exercise: a comparison between young and older men. *Respiratory Physiol & Neurobiol* 2004; 139: 203-213.

Sakabe DI. *Quantificação do limiar de anaerobiose durante exercício físico dinâmico: análise da resposta de variáveis cardiorrespiratórias e musculares em homens de meia-idade* [dissertação]. São Carlos – SP: Universidade Federal de São Carlos; 2004.

Sakabe DI, Novais LD, Oliveira L, Darezzi FMR, Martins LEB, Catai AM, et al. Utilização de diferentes metodologias na identificação do limiar de anaerobiose. In: XXV Congresso da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo: *Rev Soc Cardiol do Estado de São Paulo (supl)*. Campos do Jordão – SP: Brasil 2004; 14: 123-123.

Schiller BC. Maximal aerobic capacity across age in healthy hispanic and caucasian women. *J Appl Physiol* 2001; 91: 1048-1054.

Silva CSS. *Análise da modulação autonômica do coração em repouso e da atividade eletromiográfica relacionada à variabilidade da frequência cardíaca durante exercício dinâmico em cicloergômetro* [Dissertação]. São Carlos – SP: Universidade de São Paulo – USP; 2002.

Silva E, Catai AM, Trevelin LC, Guimarães JO, Silva Jr LP, Silva LMP, et al. Design of a computerized system to evaluate the cardiac function during dynamic exercise. *Physics in Medicine and Biology* 1994; 39a: 409 (Abstract).

Sirol FN, Sakabe DI, Catai AM, Milan LA, Martins LEB, Silva E. Comparação dos níveis de potência e da frequência cardíaca no limiar de anaerobiose determinados por dois métodos indiretos. *Rev bras fisioter* 2005; 9(2): 211-218.

Smekal G, Duvillard SPV, Pokan R, Lang K, Baron R, Tschan H, Hofmann P, Bachl N. Respiratory gas exchange and lactate measures during competitive orienteering. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35(4): 682-689.

Soler AM, Folledo M, Martins LEB, Lima-filho EC, Gallo Jr L. Anaerobic threshold estimation by statistical modelling. *Braz J Med Biol Res* 1989; 22: 795-797.

Stamford BA, Weltman A, Moffatt R, Sady S. Exercise recovery above and below anaerobic threshold following maximal work. *J Appl Physiol* 1981; 51(4): 840-844

Svendal K, MacIntosh BR. Anaerobic threshold: The concept and methods of measurement. *Can J Appl Physiol* 2003; 28(2): 299-323.

Tebexreni AS, Lima EV, Tambeiro VL, Neto TLB. Protocolos tradicionais em ergometria, suas aplicações práticas “versus” protocolo rampa. *Rev Soc Cardiol do Estado de São Paulo* 2001; 11(3): 519-528.

Toth MJ, Gardner AW, Ades PA, Poehlman ET. Contribution of body composition and physical activity to age-related decline in peak $\dot{V}O_2$ in men and women. *J Appl Physiol* 1994; 77(2): 647-652.

Turner DL, Bach KB, Martin PA, Olsen EB, Brownfield M, Foley KT, Mitchell GS. Modulation of ventilatory control during exercise. *Respiration Physiol* 1997; 110: 277-285.

Viitassalo DL, Luhtanen P, Rahkila P, Rusko H. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiol Scand* 1985; 124(2): 287-293.

Wasserman K, McIlroy MB. Detecting the threshold of anaerobic metabolism. *Am J Cardiol* 1964; 14: 844-852.

Wasserman K. Overview and future directions. *Circulation* 1990; 81(suppl II): II-59 – II-64.

Wasserman K, Hansen JE, Sue D, Whipp BJ, Casaburi R. *Principles of exercise testing and interpretation*. 4^a ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1999.

Whipp BJ, Davis JA, Torres F, Wasserman K. A test to determine parameters of aerobic function during exercise. *J Appl Physiol* 1981; 50(1): 217-221.

Wilmore & Costill. *Fisiologia do esporte e do exercício*. 2^a ed. São Paulo: Manole, 2002.

Yazbek Jr P, Tuda CR, Sabbag LMS, Zarzana AL, Battistella LR. Ergoespirometria: tipos de equipamentos, aspectos metodológicos e variáveis úteis. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo* 2001; 11(3): 682-694.

Yeh MP, Gardner RM, Adams TD, Yanowitz FG, Crapo RO. "Anaerobic threshold": problems of determination and validation. *J Appl Physiol* 1983; 55(4): 1178-1186.

Zoladz JA, Szkutnik Z, Majerczak J, Duda K. Detection of the change point in oxygen uptake during an incremental exercise test using recursive residuals: relationship to the plasma lactate accumulation and blood acid base balance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998; 78(4): 369-377.

Zoladz JA, Szkutnik Z, Majerczak J, Duda K. Change point in $\dot{V}CO_2$ during incremental exercise test: a new method for assessment of human exercise tolerance. *Acta Physiol Scand* 1999; 167: 49-56.

8. APÊNDICES

APÊNDICE 1
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
HCFMRP – USP
UFSCar

Parecer de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das
Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da USP



HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

CAMPUS UNIVERSITÁRIO - MONTE ALEGRE
FONE: 602-1000 - FAX (016) 633-1144

Ribeirão Preto, 14 de dezembro de 2001

Ofício nº 3527/2001
CEP/SPC

Prezada Senhora:

O trabalho intitulado **“A INFLUÊNCIA DA IDADE E DA REPOSIÇÃO HORMONAL SOBRE A MODULAÇÃO AUTÔNOMICA DO CORAÇÃO E O LIMIAR DE ANAEROBIOSE”**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 121ª Reunião Ordinária realizada em 03/12/2001, e enquadrado na categoria: **APROVADO**, de acordo com o Processo HCRP nº 7966/2001.

Aproveito a oportunidade para apresentar a Vossa Senhoria protestos de estima e consideração.



PROF. DR. SÉRGIO PEREIRA DA CUNHA
Coordenador do Comitê de Ética
em Pesquisa do HCFMRP-USP

Ilustríssima Senhora
VALÉRIA FERREIRA -A/C PROF.DR. LOURENÇO GALLO JÚNIOR
Depto. de Clínica Médica - Divisão de Cardiologia
Em mãos

Parecer de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFSCar

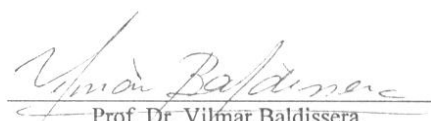


UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
PRÓ - REITORIA DE PÓS - GRADUAÇÃO E PESQUISA
COORDENAÇÃO DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UFSCar, registrado no CONEP/Conselho Nacional de Saúde, pelo ato de 18 de março de 1997, DELIBEROU aprovação sem restrições o projeto com protocolo nº 019 e título: "**A INFLUÊNCIA DA IDADE E DA REPOSIÇÃO HORMONAL SOBRE A MODULAÇÃO AUTONÔMICA DO CORAÇÃO E NO LIMIAR DE ANAROBIOSE**" com orientação do Profa. Dra. Ester da Silva.

São Carlos, 02 de julho de 2001.


Prof. Dr. Vilmar Baldissera
Presidente da Comissão de Ética

APÊNDICE 2
TERMO DE CONSENTIMENTO

Universidade de São Paulo
Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

Termo de Consentimento Formal - Pós Informação

Pesquisa: A influência da idade e da reposição hormonal sobre a modulação autonômica do coração e o limiar de anaerobiose

Pesquisadores Responsáveis: Prof. Dr. Marcos Felipe Silva de Sá

Profa. Dra. Ester da Silva

Valéria Ferreira

Mali Naomi Higa

A pesquisa tem por objetivo avaliar como os nervos que controlam o seu coração respondem frente a um exercício físico e medir a intensidade de esforço que seu organismo pode realizar sem trazer riscos para o seu coração, quando a senhora estiver fazendo os exercícios da sua vida diária (andar, serviço de casa,...).

Desde que a senhora concorde será incluída em nosso estudo e submetida a uma avaliação clínica com medida de pressão, pulso, peso, altura, etc., além de alguns exames tais como: exame de sangue, dosagem de açúcar e da gordura do sangue, exames das substâncias eliminadas pelos rins, que servirão para avaliar seu estado de saúde.

Os exames que realizaremos neste estudo são testes de esforço em bicicleta de laboratório, fixa no chão, que permitem que cada pessoa pedale em intensidades diferentes. Antes de realiza-lo a senhora fará também um exame em repouso e outro em esforço para ver se está tudo bem com o funcionamento do coração e do pulmão (eletrocardiograma e teste de esforço máximo na esteira). Caso a senhora apresente

a avaliação normal, será levada ao Laboratório de Fisiologia do Exercício, para conhecer os equipamentos e para receber maiores esclarecimentos sobre os testes que fará. Todos estes exames serão feitos sem que seja necessário usar agulhas para perfurar veias ou qualquer outra parte do corpo. Estes exames não oferecem riscos de complicações para sua saúde, e os desconfortos que poderão ocorrer com os testes de esforço na bicicleta são só um pouco de cansaço muscular e falta de ar, à medida que aumenta a intensidade do esforço, como acontece quando a senhora faz exercícios mais intensos nos trabalhos de casa (lavar roupa, varrer a casa, etc).

Os benefícios que terá com os exames realizados incluem a avaliação de possíveis alterações do funcionamento do coração e pulmão que ocorram nos exames clínicos, laboratoriais e de esforço. Caso se encontre alguma anormalidade nos exames, a senhora será encaminhada ao setor do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, para orientação específica. Os testes vão medir a sua capacidade para fazer exercícios físicos, no trabalho ou em programas de exercícios usados para diminuir os efeitos do envelhecimento, da parada das regras, e na prevenção das doenças do coração.

Eu, _____portadora do RG
n°. _____, residente a Rua: _____
_____, n°. _____, Bairro:
_____, Cidade: _____, Estado:
_____, tendo recebido as informações acima e ciente dos meus direitos
abaixo relacionados, voluntariamente concordo em participar de um programa
científico nos termos do projeto de pesquisa proposto pelo Laboratório de Fisiologia
do exercício do Setor de Cardiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto – USP.

1. A garantia de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento a qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos e benefícios e outros relacionados com a pesquisa;
2. A liberdade de retirar meu consentimento a qualquer momento e deixar de participar no estudo sem que isso traga prejuízo à continuação do meu cuidado e tratamento;
3. A segurança de que não serei identificado e que será mantido o caráter confidencial da informação relacionada com minha privacidade;

4. O compromisso de me proporcionar informação atualizada durante o estudo, ainda que esta possa afetar minha vontade de continuar participando.
5. A disponibilidade de tratamento médico por parte da Instituição à Saúde, em caso de danos que justifiquem, diretamente causados pela pesquisa.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 2004.

Assinatura da Voluntária

Assinatura do Pesquisador responsável

APÊNDICE 3
FICHA DE AVALIAÇÃO

D. QUAL O NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA?

- () INATIVIDADE FÍSICA
 () ATIVIDADE FÍSICA LEVE
 () ATIVIDADE FÍSICA MODERADA
 () ATIVIDADE FÍSICA INTENSA
 () ATIVIDADE FÍSICA MUITO INTENSA

FREQÜÊNCIA DA ATIVIDADE FÍSICA?

- () 1 X POR SEMANA
 () 2 X POR SEMANA
 () 3 X POR SEMANA
 () +3 X POR SEMANA

DURAÇÃO DA ATIVIDADE FÍSICA?

- () – DE 30 MINUTOS
 () 30 MINUTOS
 () DE 30 A 50 MINUTOS
 () DE 50 A 60 MINUTOS
 () + DE 60 MINUTOS

MODALIDADE DA ATIVIDADE FÍSICA?

POSSUI ORIENTAÇÃO? () SIM () NÃO

CONTROLA FC E PA QUANDO REALIZA ATIVIDADE FÍSICA? () SIM () NÃO

E. APRESENTA ALGUM DISTÚRBO DE SONO? () SIM () NÃO

QUAL? _____

DESDE QUANDO? _____

F. APRESENTA PROBLEMAS PARTICULARES FREQUENTEMENTE?

() SIM () NÃO

4. DADOS CLÍNICOS

A. APRESENTA DCV JÁ DIAGNOSTICADA? () SIM () NÃO

QUAL O DIAGNÓSTICO? _____

QUANTO TEMPO? _____

MÉDICO: _____ ESPECIALIDADE: _____

DATA DA ÚLTIMA VISITA: ____/____/____

B. HIPERTENSO?

QUAL O GRAU? () LIMÍTROFE (130–139mmHg/85–89mmHg)

() HIPERTENSÃO LEVE (140–159mmHg/90–99mmHg)

() HIPERTENSÃO MODERADA (160–179mmHg/100–109mmHg)

() HIPERTENSÃO GRAVE (>180mmHg/ >110mmHg)

C. FAZ USO DE MEDICAMENTOS? () SIM () NÃO

MEDICAMENTO: _____ DOSAGEM: _____ QUANTO TEMPO: _____

D. PROBLEMAS MÚSCULO ESQUELÉTICOS?

- () DORES NOS MMSS
- () DORES NA COLUNA CERVICAL
- () DORES NA COLUNA TORÁCICA
- () DORES NA COLUNA LOMBAR
- () DORES NA PELVIS
- () DORES NA ARTICULAÇÃO FÊMUR
- () DORES NO JOELHO
- () DORES NA PERNA

E. APRESENTA OUTRAS DOENÇAS?

- () ALTERAÇÃO DA TIREOIDE _____
- () DIABETES _____
- () DISLIPIDEMIA _____
- () OBESIDADE _____
- () RENAS _____
- () PULMONARES _____
- () ESCLERODERMIA _____
- () ÚLCERA PÉPTICA _____
- () OUTROS _____

F. COSTUMA SENTIR FALTA DE AR? () SIM () NÃO

EM QUAIS SITUAÇÕES?

- () REPOUSO DEITADA
- () REPOUSO SENTADA
- () ATIVIDADE FÍSICA LEVE
- () ATIVIDADE FÍSICA MODERADA
- () ATIVIDADE FÍSICA EXTENUANTE
- () OUTROS: _____

G. APRESENTA DOR NO PEITO? (PRECARDIALGIA) () SIM () NÃO

EM QUAL SITUAÇÃO? _____

QUAL A FORMA DA DOR? _____

QUAL A DURAÇÃO? _____

H. OUTROS SINAIS SINTOMAS?

- () TOSSE
- () PALPITAÇÃO
- () SINCOPE (DESMAIO)
- () EDEMA
- () FORMIGAMENTO
- () FADIGA
- () CLAUDICAÇÃO

() CHIADO NO PEITO

() OUTROS

OBS: _____

I. JÁ FEZ ALGUM TIPO DE CIRURGIA?

J. EXAMES LABORATORIAIS ATUAIS?

DATA: ____/____/____

ANEXO: () SIM () NÃO

K. EXAMES COMPLEMENTARES:

ANEXO: () SIM () NÃO

K. JÁ REALIZOU TESTE ERGOMÉTRICO? () SIM () NÃO

DATA: ____/____/____

FINALIDADE: _____

DIAGNÓSTICO: _____

5. DADOS CLÍNICOS (MENOPAUSA)

Nº DE GESTAÇÕES: _____ Nº DE FILHOS _____

TIPO DE PARTO: _____

CICLO MENSUAL ERA DE: _____ DIAS

FEZ USO DE ANTICONCEPCIONAIS? () SIM () NÃO

QUAL? _____ QUANTO TEMPO? _____

QUANDO OS CICLOS FICARAM IRREGULARES? _____

QUANDO OS CICLOS CESSARAM? _____

FAZ USO DE TERAPIA HORMONAL? () SIM () NÃO

QUAL TH? _____

POR QUANTO TEMPO? _____

JÁ FEZ USO DE TH? () SIM () NÃO

QUAL TH? _____

POR QUANTO TEMPO? _____

POR QUE PAROU A TH? _____

QUAIS OS SINTOMAS PRESENTES NESTA FASE? _____

FEZ ALGUMA CIRURGIA? () SIM () NÃO

QUAL? () HISTERECTOMIA

() OOFORECTOMIA

() OUTROS

6. ANTECEDENTES FAMILIARES

APRESENTA ANTECEDENTES FAMILIARES PARA DCV? () SIM () NÃO
TIPO DE DCV GRAU DE PARENTESCO

_____	_____
_____	_____
_____	_____
_____	_____

APRESENTA ANTECEDENTES FAMILIARES PARA OUTRAS DOENÇAS?
CATEGORIA PARENTESCO HÁ QUANTO TEMPO

_____	_____	_____
_____	_____	_____
_____	_____	_____

APÊNDICE 4**Tabela II. Exames laboratoriais****Tabela III. Teste ergométrico**

Tabela II. Resultado dos exames laboratoriais de glicemia, uréia e creatinina, em mg/dl; triglicérides, colesterol total, LDL, HDL, em mg/100ml e ácido úrico, em mg/dl, dos voluntários estudados. Valores apresentados em média e desvio padrão

	Valores de referência*	Jovens (n=13)	Pós-menopausa (n=16)
Glicemia (mg/dl)	76-120	80,3 ± 6,21	86,2 ± 10,76
Uréia (mg/dl)	16-46	32,7 ± 3,67	29,8 ± 6,35
Creatinina (mg/dl)	0,7-1,3	0,9 ± 0,07	0,9 ± 0,20
Triglicérides (mg/100ml)	< 200	78 ± 28,94	121 ± 56,12
Colesterol total(mg/100ml)	< 200	174 ± 28,50	205 ± 32,31
LDL (mg/100ml)	< 130	102 ± 28,37	132 ± 30,39
HDL (mg/100ml)	> 35	56 ± 9,74	49 ± 14,36
Ácido úrico (mg/dl)	2,0 - 6,5	4,2 ± 0,99	±
TSH		2,0 ± 0,79	2,2 ± 2,05
FSH (mUI/ml)	23 a 116	3,97 ± 2,18	70,6 ± 50,97
Estradiol (pg/ml)	Até 30	80,0 ± 51,87	23,4 ± 5,94
Hemograma	-----	normal	normal
Urina Tipo I	-----	normal	normal

FSH = hormônio folículo estimulante

*Fonte: Laboratório Médico Dr. Maricondi.

Tabela III. Valores em mediana, obtidos do teste ergométrico de avaliação clínica. Valores apresentados em média e desvio padrão.

		Jovens	Pós-menopausa
Repouso Supino	FC (bpm)	81	79
	PAS (mmHg)	110	120
	PAD (mmHg)	70	80
Pico do exercício	FC máxima prevista (bpm)	197	165
	FC máxima atingida (bpm)	183	149
	Velocidade (mph)	4,6	3,4
	Inclinação (%)	17	14
	PAS (mmHg)	150	170
	PAD (mmHg)	80	90

FC = frequência cardíaca, em batimentos por minuto (bpm); PAS = pressão arterial sistólica, em milímetros de mercúrio (mmHg); PAD = pressão arterial diastólica, em mmHg; Velocidade, em milhas por hora (mph); inclinação, em porcentagem (%).