1. INTRODUÇÃO

Por décadas o consumo máximo de oxigênio ($VO_{2MÁX}$) vem sendo considerado uma das principais variáveis preditoras da aptidão aeróbia, além de ser utilizado como indicador de possíveis comprometimentos do sistema cardiovascular de um indivíduo ativo ou sedentário. O $VO_{2MÁX}$ pode ser determinado diretamente por meio de testes ergoespirométricos ou estimado por testes indiretos. A intensidade do treinamento baseada no percentual do $VO_{2MÁX}$ e/ou percentual da frequência cardíaca máxima ($FC_{MÁX}$) alcançados em testes máximos é uma forma tradicionalmente utilizada por academias e clubes de todo o Brasil.

Com o passar dos anos, novas pesquisas foram desenvolvidas (KARLSSON, JACOBS, SJODIN, TESH & KAISER, 1983; STEGMANN, KINDERMANN & SCHNABEL, 1981; WASSERMAN & McLLROY, 1964; WASSERMAN, WHIPP, KOYAL & BEAVER, 1973) com foco no estudo de outras variáveis fisiológicas que apresentam maior sensibilidade ao estímulo externo e que possam identificar as adaptações do sistema aeróbio e também auxiliar na prescrição de treinamento. Sendo assim, surgiram novas definições e conceitos relacionados às zonas de transição metabólica, denominados de Limiar Aeróbio (LAe) e Limiar Anaeróbio (LAn), que são consideradas variáveis mais adequadas para determinar a intensidade do exercício aeróbio (SKINNER & MCLELLAN, 1980). A maior sensibilidade dos limiares em relação ao treinamento explica sua vasta utilização em laboratórios de fisiologia do exercício, seja de forma direta ou indireta.

Segundo DAVIS, FRANK, WHIPP e WASSERMAN (1979), a prescrição do treinamento baseada no percentual do $VO_{2MÁX}$ (50 a 85%) não distingue trabalho abaixo ou acima do LAe e LAn, pois estes não são frações constantes do $VO_{2MÁX}$. Por sua vez, os limiares são utilizados para indicar os pontos onde o metabolismo anaeróbio é aumentado. Esses pontos podem ser determinados ou estimados através de diversas metodologias, tais como: análise de concentração de lactato sanguíneo (KARLSSON et al., 1983); análise de trocas gasosas e movimentos respiratórios (WASSERMAN & McLLROY, 1964); cinética e variabilidade da frequência cardíaca (CONCONI, FERRARI, ZIGLIO, DROGHETTI & CODEGA, 1982; LIMA & KISS, 1999); ponto de quebra da fração de ejeção do ventrículo esquerdo

(BOUCHER, KANAREK OKADA, HUTTER, STRAUSS & POHOST, 1983); concentração de catecolamina plasmática (MAZZEO & MARSHALL, 1989); análise da concentração da amilase salivar (CALVO, CHICHARRO, BANDRÉS, LUCÍÁ, PÉREZ, ÁLVAREZ, MOJARES, VAQUERO & LEGIDO, 1997) e outros.

Os resultados de estudos prévios revelam um aumento na liberação de adrenalina e noradrenalina em proporção à intensidade e duração do exercício físico (MAZZEO & MARSHALL, 1989), que podem diretamente influenciar nas respostas cardiovasculares e metabólicas. Concomitantemente ao aumento das concentrações da adrenalina sanguínea, a glicogenólise muscular é intensificada propiciando o aumento na produção e liberação do lactato para o sangue. Paralelamente os centros superiores são ativados, gerando um aumento da ventilação (ou até mesmo uma hiperventilação), acompanhados de um aumento da frequência cardíaca (FC), da frequência respiratória (FR) e diminuição dos intervalos R-R. Desta forma, os mecanismos fisiológicos se interagem, fazendo com que exista a possibilidade de identificação dos fenômenos (LAe e LAn), por meio de diferentes variáveis fisiológicas em intensidades similares.

Dentre os diversos métodos indiretos utilizados para identificar os limiares metabólicos, a análise da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) e suas associações com as zonas de transição metabólica vem ganhando destaque na literatura (KARAPETIAN, ENGELS & GRETEBECK, 2007; LIMA & KISS, 1999; TULPPO, MAKIKALLIO, TAKALA, SEPPANEN, & HUIKURI, 1996; YAMAMOTO, HUGHSON & NAKAMURA, 1992), sugerindo ser um bom método não invasivo e que representa uma resposta fisiológica bastante sensível ao treinamento (NAKAMURA, AGUIAR, FRONCHETTTI, FERNANDO AGUIAR & LIMA, 2005).

No entanto, a maioria dos estudos que analisam o comportamento da VFC durante testes de esforço físico tem demonstrado, como foco principal, a associação da VFC com apenas uma zona de transição metabólica, seja ela referente à primeira zona (KARAPETIAN et al., 2007; LIMA & KISS 1999; YAMAMOTO et al., 1992) ou referente à segunda zona de transição metabólica (BUCHHEIT, SOLANO & MILLET, 2007; COTTIN, MEDIGUE, LEPRETRE, PAPELIER, KORALSZTEIN, BILLAT, 2004). Sendo assim, se torna evidente e necessária a identificação das duas zonas de transição metabólica pela análise do comportamento da VFC em conjunto, já que

atualmente poucos estudos têm se voltado para este ponto (ABAD, 2006; COTTIN, LEPRETE, LOPES, PAPELIER, MÉDIGUE, & BILLAT, 2006). Além disso, a aplicação dos limiares de VFC durante a corrida ainda necessita ser mais bem investigada. Portanto, o objetivo do presente estudo foi analisar a validade e a reprodutibilidade dos limiares de VFC na determinação das zonas de transição metabólica durante a corrida. A validade dos modelos propostos para identificação dos limiares metabólicos pelo comportamento da VFC foi testada através das suas comparações e associações com os limiares metabólicos determinados pelos métodos que utilizam as trocas gasosas e as concentrações sanguíneas de lactato.

2. OBJETIVOS DO ESTUDO

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral do presente estudo foi analisar a validade e a reprodutibilidade dos limiares de VFC na determinação das zonas de transição metabólica durante a corrida.

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Foram objetivos específicos do presente estudo:

1) Comparar os limiares de lactato ($LiLac_1$ e $LiLac_2$) e ventilatórios ($LiVent_1$ e $LiVent_2$) com os limiares de VFC identificado por meio de três modelos distintos, sendo estes: valores fixos ($LiVFC_{f1}$ e $LiVFC_{f2}$), valores normalizados pela média de intervalos R-R ($LiVFC_{n1}$ e $LiVFC_{n2}$) e valores normalizados pelo valor de SD1 e SD2 da carga inicial de trabalho ($LiVFC_{p1}$ e $LiVFC_{p2}$, respectivamente).

2) Verificar o nível de associação do $LiLac_1$ e do $LiVent_1$ com os três modelos de identificação do primeiro limiar de VFC ($LiVFC_{f1}$, $LiVFC_{n1}$, $LiVFC_{p1}$).

3) Verificar o nível de associação do $LiLac_2$ e do $LiVent_2$ com os três modelos de identificação do segundo limiar de VFC ($LiVFC_{f2}$, $LiVFC_{n2}$, $LiVFC_{p2}$).

4) Analisar o nível de reprodutibilidade dos limiares de VFC empregados nesse estudo.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Métodos de avaliação do treinamento aeróbio

Vários são os métodos utilizados para se determinar o estado de treinamento físico de atletas e pessoas fisicamente ativas. Entre os métodos invasivos conhecidos, a coleta de lactato é muito utilizada e pode ser feita retirando-se amostras sanguíneas no lóbulo da orelha, na veia braquial ou na ponta dos dedos das mãos (WILMORE & COSTILL, 1994). De acordo com os valores da concentração de lactato no sangue durante um exercício, pode-se identificar o limiar de lactato (LiLac) e paralelamente o aumento da participação do metabolismo anaeróbio. Outro método invasivo utilizado como estimativa do LiLac é o limiar de catecolaminas, que consiste na determinação do ponto de inflexão da epinefrina (limiar de epinefrina) proposto por MAZZEO e MARSHALL (1989) e mais tarde corroborado por PODOLIN, MUNGER e MAZZEO (1991).

Metodologias não invasivas foram desenvolvidas na tentativa de estimar a intensidade relacionada ao ponto de início do acúmulo do lactato sanguíneo. Atualmente são as mais procuradas, devido à dificuldade em encontrar voluntários que se sujeitem à retirada de amostras sanguíneas, por motivos religiosos, receio de contaminação e a não autorização por parte de certos países (FREUD, OTT, HEITZ, MARBACH, GARTNER & ENGUELLE, 1989). Além disso, os métodos invasivos são mais complexos, exigindo técnicos habilitados para manuseio (FOSTER & MAUD, 1995).

Os mais conhecidos métodos não invasivos, citados na literatura foram: a análise de trocas gasosas (WASSERMAN & McLLROY, 1964), que é utilizada para determinar o limiar ventilatório (LV); o ponto de deflexão da FC (PDFC), proposto por CONCONI et al. (1982), que se baseia em diferenças no comportamento da FC abaixo e acima do LAn durante um exercício progressivo; o ponto de quebra da fração de ejeção do ventrículo esquerdo (BOUCHER, KANAREK, OKADA, HUTTER, STRAUSS & POHOST, 1983); a eletromiografia integrada (MORITANI & deVRIES, 1980); a análise da concentração da amilase salivar (CALVO et al., 1997) e a RPE

(Ratings of Perceived Exertion) (WELTMAN, 1995). Segundo WELTMAN (1995), a RPE é uma boa sugestão para detectar a intensidade do exercício onde ocorrem altas concentrações de lactato no sangue. Contudo, a VFC vem sendo estudada como proposta de um novo método para determinar o ponto de transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio (LIMA e KISS, 1999), o que explica o interesse deste estudo em pesquisar com mais detalhes a relação das alterações metabólicas e a VFC no exercício progressivo.

3.1.1 Limiares metabólicos

A análise das concentrações de lactato sanguíneo durante o exercício é uma das metodologias mais utilizadas para indicar o ponto de transição entre o metabolismo aeróbio e o anaeróbio. Segundo WELTMAN (1995), o lactato sanguíneo é o método mais sensível de avaliar o estresse metabólico, embora tenha suas limitações, pois a concentração do lactato sanguíneo é o produto da relação entre produção e remoção do lactato muscular.

Analisando as [La] durante um exercício com cargas progressivas, observa-se um comportamento estável do início até um ponto onde ocorre um aumento, conhecido como o primeiro ponto de inflexão da curva de lactato, o qual foi denominado Limiar de Lactato (Lactate Threshold - LT). É considerado o ponto onde inicia o acúmulo do lactato sanguíneo (WILMORE & COSTILL, 1994). No decorrer dos anos, este primeiro ponto de inflexão do lactato assumiu várias denominações, levando a um confuso entendimento das nomenclaturas, como veremos a seguir: entre 1957 a 1963, HOLLMANN e colaboradores (HOLLMANN, 1985) introduziu o conceito de “início do metabolismo anaeróbio e término do metabolismo aeróbio”. Posteriormente, em 1964, WASSERMAN e McLLROY (1964), utilizando-se de métodos não invasivos (parâmetros de trocas gasosas), definiram o termo “limiar anaeróbio”. MADER, LIESEN, HECK, PHILLIPPI e ROST (1976), citados por JACOBS (1986), denominaram “limiar aeróbio-anaeróbio”. Mais tarde KINDERMANN, SIMON e KEUL (1979) chamaram de “limiar aeróbio” e FARREL, WILMORE, COYLE, BILLING e COSTILL (1979) propuseram um limiar fixo em

2 mmol/L de lactato como o “início do acúmulo do lactato plasmático” (OPLA - Onset of Plasma Lactate Accumulation).

À medida que a intensidade do exercício vai aumentando é detectado o segundo ponto de inflexão da curva de lactato, que KINDERMANN et al. (1979) chamaram de “Limiar Anaeróbio”. Dois anos depois, SJODIN e JACOBS (1981), trabalhando com limiar fixo de 4 mmol/L, introduziram o termo “início do acúmulo do lactato sanguíneo” (OBLA - Onset of Blood Lactate Accumulation). No mesmo ano, STEGMANN et al. (1981) propuseram o “Limiar Anaeróbio Individual” (IAT - Individual Anaerobic Threshold); no entanto, em 1993, URHAUSEN, COEN, WEILER e KINDERMAN (1993) sugeriram que IAT pode ser significativamente melhor que os valores de lactato prefixados (2 mmol/L e 4 mmol/L).

Vários estudos questionaram a correlação entre o Limiar Ventilatório (LiVent), determinado por meio da análise de trocas gasosas, e o Limiar de Lactato (LiLac), obtido mediante a coleta de lactato sanguíneo (SIMON, YOUNG, GUTIN, BLOOD & CASE, 1983; GREEN, HUGHSON, ORR & RANNEY, 1983; GLADDEN, YATES, STREMEL & STAMFORD, 1985; HAGBERG, COYLE, CARROLL, MILLER, MARTIN & BROOKE, 1982). SIMON et al. (1983) encontraram valores de 51,5% e 63,4% do $VO_{2MÁX}$ para LiVent e LiLac, respectivamente. Concluíram, ainda, que a variação dos processos de difusão e remoção do lactato apresentam diferenças entre indivíduos sedentários e desportistas. Estes dados mostraram que LiLac e LiVent não indicam, necessariamente, o mesmo fenômeno. De acordo com GLADDEN et al. (1985), tais diferenças podem ser provenientes de procedimentos metodológicos que utilizaram diversificados mecanismos de identificação dos limiares.

Em seu estudo, HAGBERG et al. (1982) analisou pacientes com uma doença rara, chamada “Síndrome de McArdle”, a qual consiste na deficiência da fosforilase. Indivíduos com esta deficiência não produzem lactato durante o exercício, no entanto apresentam quebra de linearidade na curva ventilatória e nos equivalentes ventilatórios. Pôde-se concluir, portanto, que a relação entre LiLac e LiVent é mera coincidência, e não de causa e efeito.

A proposta do presente estudo se direciona para identificação dos limiares metabólicos (LAe e LAn), mediante a análise da VFC, durante um teste progressivo de corrida máxima em esteira rolante. Estudos prévios têm demonstrado a

possibilidade de identificação de dois pontos abruptos de mudança no comportamento da VFC, verificada por índices tradutores da modulação autonômica (COTTIN, et al., 2006; KARAPETIAN et al., 2007; TULLPO, et al., 1996; YAMAMOTO et al., 1992). Sobretudo, poucos estudos têm se voltado para as respostas do comportamento da VFC utilizando-se de diferentes ergômetros, pois a maioria emprega cicloergômetros. Sendo assim, a presente investigação se atenta para um gesto motor diferente (corrida), propondo um maior entendimento das respostas autonômicas associadas às variáveis metabólicas e cardiovasculares.

3.2.1 Sistema nervoso autônomo e a frequência cardíaca

As relações existentes entre o Sistema Nervoso Autônomo (SNA) e a FC são complexas. A FC sofre alterações devido a fatores intrínsecos e extrínsecos. Em relação aos mecanismos intrínsecos, as alterações ocorrem devido à despolarização e repolarização do nódulo sino-atrial. Já os mecanismos nervosos e humorais seriam responsáveis pelos fatores extrínsecos. Entretanto, o SNA é considerado o principal mecanismo extrínseco regulador da FC, através de mecanismos reflexos com várias origens, sendo a principal localizada nos vasos sanguíneos (GUYTON & HALL, 1998).

O SNA pode ser considerado como um sistema eferente, que transmite impulsos do Sistema Nervoso Central (SNC) para os órgãos periféricos. Os nervos autonômicos constituem todas as fibras que deixam o SNC, exceto aquelas que inervam a musculatura esquelética. Seus efeitos incluem o controle da FC e força de contração do coração, constrição e dilatação dos vasos sanguíneos, relaxamento dos músculos lisos em vários órgãos e secreções glandulares.

Existem também muitas fibras autonômicas aferentes que inervam os barorreceptores e quimiorreceptores no seio carótido e arco aórtico, as quais são importantes para o controle da FC, pressão sanguínea e atividade respiratória (FREEMAN, DEWEY, HADLEY, MYERS & FROELICHER, 2006). O SNA possui três divisões: sistema nervoso simpático (SNS), sistema nervoso parassimpático (SNP) e sistema nervoso entérico (KANDEL, SHWARTZ & JESSEL, 2003), mas os aspectos considerados aqui serão direcionados apenas para a modulação parassimpática e

simpática. As interações existentes entre o SNP e SNS estão representadas na Figura 1.

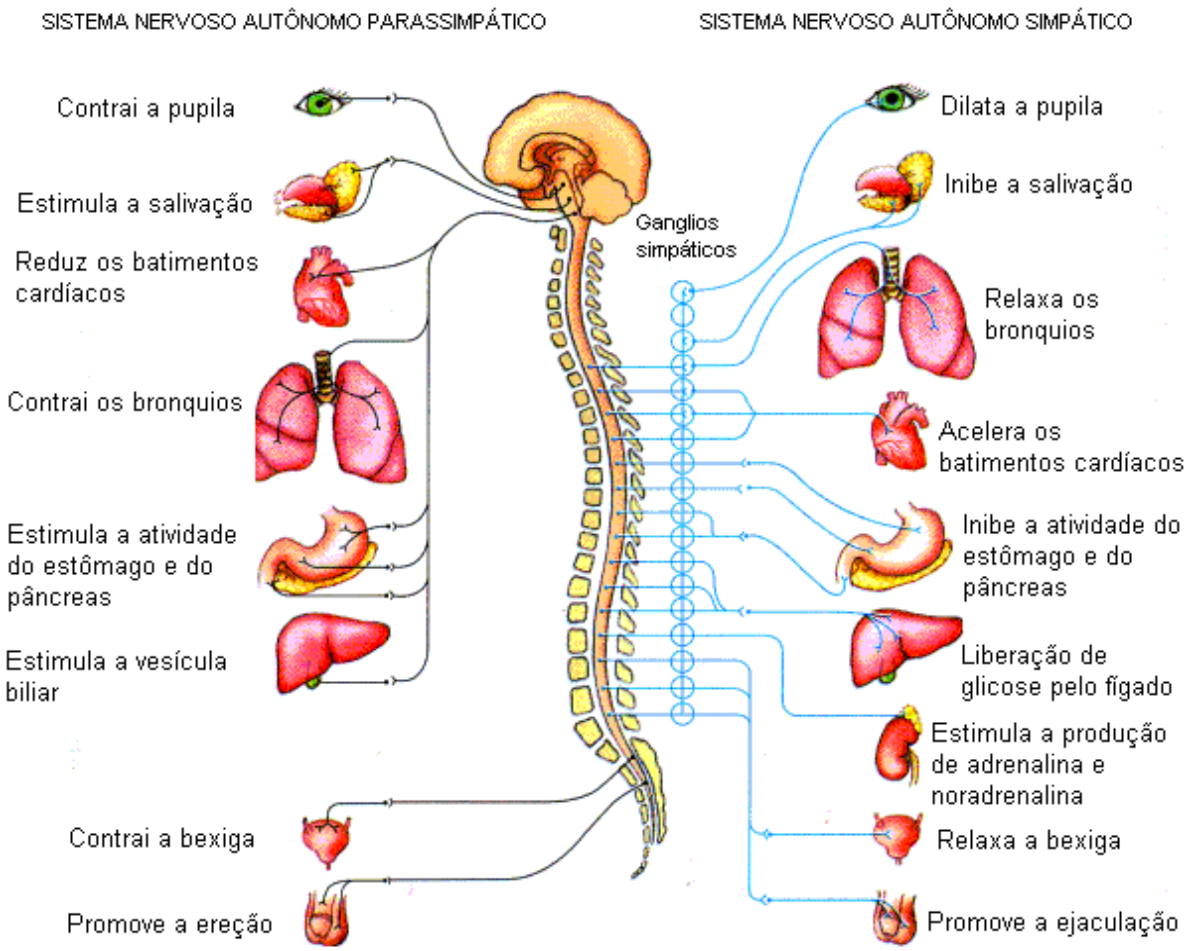


FIGURA 1 - Demonstração da divisão autonômica simpática e parassimpática (adaptada de LOPES, 2002).

3.2.1 Sistema nervoso parassimpático

As células nervosas pré-glangionares do SNP localizam-se principalmente em núcleos do tronco encefálico e da medula espinhal sacra. As informações parassimpáticas provenientes do tronco encefálico seguem por nervos cranianos até os gânglios avançados. As fibras parassimpáticas se distribuem pelos III, VII, IX e X nervos cranianos. Aproximadamente 75% das fibras parassimpáticas nos nervos cranianos seguem pelo X nervo craniano, o nervo vago (EKMAN, 2004)

A formação dos motoneurônios do nervo vago origina-se dentro dos núcleos motores dorsais e nos núcleos ambiguinais, ambos na medula oblonga. O nervo vago leva fibras para o coração e pulmão principalmente, como também para outros órgãos. No coração propriamente dito, o nervo vago inerva o nódulo sinoatrial, a condução nos caminhos do nódulo atrioventricular e o músculo atrial (HAINSWORTH, 1995).

O SNP constitui um sistema colinérgico, ou seja, responsável pela liberação da acetilcolina (ACh) que age como transmissor químico entre as sinapses das terminações pós-ganglionares (DOUGLAS, 2006). Neurônios que secretam acetilcolina incluem todos os neurônios pré-glanglionares do SNA; sendo assim, as fibras nervosas que liberam ACh dos seus terminais são descritas como colinérgicas (FREEMAN et al., 2006).

O principal interesse do SNP está voltado para a conservação e restauração de energia, sendo responsável pelo repouso, digestão, mantendo a FC basal, respiração e metabolismo sob condições normais (KANDEL et al., 2003).

Em relação ao coração, o mais óbvio efeito da estimulação vagal é para retardá-lo ou até mesmo pará-lo. A latência de resposta do nódulo sinusal é muito curta, e o efeito de um simples impulso vagal depende da fase do ciclo cardíaco para o qual é aplicada (HAINSWORTH, 1995). LEVY, MARTIN e IANO (1970) analisaram o tempo de resposta da estimulação vagal e verificaram que a sua resposta é muito rápida logo após um simples estímulo, podendo ocorrer dentro de 400 milissegundos, resultando assim, em um pico de resposta ou no primeiro ou segundo batimento após seu início.

Durante exercícios em condições de “steady state” e “esforços incrementais”, observa-se uma significativa retirada vagal até intensidades próximas à primeira zona de transição metabólica, sendo que em intensidades acima os resultados dos trabalhos apontam para um predomínio no aumento da participação nos índices tradutores da modulação simpática (KARAPETIAN et al., 2007; LIMA & KISS 1999; TULPPO et al., 1996; TULPPO, MAKIKALLIO, SEPPANEN, LAUKKANEN & HUIKURI, 1998; YAMAMOTO et al., 1992).

3.2.2 Sistema nervoso simpático

Analisando a localização dos neurônios simpáticos, observa-se que os mesmos se encontram em diferentes níveis do sistema nervoso central, tais como a formação reticular bulbar, o hipotálamo posterior, o lócus coerulus, o córtex cerebral motor e a medula espinhal, que por sua vez são excitados de acordo com os estímulos reflexos que chegam a estes núcleos (DOUGLAS, 2000).

As células corporais das fibras nervosas dos pré-gânglios simpáticos estão nos “prolongamentos” dos segmentos espinhais de T1 até L2, os quais incluem o “fluxo” toracolombar das cadeias ganglionares simpáticas. Os neurônios eferentes simpáticos inervam a medula supra-renal, os vasos sanguíneos, as glândulas sudoríparas, os eretores das células capilares e os órgãos (EKMAN, 2004).

O SNS atua como um sistema adrenérgico, isto é, libera noradrenalina como neurotransmissor principal na terminação axonal pós-ganglionar, além de outras catecolaminas, em menor proporção, como adrenalina e dopanina. No entanto, em alguns órgãos como os vasos sanguíneos, ele pode se comportar como um sistema colinérgico liberando ACh nas terminações axônicas pós-ganglionares (DOUGLAS, 2006).

O SNS se caracteriza por habilitar o corpo para responder a desafios de sobrevivência (luta ou fuga), situações de colapso hemodinâmico ou falha respiratória. Sendo assim, diversas respostas simpáticas ocorrem, incluindo um aumento da FC, pressão sanguínea e produção cardíaca, um redirecionamento do fluxo sanguíneo da pele e órgãos inativos para o suprimento da musculatura esquelética, dilatação dos brônquios e um aumento da atividade metabólica (FREEMAN et al. 2006).

No coração, observa-se uma extensa inervação das fibras pós-ganglionares simpáticas, incluindo o nódulo sinoatrial, os caminhos de condução do nódulo átrio-ventricular, o miocárdio atrial e ventricular. Durante aumentos na atividade dos nervos simpáticos, ocorre um aumento em ambas (FC e força de contração). Além disso, a frequência de condução pelo coração durante o impulso cardíaco é aumentada, e a duração da contração diminuída. Sendo assim, um aumento na atividade simpática forma o principal método de aumento da FC, acima dos níveis

intrínsecos gerados pelo nódulo sinoatrial (≥110bpm), até os níveis máximos alcançados. Isto pode chegar a valores acima de 200bpm em um indivíduo jovem. Precedente ao início da estimulação simpática, ocorre um período de latência de até 5 segundos, seguidos por um progressivo aumento na FC, que alcança um nível estável em 20 a 30 segundos. É interessante ressaltar o contraste com a resposta vagal, a qual é quase instantânea (HAINSWORTH, 1995).

3.3 Balanço simpatovagal

Durante a maioria das circunstâncias, ambas as divisões do sistema nervoso autônomo (SNP e SNS) apresentam um tônus de atividade, e a rede de efeitos sobre a FC representa a interação entre os dois efeitos antagônicos. A influência vagal é dominante no repouso, mas com o aumento dos níveis de exercício, a atividade vagal declina e a simpática aumenta. Embora o resultante da FC seja influenciado pela atividade em ambas as divisões autonômicas, isto não pode ser computado simplesmente por uma adição ou subtração para separar os efeitos (HAINSWORTH, 1995). A análise do comportamento da VFC representa um meio não invasivo de se verificar as interações existentes em ambas as divisões do SNA, podendo representar de forma quantitativa a participação do SNP e SNS.

3.4 Variabilidade da frequência cardíaca

Os miócitos cardíacos presentes no nódulo sinoatrial, localizados na parede posterior do átrio direito, possuem o potencial de repouso de membrana instável. Em razão disso, potenciais de ação são gerados periodicamente a uma razoável frequência constante (STAUSS, 2003). Paralelamente, as influências decorrentes do SNP, por meio da liberação de ACh, geram uma diminuição dos batimentos cardíacos, desencadeando oscilações e o aumento no espaçamento entre os intervalos R-R. Essas variações de tempo inerentes aos potenciais de ação gerados nos miócitos cardíacos podem ser quantificadas, por meio de registros dos batimentos sinusais gravados durante determinado período. Sendo assim, a VFC pode ser definida como a diferença de tempo existente entre os batimentos cardíacos

sucessivos, mensurada sobre um período percorrido de poucos minutos a 24 horas. Essa diferença pode ser verificada e quantificada por meio dos intervalos R-R (FREEMAN et al. 2006).

As variações existentes entre os batimentos sucessivos ocorrem graças à interação entre os vários componentes dos diferentes sistemas fisiológicos, que agem ininterruptamente para ajustar o organismo a cada situação enfrentada. (ABAD, 2006). A análise do comportamento da VFC é um método não invasivo bem estabelecido, o qual pode ser utilizado para estudar o controle autonômico da FC e tem um potencial considerável quando utilizado para avaliar o papel das flutuações do SNA, seja em indivíduos normais saudáveis, como também em pacientes com desordens cardiovasculares e não cardiovasculares (TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROSPHYSIOLOGY, 1996).

Avanços tecnológicos recentes têm mostrado a aplicação das mensurações da VFC acessíveis por muitos pesquisadores. O fato atraente de apresentar uma forma não invasiva e representativa da atividade do SNA durante o exercício tem despertado o interesse de pesquisadores nos diversos campos de trabalho, que tentam utilizar os métodos da VFC (SANDERCOCK & BRODIE, 2006). Invariavelmente, uma diversidade de métodos tem sido criada para quantificar a VFC, desde simples descrições estatísticas até algoritmos matemáticos não lineares complexos.

A VFC tem sido frequentemente expressa em componentes no domínio do tempo e da frequência. No entanto, as análises não lineares têm sido utilizadas (BRAUM, KOWALLIK, FREKING, KNIFFKI & MEESMANN, 1998; HAUTALA, MAKIKALLIO, SEPPANEN, HUIKURI & TULPPO, 2003). É interessante ressaltar que de acordo com SANDERCOOCK e BRODIE (2006), existem muitos métodos para tratamento dos dados adquiridos pelos simples intervalos R-R, obtidos em repouso ou durante o exercício (domínio do tempo, domínio da frequência e métodos não lineares). Todavia, esses autores ressaltam que por trás de uma simples aquisição dos intervalos R-R para análise da VFC, existe a necessidade de potencializar o tratamento dos dados e interpretar possíveis problemas.

3.4.1 Tipos de análises da variabilidade da frequência cardíaca

Dentre os diversos métodos que podem ser utilizados para análise da VFC, podemos destacar a utilização das medidas no domínio do tempo, no domínio da frequência, métodos geométricos e os métodos não lineares. Quando os dados se caracterizam por serem estacionários, os estudos apontam que os resultados são mais bem compreendidos mediante a utilização das medidas no domínio da frequência do que em relação às medidas no domínio do tempo (TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROSPHYSIOLOGY, 1996). Entretanto, durante a execução de exercício físico, principalmente com cargas crescentes de esforço, tem-se demonstrado que a utilização das medidas no domínio do tempo tem sido tão eficiente quanto e/ou melhor do que a utilização das medidas no domínio da frequência, principalmente quando se leva em consideração a sua mais fácil aplicação (TULPPO et al., 1996; MOUROT, BOUHADDI & PERREY, 2004).

3.4.1.1 Análise no domínio da frequência

A análise da VFC no domínio da frequência é feita por meio de transformações matemáticas, que convertem os dados (intervalos R-R) coletados em função do tempo, em diferentes frequências de acordo com as oscilações encontradas, proporcionando a obtenção de um espectro da VFC.

Existem diversos métodos espectrais que podem ser aplicados. Quando se analisa a densidade da potência espectral (PSD), podemos obter a base de informações de como a potência (variância) se distribui em função da frequência. O cálculo da PSD pode ser dividido em métodos paramétricos e não paramétricos. De acordo com os resultados dos trabalhos apresentados até o momento, ambos os métodos fornecem resultados compatíveis. Entretanto, existem vantagens e desvantagens quanto à utilização de determinado método, sendo necessário verificar sempre a sua conveniência, especificidade e complexidade (para revisão e melhor aprofundamento deste tema, vide TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF

CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROSPHYSIOLOGY, 1996).

Basicamente, o cálculo do espectro se divide em três principais componentes ou bandas de frequência: bandas de muita baixa frequência (VLF) que apresentam uma zona de valores < 0.03Hz, que estão relacionados à termorregulação, sistema renina-angiotensina e outros fatores humorais; bandas de baixa frequência (LF) com valores entre 0.03 e 0.15Hz, que não apresentam uma clara definição, sendo considerada uma mistura de atuações do sistema simpático e parassimpático, mas que para muitos autores significa um marcador da atividade simpática (MALIANI, PAGANI, LOMBARDI & CERUTTI, 1991); e bandas de alta frequência (HF), que apresentam média de valores entre 0.15 e 0.4Hz e estão relacionadas exclusivamente com a FR (CERUTTI, BIANCHI & MAINARDI, 1995).

É importante ressaltar que existe uma dificuldade na literatura em explicar os significados fisiológicos que compreendem o componente VLF. O componente não harmônico, o qual não possui propriedades coerentes e é afetado por algoritmos da linha de base ou remoção de tendências, é comumente aceito como um dos maiores constituintes da VLF. Além disso, quando se obtêm registros mais longos de duração, outro componente de ultra-baixa-frequência (ULF) também pode ser encontrado em adição aos componentes HF, LF e VLF (TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROSPHYSIOLOGY, 1996).

Segundo o estudo de CASADEI, COCHRANE, JOHNSTON e CONWAY (1995)**,** analisando o comportamento da VFC durante teste incremental em cicloergômetro, a análise espectral é incapaz de fornecer medidas adequadas da atividade simpática e parassimpática durante o exercício. A utilização de dados normalizados durante mudanças drásticas na VFC, que ocorrem principalmente durante o exercício físico, tem sido sugerida inicialmente por MALIANI et al. (1991). Apesar dos questionamentos (CASADEI et al., 1995), a utilização de dados normalizados pode se tornar eficaz na descoberta de novos desdobramentos e conhecimentos, que muitas vezes ficam obscuros quando são analisados os resultados de valores absolutos do espectro. Geralmente, os componentes HF e LF são normalizados, os quais representam valores relativos de cada componente da

potência em proporção da potência total menos o componente VLF (ACHTEN & JEUKENDRUP, 2003).

Diversos estudos têm sido conduzidos com base nas análises espectrais em relação ao exercício (CASADEI et al., 1995; COTTIN et al., 2004). No entanto, alguns autores (HAUTALA et al., 2003; BRAUN et al., 1998) ressaltam que somente com a utilização dos métodos não lineares é possível esclarecer alguns pontos que ficam obscuros, quando se utiliza a análise no domínio da frequência e do tempo.

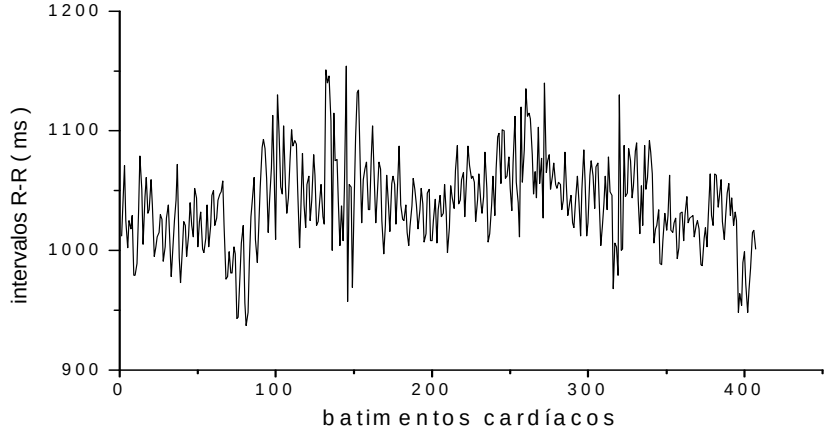
3.4.1.2 Análise no domínio do tempo

Inegavelmente, para se fazer uma análise da VFC, seja ela por métodos no domínio do tempo, geométricos, da frequência ou não linear, sempre se parte do princípio de que os dados inicialmente serão coletados em função do tempo. Posteriormente, por meio de um registro com determinada duração, podendo ser de minutos ou até mesmo horas, o pesquisador toma a decisão de qual método é o mais adequado para o tratamento e extrapolação dos seus dados.

Apesar dos questionamentos levantados em relação às limitações das análises no domínio do tempo, sua utilização durante protocolos que incluem o esforço físico progressivo tem sido frequentemente divulgada na literatura (KARAPETIAN et al., 2007; TULPPO et al., 1996). Para obtenção das medidas no domínio do tempo, registra-se cada intervalo R-R normal (batimentos sinusais) durante um determinado intervalo de tempo, com os resultados expressos em milissegundos (ms) e, a partir daí, com base em cálculos matemáticos, métodos estatísticos e/ou geométricos, calcula-se os índices tradutores de flutuações na duração dos ciclos cardíacos (ex: média, desvio-padrão e índices derivados do histograma ou do mapa de coordenadas cartesianas dos intervalos RR).

A Figura 2 apresenta as medidas comumente utilizadas para expressar a VFC no domínio do tempo.

A



B

Intervalos R-R no domínio do tempo	
Media RR (ms)	Média de todos os intervalos R-R normais
SDNN (ms)	Desvio-padrão de todos os intervalos R-R normais
rMSSD (ms)	Raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos R-R normais adjacentes
pNN50	Percentagem de intervalos RR adjacentes com diferença de duração superior a 50ms

C

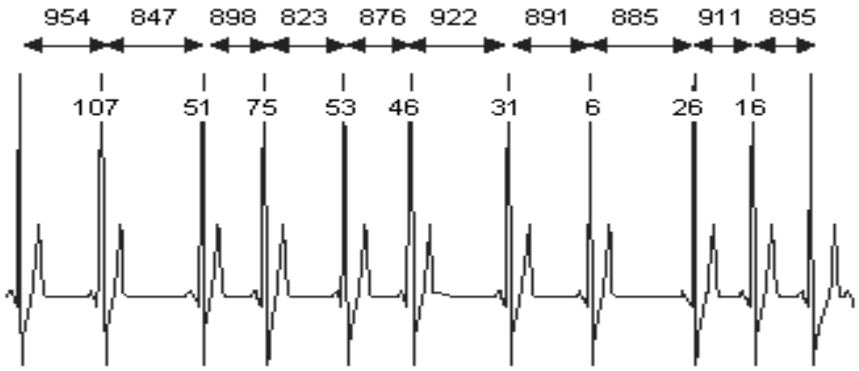


FIGURA 2 - Exemplo de uma série temporal de intervalos RR (a), as medidas comumente utilizadas (b), conjunto de onze batimentos e as diferenças entre os intervalos são expressos (c) (adaptada de ACHTEN & JEUKENDRUP, 2003).

Em relação aos índices calculados por meio de métodos estatísticos da VFC, eles podem ser divididos em duas categorias: índices baseados na medida dos intervalos RR individualmente (SDNN, SDANN e SDNN índex) e índices baseados na comparação entre dois intervalos RR adjacentes (pNN50 e rMSSD) (para maiores detalhes, vide TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROSPHYSIOLOGY, 1996). Em relação às variáveis calculadas das diferenças entre os ciclos adjacentes, tais como rMSSD (raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes, expressa em ms) e PNN50 (percentagem de intervalos RR adjacentes com diferença de duração superior a 50ms), elas possuem correlações acima de 0.9 e podem ser consideradas substituíveis entre si, sendo que estas variáveis refletem fortemente o tônus vagal (KLEIGER, STEIN, BOSNER & ROTTMAN, 1995).

Devido ao fato de a estimulação parassimpática resultar de uma resposta rápida e de curta duração (HAINSWORTH, 1995), fazendo-se notar já no primeiro ou segundo batimentos subsequentes, índices baseados nas comparações entre a duração de dois ciclos adjacentes, como pNN50 e rMSSD, refletem predominantemente um marcador do tônus vagal.

As medidas no domínio do tempo têm sido utilizadas para se avaliar as relações existentes entre a modulação autonômica e as intensidades de esforço. Os estudos envolvendo essas medidas, sejam elas utilizadas em conjunto com as no domínio da frequência (TULPPO, 1996; YAMAMOTO, MIYACHI, SAITOH, YOSHIOKA & ONODERA, 2001) ou individualmente (KARAPETIAN et al., 2007; ABAD, 2006), têm demonstrado resultados satisfatórios. No entanto, existem poucos estudos nos quais medidas repetidas da VFC têm sido feitas sobre as análises no domínio do tempo.

Segundo KLEIGER et al. (1995), as variáveis medidas no domínio do tempo são simples e constituem uma ferramenta prática para avaliar a função autonômica. Suas utilidades têm sido demonstradas em um número diverso de estados, tanto patológicos cardíacos e não cardíacos, como também em sujeitos normais. Variáveis no domínio do tempo podem ser usadas para avaliar o efeito autonômico de drogas e

outras intervenções incluindo o exercício, como também o estresse físico e fisiológico.

3.4.1.3 Métodos não lineares

Os métodos não lineares se baseiam na teoria do caos, onde os fenômenos são altamente irregulares e estão certamente envolvidos nos gêneses da VFC. Eles são determinados pela complexa interação da hemodinâmica, eletrofisiologia e variáveis humorais, bem como por regulações nervosas autonômicas e centrais. Foi especulado que a análise da VFC sobre métodos não lineares pode fornecer valiosas informações para as interpretações fisiológicas da VFC e para avaliação do risco de morte súbita (TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROSPHYSIOLOGY, 1996). Segundo SCHMIDT e GREGOR (1995) os métodos das dinâmicas não lineares podem fornecer novos e principalmente diferentes caminhos na análise da VFC (para revisão sobre o tema, vide MALIK & CAMM, 1995).

3.4.1.4 Métodos geométricos

Uma das principais limitações dos métodos convencionais estatísticos no domínio do tempo é sua dependência sobre a qualidade dos dados das séries de intervalos RR, os quais são analisados por fórmulas estatísticas. A utilização dos métodos geométricos é capaz de fornecer uma razoável avaliação da VFC até mesmo quando a qualidade dos dados não permite o uso dos métodos convencionais no domínio do tempo e da frequência (MALIK, 1995).

A Plotagem de Poincaré é um dos métodos geométricos que vem sendo bastante utilizado na literatura (LIMA & KISS, 1999; MOUROT et al., 2004; NAKAMURA et al., 2005; TULPPO et al., 1996), pois possibilita por meio de uma análise simples verificar o comportamento dos intervalos R-R de uma forma qualitativa e também fornece uma análise quantitativa utilizando-se dos valores dos desvios-padrão dos intervalos R-R instantâneos (SD1) e em longo prazo (SD2).

3.4.1.4.1 Plotagem de Poincaré

A partir de um registro das durações de uma série de batimentos cardíacos sucessivos, é possível utilizar esta técnica que consiste na plotagem de cada intervalo R-R em função do intervalo anterior (Figura 3, Plotagem de Poincaré). O eixo transverso da elipse formada pelos pontos, chamado de desvio-padrão “b” (SD1), representa a variabilidade instantânea dos intervalos R-R, caracterizado como um marcador da modulação parassimpática (MOUROT et al., 2004; TULPPO et al., 1996). O eixo longitudinal, chamado de desvio-padrão “a” (SD2), indica a variabilidade de médio e longo prazo dos intervalos R-R, e é caracterizado como um marcador da modulação parassimpática e simpática.

A dinâmica não linear da VFC pode ser avaliada qualitativamente e quantitativamente por meio da plotagem de Poincaré (MOUROT et al., 2004). Em comparação com as medidas espectrais, a maior vantagem na utilização da análise de Poincaré é a sua simplicidade, sendo aplicável para dados não estacionários (TULPPO et al., 1996), já que alguns autores sugerem uma determinada limitação na inferência dos resultados pela análise espectral, principalmente relacionada ao exercício (CASADEI et al., 1995).

Alguns estudos voltados para análise do comportamento da VFC durante o exercício têm demonstrado resultados interessantes, principalmente quando utilizada a plotagem de Poincaré para fazer associações com o comportamento da modulação autonômica em cargas crescentes de esforço (LIMA & KISS, 1999; MOUROT et al., 2004; TULPPO et al., 1996).

LIMA e KISS (1999), analisando o comportamento da VFC durante protocolo progressivo máximo, observaram que o índice SD1 apresentava redução gradual e proporcional ao aumento de intensidade até valores de aproximadamente 3ms, tendendo em cargas posteriores a uma estabilização desses valores. Os autores denominaram a primeira carga de trabalho correspondente aos valores inferiores a 3ms (início do platô) como limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC), em virtude de a mesma apresentar bons níveis correlação com o limiar de lactato, quando identificado pela carga de menor valor do equivalente de lactato.

NAKAMURA et al. (2005) utilizando índices da plotagem de Poincaré e seguindo critérios dos valores fixos propostos por LIMA e KISS, (1999) verificaram os efeitos do treinamento aeróbio de curta duração sobre o LiVFC. De acordo com seus resultados, o LiVFC apresenta sensibilidade aos efeitos específicos do treinamento da capacidade aeróbia de curto prazo, evidenciando que é um indicador da capacidade aeróbia.

MOUROT et al. (2004) analisaram a efetividade do método da plotagem de Poincaré para avaliar as mudanças induzidas pelo treinamento de resistência na VFC. Na conclusão dos seus resultados, os autores sugerem que a análise qualitativa e quantitativa da plotagem de Poincaré pode de certa forma substituir as análises no domínio do tempo e da frequência para avaliação das mudanças ocorridas na VFC induzidas pelo treinamento.

BRUNETTO, MOREIRA, ROSEGUINI, HIRAI e GUEDES (2005) verificaram a possibilidade de identificação do primeiro limiar da VFC, durante teste progressivo máximo em esteira, em 41 adolescentes de ambos os sexos. Os autores observaram que o SD1 tende a diminuir até intensidades próximas ao LiVent e se estabiliza posteriormente. No entanto, ao comparar dois métodos de identificação do LiVFC (LIMA & KISS, 1999; TULPPO et al., 1996) com o LiVent, os autores encontraram bons níveis de correlação apenas quando os valores foram expressos em proporção do VO_{2PICO} em termos absolutos. Com relação aos valores relativos, uma baixa correlação foi encontrada, sugerindo certa cautela na identificação do LiVFC.

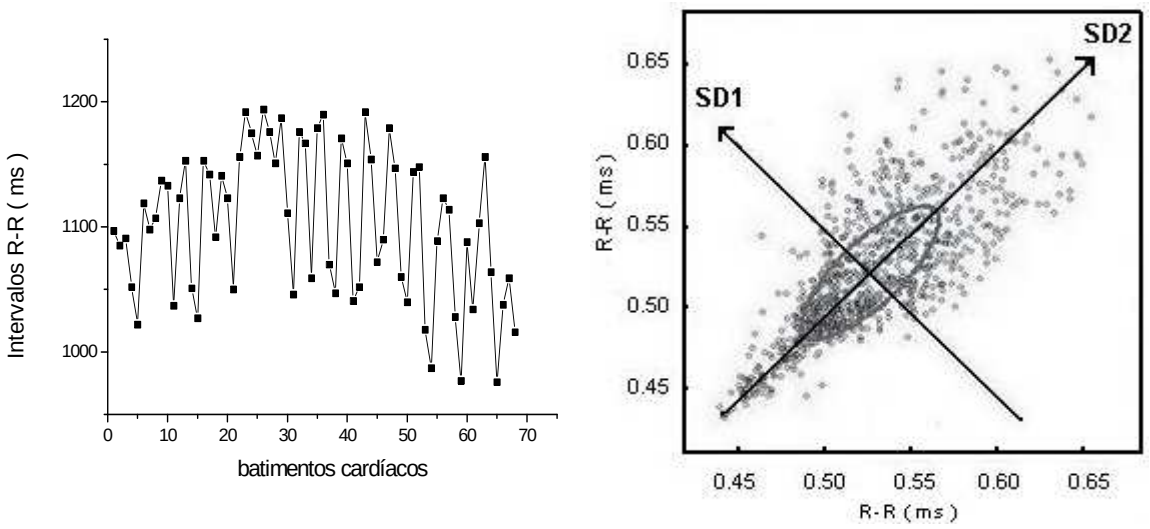


FIGURA 3 - Exemplificação de um conjunto de intervalos R-R e a subsequente plotagem de Poincaré.

3.5 Exercício e a variabilidade da frequência cardíaca

Em seu estudo, SANDERCOCK e BRODIE (2006) ressaltam que muitos autores concordam que a VFC é uma medida útil na avaliação do balanço autonômico em repouso, mas que o seu uso durante o exercício é limitado. No entanto, segundo os autores, isto se deve à necessidade de padronização nos métodos de tratamento dos dados, principalmente em relação à análise espectral, para que se possa alcançar estimativas mais precisas e consistentes em relação ao comportamento do balanço autonômico durante o exercício.

Tradicionalmente, em estudos que utilizam a análise espectral da VFC, a razão LF/HF tem sido comumente aceita por refletir o balanço simpato/vagal. Entretanto, análises espectrais de pacientes durante teste de esforço têm mostrado que a VFC não demonstra uma razão LF/HF esperada, consistente com a hiperatividade simpática durante exercício (FREEMAN et al., 2006). Os estudos apresentam uma diminuição da HF durante o exercício, porém também apontam para um declínio da potência total no mesmo período. Sendo assim, como citado anteriormente, alguns autores (MALIANI et al., 1991) sugerem a utilização de unidades normalizadas para quantificar as potências LF e HF, com intuito de se obter uma melhor apreciação na distribuição fracional da VFC.

A VFC apresenta uma redução gradativa dos seus valores durante o exercício, podendo muitas vezes decair rapidamente com o aumento progressivo das cargas de esforço e até mesmo alcançar limites de resolução nos muitos sistemas de análise. Consequentemente, isto significa que as medidas no domínio do tempo e da frequência podem ser difíceis de interpretar, principalmente nas altas intensidades de esforço (CASADEI et al., 1995; SANDERCOCK & BRODIE 2006).

No entanto, a análise do comportamento da VFC durante cargas crescentes de esforço tem sido estudada em diversas situações, como uma simples intensidade “steady-state” (MOUROT et al., 2004; NAKAMURA et al., 2005), estágios incrementais (CASADEI et al., 1995; KARAPETIAN et al., 2007; LIMA & KISS, 1999), protocolo de rampa (TULPPO et al., 1998; YAMAMOTO et al., 1992) entre outros.

A maioria das medidas de VFC é influenciada predominantemente pela atividade do SNP e a ação barorreflexa. A ação desses dois controladores é drasticamente modificada durante o exercício. Sendo assim, até mesmo dentro dos estudos que reportam alterações estatisticamente significativas em algumas medidas da VFC, nem todas as mudanças apontam para a direção esperada (SANDERCOCK & BRODIE, 2006).

Os resultados dos estudos que utilizam valores normalizados de potência no espectro da VFC têm apresentado resultados interessantes e conflitantes, sugerindo que somente uma complexa interação de múltiplas contribuições para o coração poderia melhor explicar o comportamento da VFC, e não somente um simples desbalanço autonômico (FREEMAN et al., 2006).

Alguns trabalhos apontam para alterações não significativas nas respostas da VFC, apesar do aumento no $VO_{2MÁX}$ e bradicardia em repouso (BOUTCHER & STEIN 1995, BONADUCE, PETRETTA, CAVALLARO, APICELLA, IANNICIELO, ROMANO, BREGLIO & MARCIANO, 1998; LOIMAALA, HUIKURI, OJA, PASANEN & VUORI, 2000; PERINI, FISHER, VEICSTEINAS & PENDERGAST, 2002). No entanto, esses achados têm criado conflitos e despertado o interesse por diversos pesquisadores sobre os perspectivos desdobramentos futuros que a VFC pode fornecer. Obviamente, é importante ressaltar que estes resultados estão “misturados e contrapostos” aos achados anteriores, onde um grande número de estudos reporta significativas alterações no balanço autonômico, mensuradas pela análise espectral

seguindo o exercício como “intervenção” (SCHUIT, VAN AMELSVOORT, VERHEIJ, RIJNEKE, MAAN, SWENCE & SCHOUTEN, 1999; MELANSON & FREEDSON, 2001; TULPPO, HAUTALA, MAKIKALLIO, LAUKKANEN, NISSILA, HUGHSON & HUIKURI, 2003).

Portanto, podemos pressupor que os estudos da VFC nos fazem aumentar o nosso desconhecimento dos fenômenos fisiológicos, as ações de medicamentos, mecanismos de doenças (TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROSPHYSIOLOGY, 1996) e também do exercício (CASADEI et al., 1995). Sendo assim, se torna necessária a contínua investigação dos índices tradutores da modulação autonômica, especialmente em esforços físicos progressivos máximos.

3.6 A variabilidade da frequência cardíaca e os limiares metabólicos

Inicialmente, YAMAMOTO et al. (1992) introduziram as relações existentes entre o Limiar Ventilatório (LiVent) e a VFC em sujeitos saudáveis. As conclusões dos seus resultados apontam para uma significativa retirada vagal ao nível do LiVent e aumentos nos índices tradutores da modulação simpática.

Posteriormente, TULPPO et al. (1996) analisando o comportamento do sistema nervoso autônomo, verificaram uma diminuição progressiva dos índices tradutores da modulação vagal até o nível do LiVent e uma intensificação na participação dos índices tradutores da modulação simpática em intensidades mais elevadas. Atrativamente, a possibilidade de identificação do LAe pelo comportamento da VFC vem sendo testada em alguns estudos (BRUNETTO et al., 2005; LIMA & KISS, 1999; KARAPETIAN et al., 2007; NAKAMURA et al., 2005), revelando resultados satisfatórios e interessantes.

LIMA e KISS (1999), observando o comportamento da VFC durante esforço progressivo máximo em cicloergômetro, identificaram um “platô” nos valores de SD1 em todos os indivíduos (Plotagem de Poincaré) próximos a 3ms. Os autores sugeriram a utilização deste valor como um possível método alternativo para identificação do $LiLac_1$ ([La]/carga), diante da aproximação que ambos os métodos (LiVFC x LiLac) demonstraram em seus resultados (r = 0,76).

NAKAMURA et al. (2005), utilizando a mesma metodologia de LIMA e KISS (1999) para identificação do LAe, avaliaram se os efeitos do treinamento aeróbio poderiam interferir na melhora da intensidade referente ao LiVFC. De acordo com os autores, seus resultados se apresentaram de forma satisfatória em relação à utilização do método e sua reprodutibilidade, bem como uma sensibilidade do LiVFC ao treinamento aeróbio.

Em seu estudo, BRUNETTO et al. (2005) realizaram uma comparação entre o LiVFC identificado pelos métodos de valores fixos da VFC (LIMA & KISS 1999; TULPPO et al., 1998) e o $LiVent_1$, obtido por meio de uma análise visual. Sua amostra foi composta por indivíduos adolescentes de ambos os gêneros e utilizaram protocolo progressivo máximo em ergômetro esteira. Os resultados mostraram que a plotagem de Poincaré pode ser útil, do ponto de vista quantitativo, para análise da modulação autonômica durante testes de esforço físico. No entanto, em virtude dos valores expressos em proporção ao VO_{2PICO} apresentarem baixas correlações, os autores sugerem que o $LiVent_1$ identificado pela VFC deve ser visto com cautela, sendo necessárias maiores tentativas de aprimoramento dos critérios.

ABAD (2006), avaliando homens fisicamente ativos durante protocolo progressivo máximo em cicloergômetro, com carga inicial de 120w e incrementos de 30w a cada três minutos, propôs a aplicação de um ajuste segmentado em três retas sobre o índice SD1, com intuito de encontrar uma aproximação entre os dois pontos de intersecção entre as retas e os limiares de lactato. Os resultados demonstraram que a metodologia proposta parece ser promissora para identificação dos limiares metabólicos por meio da análise da VFC.

KARAPETIAN et al. (2007), analisando uma amostra de vinte e quatro indivíduos de ambos os gêneros, utilizando protocolo progressivo máximo em cicloergômetro com incrementos de 25w a cada três minutos, identificaram boas correlações entre o limiar identificado pela VFC, em relação aos limiares de lactato e ventilatório, sendo r= 0,82 e 0,89, respectivamente. De acordo com os resultados, os autores sugerem que o limiar de VFC pode ser utilizado como um bom método alternativo na identificação do limiar de lactato.

COTTIN et al. (2006), analisando onze indivíduos homens ciclistas e triatletas, verificaram que a utilização em conjunto do componente total de HF multiplicado

pelos “picos” de HF (HF.fHF), sendo esta plotada em função de uma intensidade crescente de esforço, possibilitava a identificação de dois pontos distintos de quebra na linearidade do seu comportamento, e que os mesmos não apresentavam diferenças significativas ($p<0,05$) em relação ao $LiVent_1$ e $LiVent_2$, respectivamente. Por outro lado, quando os autores utilizavam apenas o componente total de HF, plotado em função da intensidade, a característica do seu comportamento não permitia a identificação dos dois pontos, possivelmente por não refletir com maior precisão as alterações específicas que ocorrem na atividade respiratória principalmente em intensidades próximas à máxima em que a constância de picos de frequência respiratória é maior.

Com base na existência dos fatos e dos resultados dos trabalhos acima citados, podemos pressupor que a identificação ou aproximação da primeira zona de transição metabólica (LAe) torna-se possível por meio da análise do comportamento da VFC. Sendo assim, e admitindo a possibilidade de existência de um padrão não linear no comportamento da FC em intensidades acima do LAe (CONCONI et al., 1982; KARA, GÖKBEL, BEDÌZ, ERGENE, ÜÇOK & UYSAL, 1996; RIBEIRO; FIELDING, HUGHES, BLACK, BOCHESE & KNUTTGEN, 1985), é razoável imaginar que o comportamento da VFC também apresente um padrão não linear em relação a intensidades crescentes de esforço, e que se faz necessário apenas testar a possibilidade de modelos que possam ser melhor aplicáveis ao comportamento específico da variável nestas intensidades.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Aspectos éticos

Todos os procedimentos adotados durante o estudo foram submetidos e aprovados pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para pesquisas envolvendo seres humanos.

4.2 Amostra

Participaram deste estudo dezenove homens saudáveis, praticantes de corrida, com idade entre vinte e trinta e seis anos. Todos os sujeitos estavam isentos de tratamentos farmacológicos, não eram fumantes e estavam livres de qualquer tipo de distúrbio neuromuscular ou cardiovascular.

4.3 Critérios de inclusão e exclusão

Como mencionado anteriormente, somente participaram da pesquisa indivíduos saudáveis, do gênero masculino, com idade entre vinte e trinta e seis anos, praticantes de corrida (ao menos três vezes por semana). Todos preencheram a ficha de cadastro com dados pessoais e responderam os questionários de Fatores de Riscos para Doenças Cardiovasculares (Anexo 1) e ParQ (Anexo 2), conforme recomendação do AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (2000), com intuito de identificar prováveis restrições e limitações à saúde. Qualquer resposta afirmativa aos questionários de Fatores de Risco Para Doenças Cardiovasculares e/ou ParQ foi adotada como critério de exclusão, bem como o não cumprimento dos critérios de inclusão citados anteriormente.

4.4 Material

Além dos equipamentos para as medidas antropométricas (balança, estadiômetro, adipômetro e fita métrica), foi utilizada uma esteira ergométrica com sistema computadorizado (Imbramed, Super ATL). O registro da FC e sua variabilidade (intervalos R-R) foram feitos pelo cardiofrequencímetro Polar S810i. Este dispositivo foi validado em relação a um ECG padrão (GAMELIN, BERTHOIN & BOSQUET, 2006). Para a análise respiratória, foi utilizado o analisador de gases K4b2, COSMED®. As [La] foram determinadas pelo analisador de lactato portátil 1500 YSI da Yelowsprings®.

4.5 Centros envolvidos

A coleta de dados, a análise dos resultados e a discussão do trabalho foram realizadas no Laboratório de Determinantes Energéticos de Desempenho Esportivo (LADESP) da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (EEFE-USP).

4.6 Protocolo do teste progressivo até a exaustão

Os indivíduos deveriam chegar ao laboratório após decorrido o tempo mínimo de duas horas da última refeição. Inicialmente, foram submetidos a uma avaliação morfológica e um eletrocardiograma de repouso com doze derivações. A densidade corporal foi estimada a partir da equação de JACKSON e POLLOCK (1978) e convertida para percentual de gordura através da equação de SIRI (1961).

Posteriormente, iniciaram-se as medidas de FC e análise das trocas gasosas (espirometria) com o indivíduo permanecendo deitado por dez minutos e depois mais dez minutos sentado. Em seguida, foi coletada uma amostra de lactato da ponta do dedo anelar e o indivíduo foi direcionado à esteira rolante previamente calibrada, permanecendo mais cinco minutos em pé sobre a esteira, para que fossem feitos os últimos ajustes e em sequência dar prosseguimento ao teste. Finalmente, o indivíduo foi submetido a um teste progressivo escalonado máximo. Após três minutos de aquecimento caminhando a 5 $km.h^{-1}$, a velocidade foi aumentada em 1,0 $km.h^{-1}$ a cada três minutos, até o indivíduo não ser mais capaz de correr. Nos 30s finais de cada estágio, foi feita uma coleta da amostra de lactato. A esteira foi mantida com 1% de inclinação até o final do teste (protocolo adaptado de HECK, MADER, HESS, MUCKE, MULLER & HOLLMANN, 1985).

Um médico cardiologista acompanhou todos os testes, utilizando as recomendações para interrupção de teste de esforço estipuladas pelo AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (2003, p.52).

A fase pós-teste foi realizada com o indivíduo caminhado a 4 $km.h^{-1}$ durante 5 minutos e, posteriormente, para efeito de segurança e preservação da integridade dos indivíduos, os mesmos permaneceram sentados no laboratório, durante pelo

menos trinta minutos em observação. Todos os indivíduos repetiram o teste, mantendo um intervalo de no mínimo três dias e no máximo uma semana, com intuito de verificar a reprodutibilidade do modelo proposto.

4.7 Coleta dos dados

4.7.1 Variáveis ventilatórias

As variáveis ventilatórias, tais como, a ventilação (VE), o volume de ar expirado e as concentrações de oxigênio e dióxido de carbono, foram medidas respiração-a-respiração, durante todo o teste (K4b2, COSMED®, Roma, Itália). A calibração do sensor fluxo e dos analisadores de O_2 (sensor de zircônio) e CO_2 (absorção de infravermelho) foi realizada por meio de uma seringa contendo 3 litros de ar e cilindros com gases de composição conhecida, respectivamente.

4.7.2 Lactato Sanguíneo

As amostras de sangue foram coletadas da ponta do dedo anelar, utilizando capilares contendo 25µL de sangue, e em seguida analisadas em um lactímetro portátil (YSI Yellow Springs, OH, USA). Foram coletadas quatro amostras: uma amostra em repouso (pré-teste), uma durante a fase de esforço nos 30s finais de cada estágio, uma no terceiro e outra no quinto minuto de recuperação.

4.7.3 Variabilidade da frequência cardíaca

Os dados da frequência cardíaca e sua variabilidade foram coletados batimento-a-batimento pelo cardiofrequencímetro S810i da Polar®, sendo os dados transmitidos via interface infravermelho e gravados em no programa Polar Precision Performance 4.0. Após serem filtrados automaticamente para remover batimentos prematuros ou “indesejáveis”, os intervalos R-R foram separados por estágios. Uma análise de inspeção visual na qualidade dos dados também foi feita. Os intervalos R-R, gravados pelo programa Polar Precision Performance 4.0, foram exportados para

o Bloco de Notas do Windows XP e posteriormente abertos no programa HRV Analysis (cedidos gentilmente pelo Grupo de Análises de Sinais Biológicos do Departamento de Física Aplicada da Universidade de Kuopio – Finlândia). A plotagem de Poincaré (índices SD1 e SD2) foi a análise utilizada nos dados da VFC.

4.8 Análise dos dados

4.8.1 Determinação do $VO_{2MÁX}$

O $VO_{2MÁX}$ foi determinado, após conversão dos valores para médias de 20s, por meio da obtenção de pelo menos três dos seguintes critérios: o aumento do VO_2 menor que 2,1 $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ mediante incremento da intensidade, exaustão do sujeito, $FC_{MÁX}$ predita pela idade (220-idade), [La] após o teste maior que 8,0 $mmol.l^{-1}$, ou a razão de trocas respiratórias (RER) maior que 1,10 (HOWLEY, BASSET & WELCH, 1995).

4.8.2 Identificação dos limiares de lactato

Para identificação do $LiLac_1$, foi utilizada a velocidade correspondente à [La] fixa de 2 $mmol.l^{-1}$ (KINDERMAN et al., 1979). Já para identificação do $LiLac_2$ utilizou-se a concentração fixa de 3.5 $mmol.l^{-1}$ de lactato, seguindo os critérios sugeridos por HECK et al. (1985). Os limiares de lactato ($LiLac_1$ e $LiLac_2$) foram expressos em valores absolutos [Vel ($km.h^{-1}$), FC (bpm), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)] e relativos ($Vel_{MÁX}$ $\%FC_{MÁX}$ e $\%VO_{2MÁX}$).

4.8.3 Identificação dos limiares ventilatórios

Os dados coletados respiração-a-respiração do último minuto de cada estágio foram analisados após conversão para médias de 20s. A identificação dos limiares ventilatórios foi feita a partir da inspeção visual, utilizando o critério da mediana entre três avaliadores experientes. A identificação do primeiro limiar ventilatório ($LiVent_1$), foi realizada mediante o ponto de menor valor do equivalente de O_2 (VE/VO_2), plotado em função do tempo, sem um aumento concomitante do equivalente de VCO_2 (ref).

Já para o segundo limiar ventilatório ($LiVent_2$) foi utilizada a identificação do menor valor do equivalente de VCO_2 (VE/VCO_2) seguida de um aumento progressivo do mesmo. Caso os dados dos VE/VO_2 e VE/VCO_2 não apresentassem nitidez na identificação dos limiares, as frações expiradas de oxigênio ($LiVent_1$) e dióxido de carbono ($LiVent_2$) eram utilizadas (MEYER, LUCIA, EARNEST & KIDERMANN, 2005). Valores absolutos [Vel ($km.h^{-1}$), FC (bpm), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)] e relativos ($\%Vel_{MÁX}$ $\%FC_{MÁX}$ e $\%VO_{2MÁX}$) foram utilizados para expressar $LiVent_1$ e $LiVent_2$.

4.8.4 Identificação dos limiares da variabilidade da frequência cardíaca

Os intervalos R-R do último minuto do repouso e em cada estágio de exercício foram usados para análise da VFC. Os limiares de variabilidade foram identificados por intermédio de três modelos que possuem separadamente critérios específicos, os quais serão descritos a seguir.

4.8.4.1 Primeiro modelo (valores fixos)

Para identificação das duas zonas de transição metabólica (SKINNER & MCLELLAN, 1980), aqui mencionadas como limiar aeróbio (LAe) e limiar anaeróbio (LAn) respectivamente, foram utilizados os critérios de valores fixos. A identificação da significativa retirada vagal, que está associada à primeira zona de transição metabólica (LAe), denominada no presente estudo como $LiVFC_{1FIXO}$, foi obtida através da análise quantitativa da Plotagem de Poincaré, utilizando como critério o platô de 3 ms sugerido por LIMA e KISS (1999). Sendo assim, a primeira carga ($km.h^{-1}$) correspondente aos valores de SD1 ≤ 3ms, foi considerada como a intensidade referente ao LAe.

Para identificação da segunda zona de transição metabólica (LAn), denominada como $LiVFC_{2FIXO}$, foi utilizada a determinação de um segundo platô, identificado pelo primeiro menor valor encontrado na variável SD1, já que prévios achados sugerem um pequeno aumento nos valores de SD1 próximos à segunda zona de transição metabólica (ABAD, 2006).

4.8.4.2. Segundo modelo (valores normalizados pela média dos intervalos R-R)

De acordo com este critério, a identificação dos limiares metabólicos foi feita pelo método da análise visual. As Figuras 4 e 5 exemplificam a aplicação desse modelo. Os valores de índices SD1 e SD2 foram utilizados na determinação dos LAe e LAn, respectivamente. Por meio da análise visual, utilizando-se como critério a “mediana” entre três avaliadores experientes, foram identificadas as cargas de trabalho correspondentes aos dois “pontos” de estabilização no decréscimo dessas variáveis, associadas às zonas de transição metabólica.

Para identificação da primeira zona de transição metabólica, denominada neste presente estudo como $LiVFC_{n1,}$ os valores da variável SD1 foram plotados individualmente em função da intensidade de trabalho, sendo identificada a intensidade onde não houve um posterior declínio acentuado (platô) em seus respectivos valores (KARAPETIAN et al., 2007; TULPPO et al., 1996).

Para identificação da segunda zona de transição metabólica, denominada como $LiVFC_{n2}$, os valores da variável SD2 foram plotados individualmente em função da intensidade ($km.h^{-1}$) de trabalho, empregando-se também o critério de identificação do ”platô” no declínio dos seus valores, sendo esta uma variável tradutora do sistema nervoso autonômico parassimpático e simpático (TULPPO et al., 1996).

Os dados de SD1 e SD2 foram normalizados ($SD1_n$ e $SD2_n$, respectivamente), sendo os seus respectivos valores médios brutos de cada estágio divididos pela média total dos intervalos R-R e multiplicados por 1000 (MOUROT et al., 2004; TULPPO et al., 1998).

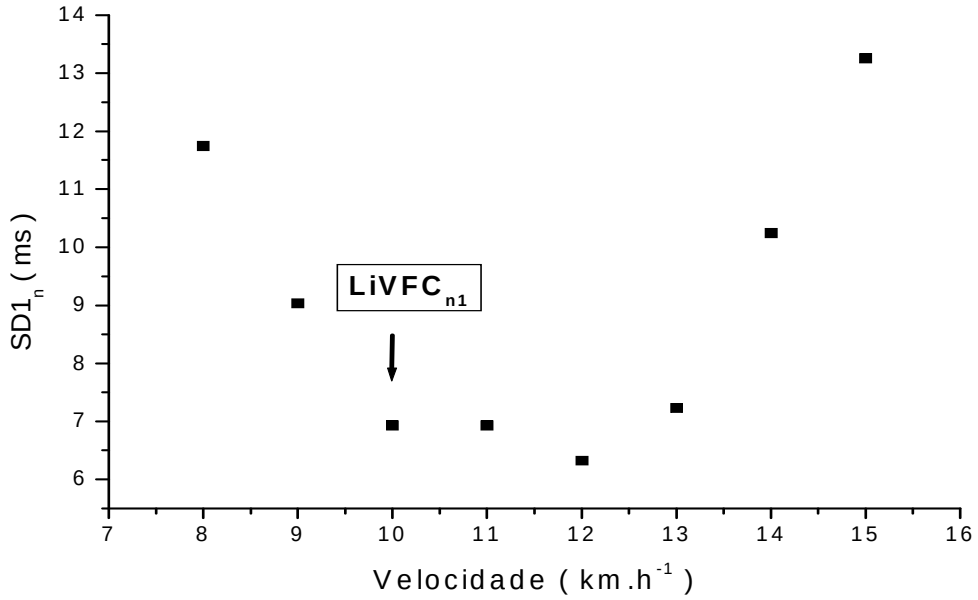


FIGURA 4 – Representação gráfica da determinação do limiar aeróbio, por meio do segundo modelo proposto para identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{n1}$).

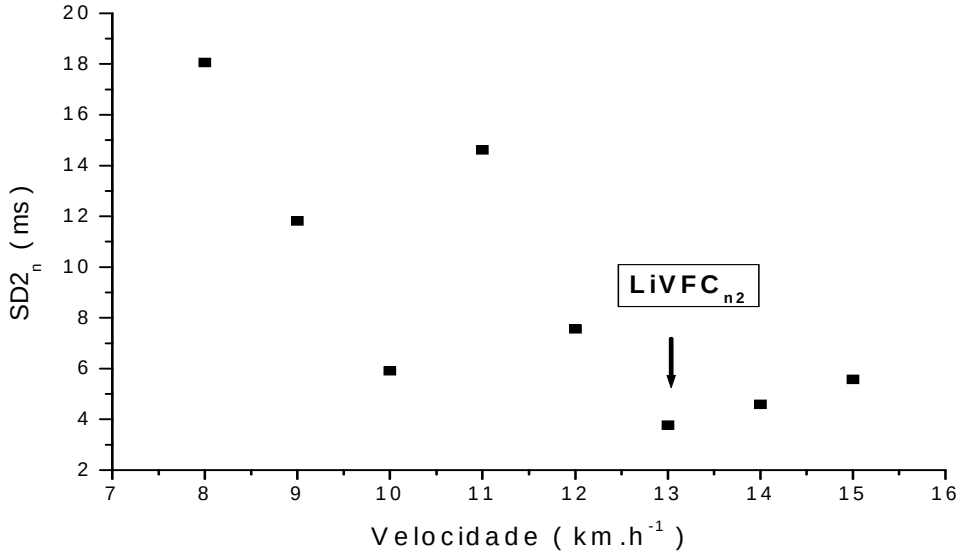


FIGURA 5 – Representação gráfica da determinação do limiar anaeróbio, por meio do segundo modelo proposto para identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{n2}$).

4.8.4.3 Terceiro modelo (valores normalizados pelo valor de SD1 referente à velocidade inicial)

O intuito deste modelo foi identificar visualmente (mediana entre "três" avaliadores) dois pontos de estabilização no comportamento das variáveis SD1 e SD2, utilizadas para identificação dos LAe e LAn, respectivamente. As Figuras 6 e 7 exemplificam a aplicação desse modelo. Para o emprego do mesmo, inicialmente foi feita uma normalização dos valores brutos de SD1 e SD2, sendo representados por $SD1_p$ e $SD2_p$, respectivamente. A normalização foi feita por meio da divisão dos valores absolutos referentes à SD1 de cada intensidade ($km.h^{-1}$) pelo valor de SD1 da intensidade ($km.h^{-1}$) inicial e multiplicados por 100. O mesmo procedimento foi utilizado na variável SD2, com a divisão dos valores absolutos referentes à SD2 de cada intensidade ($km.h^{-1}$), pelo valor de SD2 da intensidade ($km.h^{-1}$) inicial e multiplicados por 100. Os LAe e LAn identificados pela análise de variáveis relacionadas ao comportamento da VFC (SD1 e SD2) foram denominados como $LiVFC_{p1}$ e $LiVFC_{p2}$, respectivamente. Todos os limiares de VFC, identificados pelos três diferentes modelos, foram expressos em valores absolutos [Vel ($km.h^{-1}$), FC (bpm) e VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$)] e relativos ($\%Vel_{MÁX}$ $\%FC_{MÁX}$ e $\%VO_{2MÁX}$).

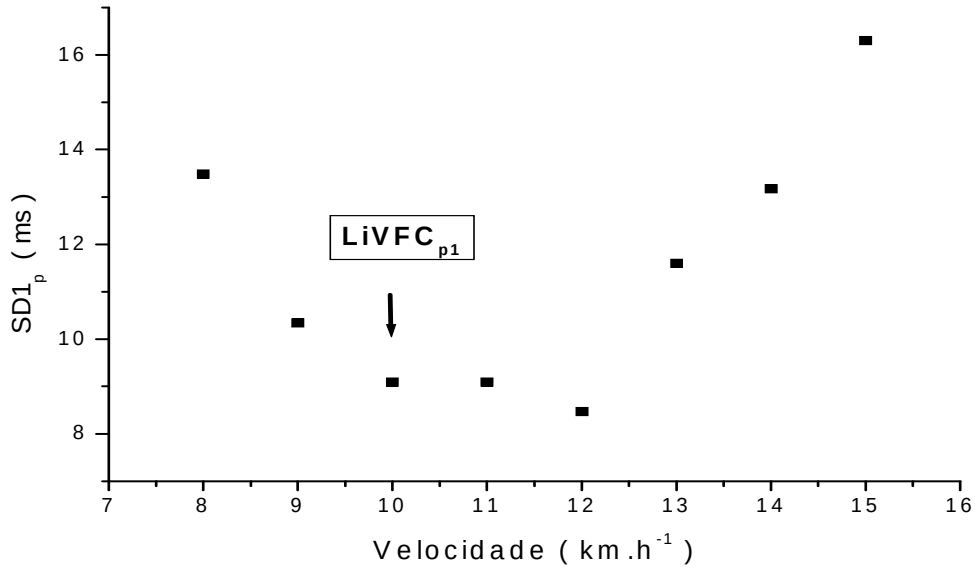


FIGURA 6 – Representação gráfica da determinação do limiar aeróbio, por meio do terceiro modelo proposto para identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{p1}$).

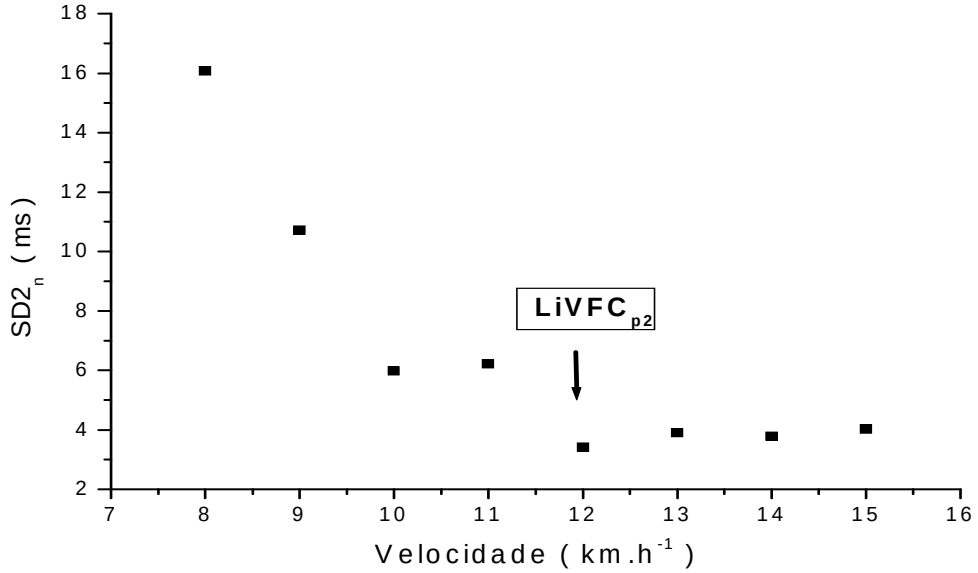


FIGURA 7 – Representação gráfica da determinação do limiar anaeróbio, por meio do terceiro modelo proposto para identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{p2}$).

4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk, a qual demonstrou um comportamento gaussiano. Para análise descritiva das características individuais dos sujeitos utilizou-se média ± desvio-padrão. Foi utilizada a ANOVA para medidas repetidas, acompanhada de um *post hoc* de Bonferroni, para verificar as diferenças existentes entre os modelos propostos na identificação dos LAe e LAn (limiares de lactato, limiares ventilatórios e limiares de VFC). O coeficiente de correlação de Pearson foi aplicado com intuito de verificar o nível de associação entre os modelos propostos. Adicionalmente, o método de Bland e Altman e o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) foram utilizados para avaliar a reprodutibilidade dos resultados.

5 RESULTADOS

5.1 Características dos sujeitos

As principais características dos indivíduos estão descritas na Tabela 1. Não foram encontradas diferenças significativas ($p>0,05$) em nenhuma das variáveis morfofisiológicas nas situações teste e reteste.

TABELA 1 - Características morfofisiológicas dos indivíduos analisadas em repouso e durante o teste progressivo máximo (n = 19)

	Teste	Reteste
Idade (anos)	30,4 ± 4,1	——
Estatura (cm)	175,9 ± 6,4	——
Massa Corporal (kg)	74,3 ± 8,5	74,2 ± 8,3
Percentual de gordura (%)	13,8 ± 4,6	——
$Vel_{MÁX}$ ($km.h^{-1}$)	16,5 ± 1,8	16,6 ± 1,7
$FC_{MÁX}$	192 ± 6	191 ± 6
Percentual da $FC_{MÁX}$ predita (%)	101,4 ± 3,6	101,0 ± 3,2
$VE_{MÁX}$ ($L.min^{-1}$)	139,3 ± 14,4	137,7 ± 14,0
$VO_{2MÁX}$ ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$)	49,8 ± 6,4	51,0 ± 7,6
RER (pico)	1,22 ± 0,10	1,19 ± 0,05
Escala de Borg (pico)	19,8 ± 0,7	19,7 ± 0,9
[La] pico ($mmol.L^{-1}$)	9,2 ± 1,9	8,2 ± 1,9

Os valores são expressos em médias ± desvios-padrão. $Vel._{MÁX}$: velocidade máxima; $FC_{MÁX}$: frequência cardíaca máxima; $VE_{MÁX}$: ventilação máxima; $VO_{2MÁX}$: consumo máximo de oxigênio; RER: razão de troca respiratória; [La] pico: concentração de lactato de pico.

5.2 Gráficos do comportamento das curvas individuais das variáveis

As Figuras 8 e 9 representam as respostas referentes ao comportamento das [La] durante o teste de esforço máximo, nas situações teste e reteste, respectivamente.

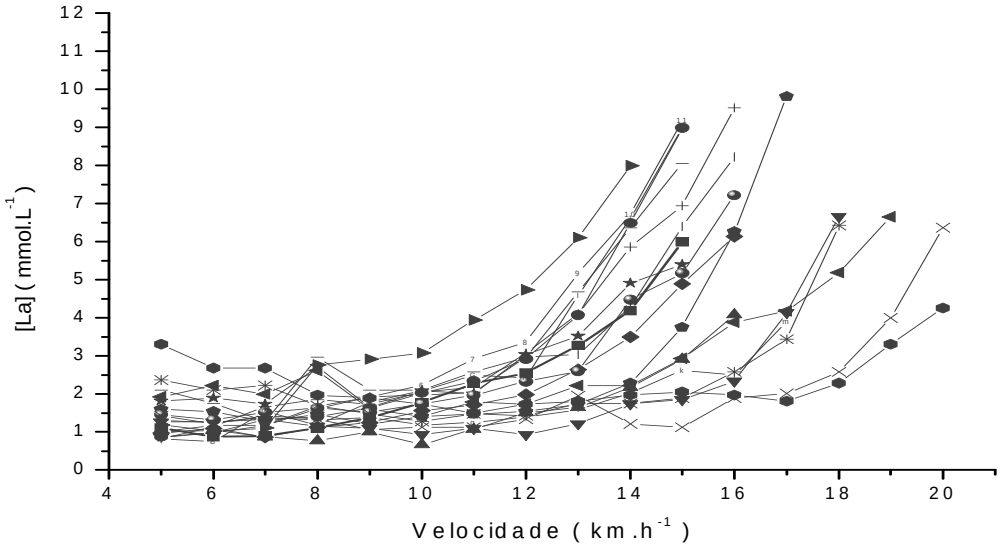


FIGURA 8 – Representação gráfica do comportamento das curvas individuais (n= 19) das concentrações de lactato sanguíneo durante o teste de esforço máximo, na situação teste.

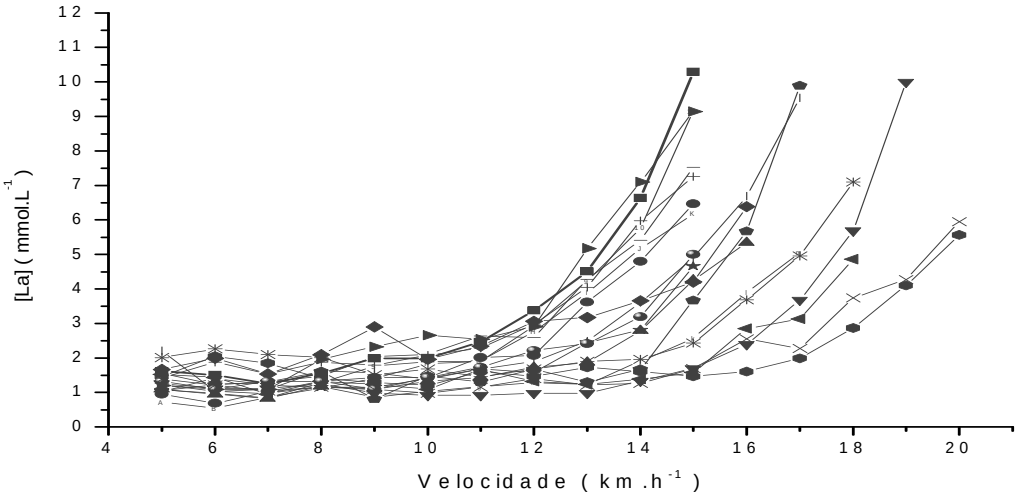


FIGURA 9 – Representação gráfica do comportamento das curvas individuais (n= 19) das concentrações de lactato sanguíneo durante o teste de esforço máximo, na situação reteste.

As Figuras 10 e 11 representam as respostas referentes ao VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$) durante o teste de esforço máximo, nas situações teste e reteste, respectivamente.

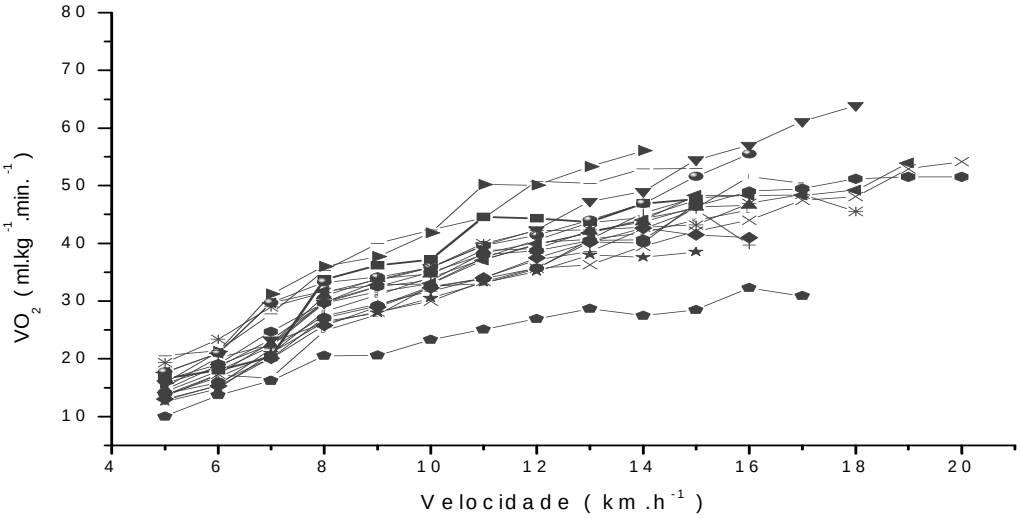


FIGURA 10 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) do consumo de oxigênio durante o teste de esforço máximo na situação teste.

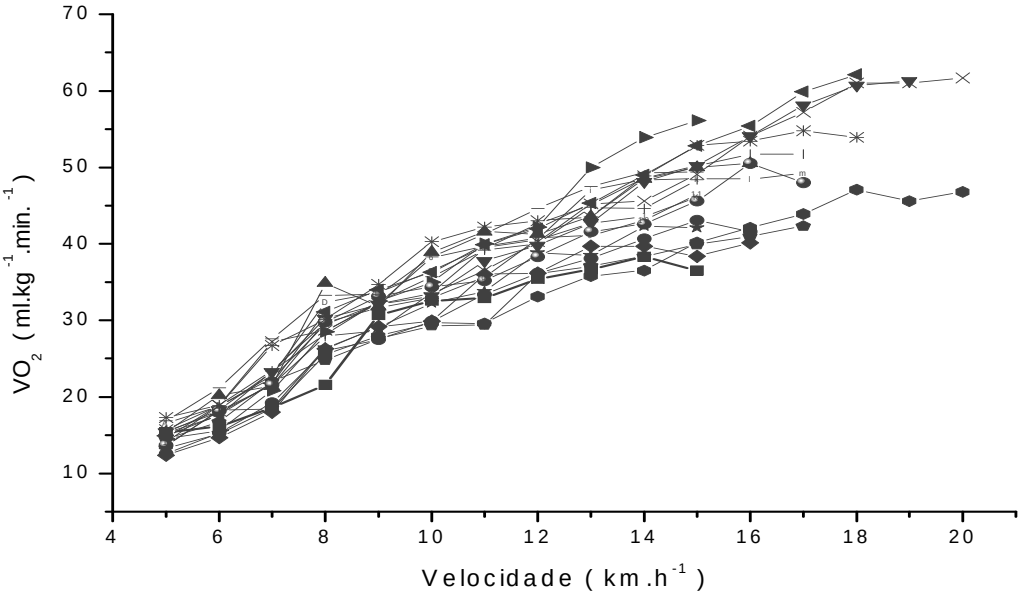


FIGURA 11 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) do consumo de oxigênio durante o teste de esforço máximo na situação reteste.

As Figuras 12 e 13 representam as respostas referentes ao comportamento da FC durante o teste de esforço máximo, nas situações teste e reteste, respectivamente.

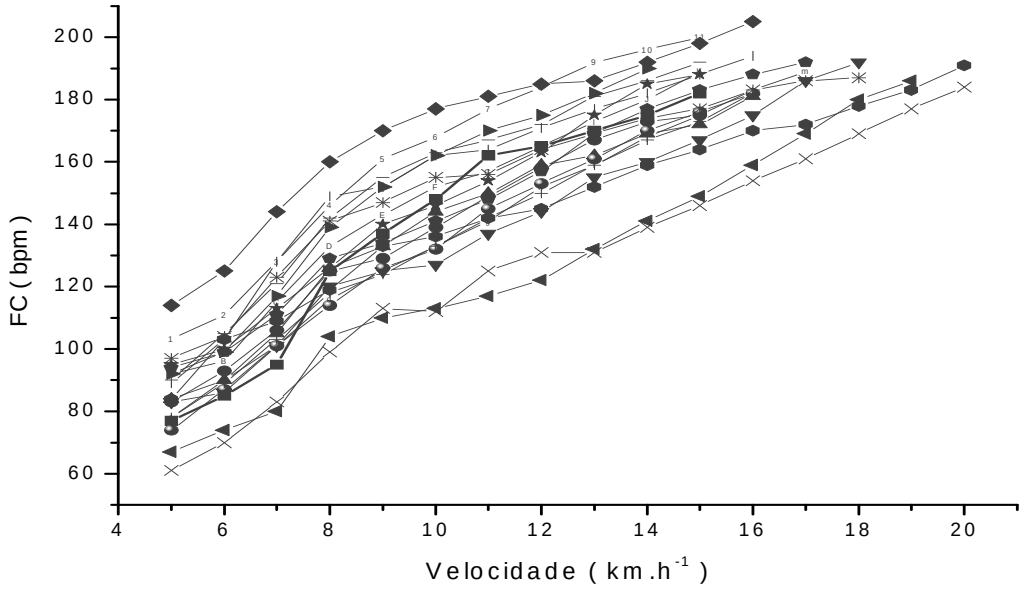


FIGURA 12 – Representação gráfica referente às respostas individuais (n= 19) do comportamento da frequência cardíaca (FC) durante o teste de esforço máximo na situação teste.

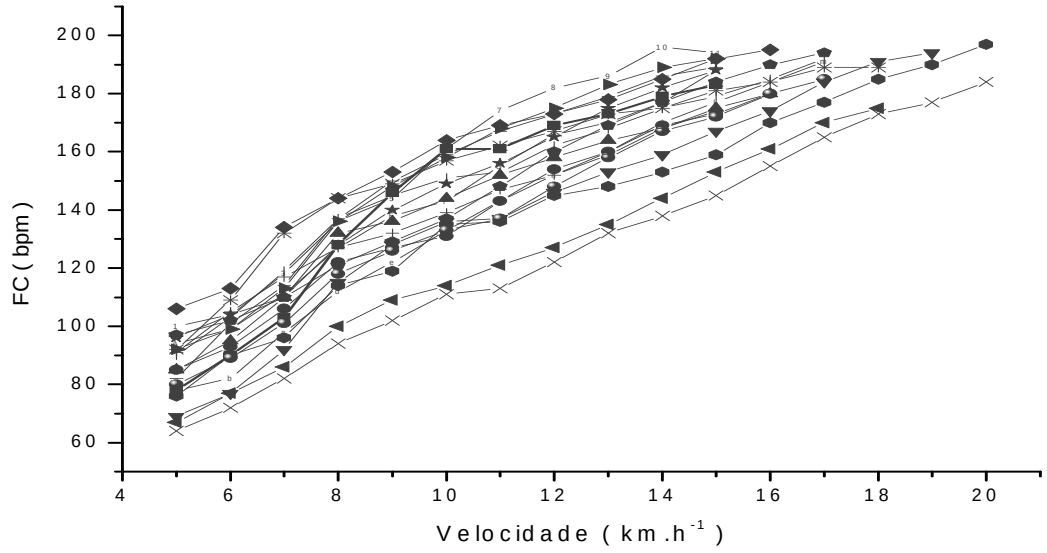


FIGURA 13 – Representação gráfica referente às respostas individuais (n= 19) do comportamento da frequência cardíaca (FC) durante o teste de esforço máximo na situação reteste.

As Figuras 14 e 15 representam as respostas do comportamento da VFC (n= 19 sujeitos e linha média), referentes à variável SD1, utilizada para determinação dos limiares de VFC por meio do primeiro modelo (valores fixos), nas situações teste e reteste, respectivamente.

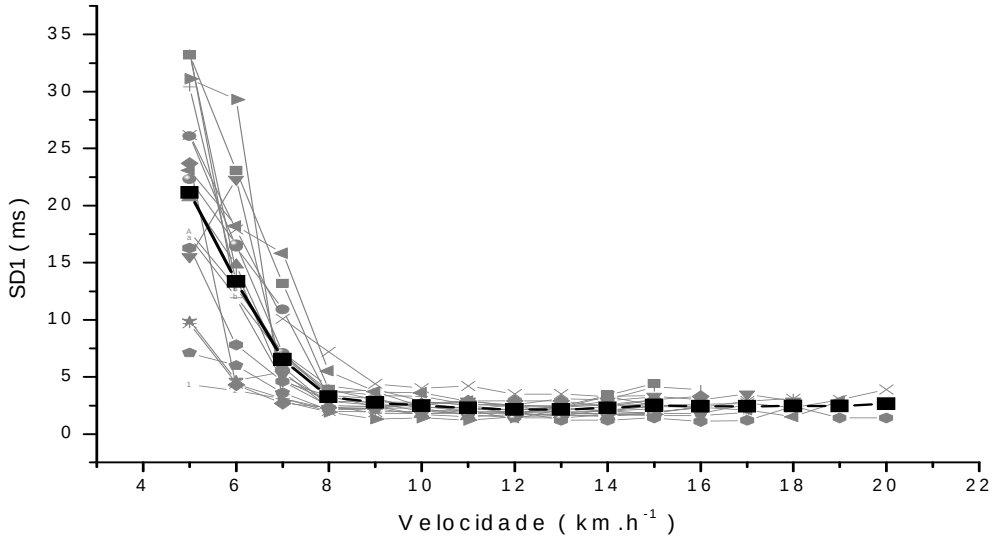


FIGURA 14 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência (SD1), primeiro modelo (valores fixos), durante o teste de esforço máximo na situação teste.

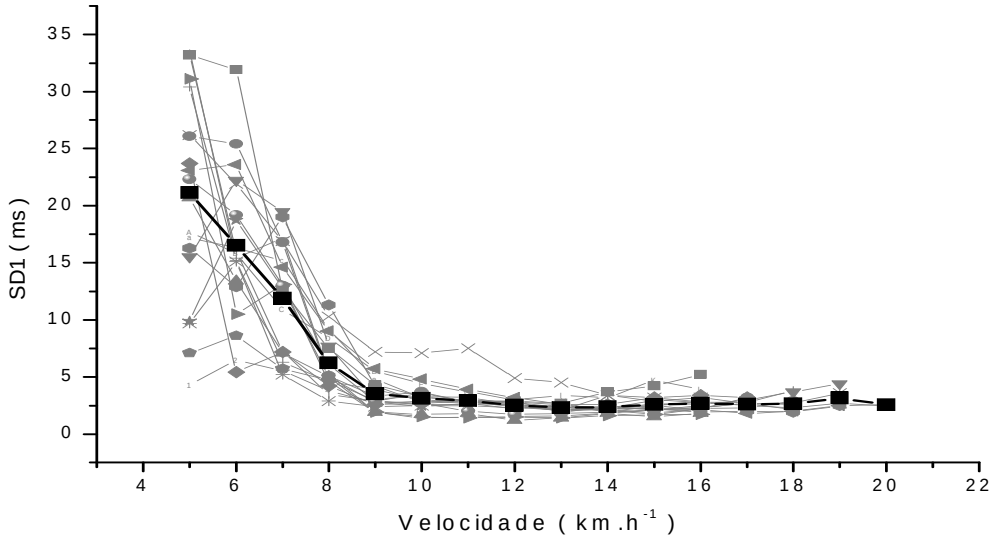


FIGURA 15 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência (SD1), primeiro modelo (valores fixos) durante o teste de esforço máximo na situação reteste.

As Figuras 16 e17 representam o comportamento da variável $SD1_n$ utilizada para determinação do primeiro limiar de VFC ($LiVFC_1$) por meio do segundo modelo (valores normalizados pela média dos intervalos R-R), nas situações teste e reteste, respectivamente. As Figuras 18 e 19, por sua vez, representam o comportamento da variável $SD2_n$ também utilizada no segundo modelo, mas para identificação do segundo limiar de VFC ($LiVFC_2$) nas situações teste e reteste, respectivamente.

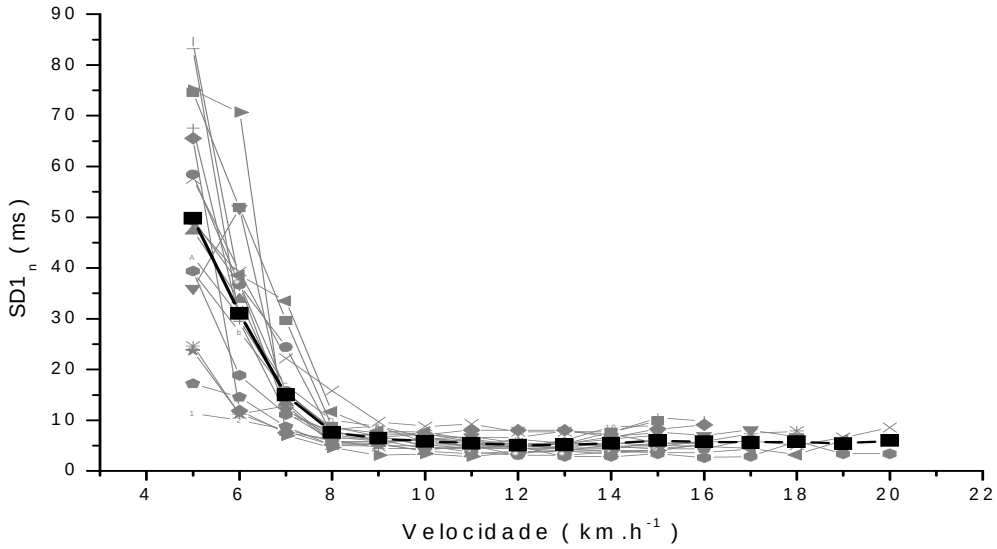


FIGURA 16 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência cardíaca ($SD1_n$ - segundo modelo) durante o teste de esforço máximo na situação teste.

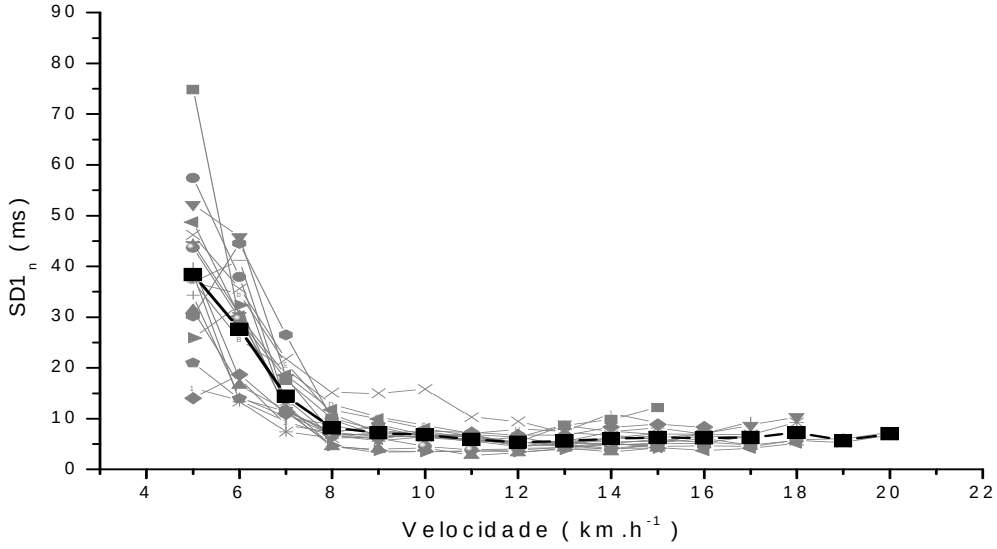


FIGURA 17 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência cardíaca ($SD1_n$ - segundo modelo) durante o teste de esforço máximo na situação reteste.

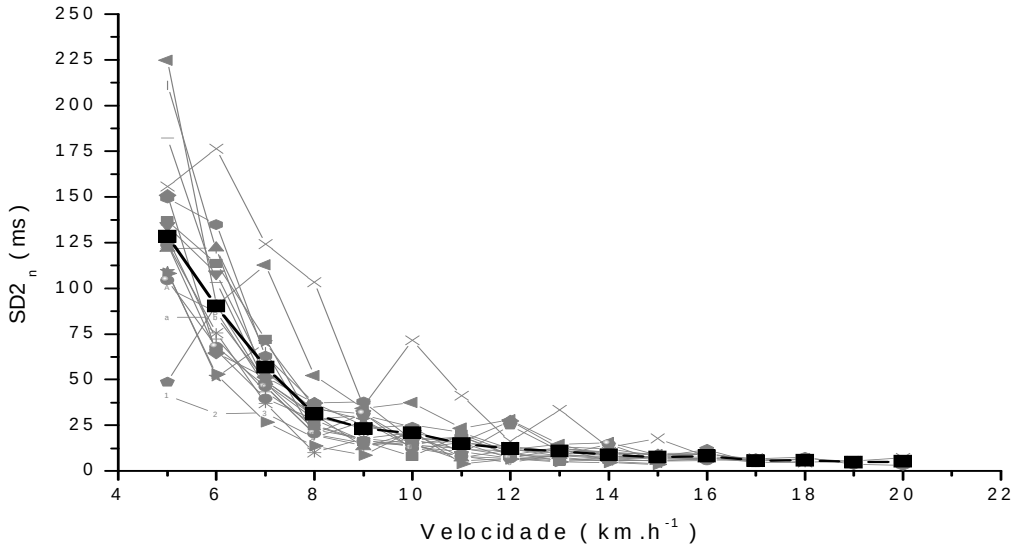


FIGURA 18 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência cardíaca ($SD2_n$ - segundo modelo) durante o teste de esforço máximo na situação teste.

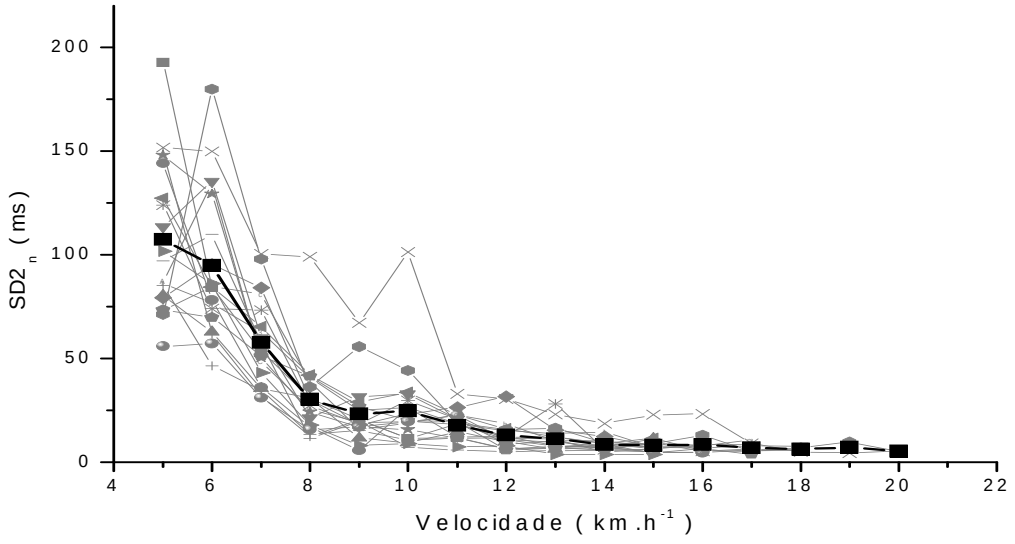


FIGURA 19 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19 e linha média) da variabilidade da frequência cardíaca ($SD2_n$ - segundo modelo) durante o teste de esforço máximo na situação reteste.

As Figuras 20 e 21 representam o comportamento da variável $SD1_P$ utilizada para determinação do $LiVFC_1$ através do terceiro modelo (valores normalizados pelo valor de SD1 referente à velocidade inicial), para o grupo teste e reteste, respectivamente. As Figuras 22 e 23, por sua vez, representam o comportamento da variável $SD2_P$, também utilizada no terceiro modelo, mas para identificação do $LiVFC_2$, nas situações teste e reteste, respectivamente.

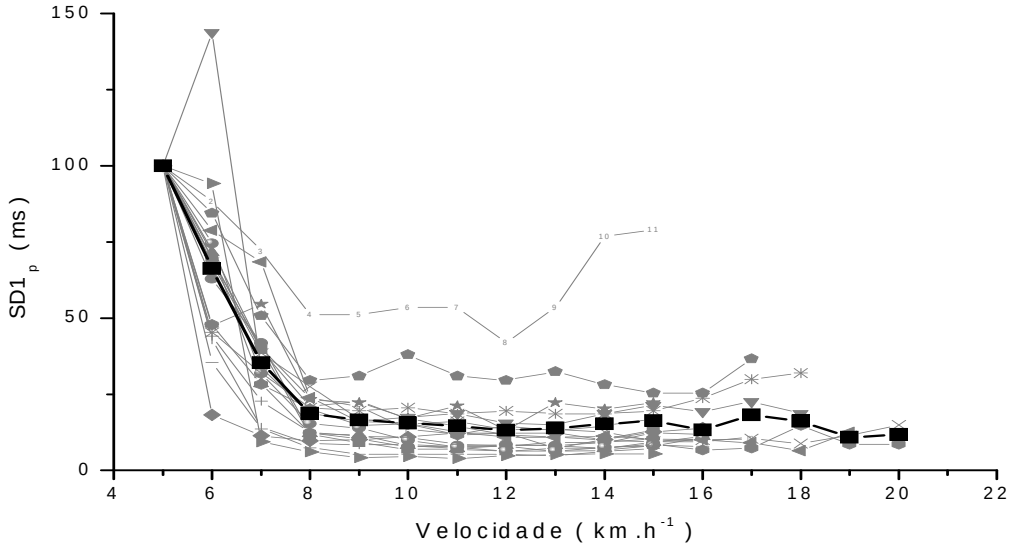


FIGURA 20 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência cardíaca ($SD1_p$ - terceiro modelo) durante o teste de esforço máximo na situação teste.

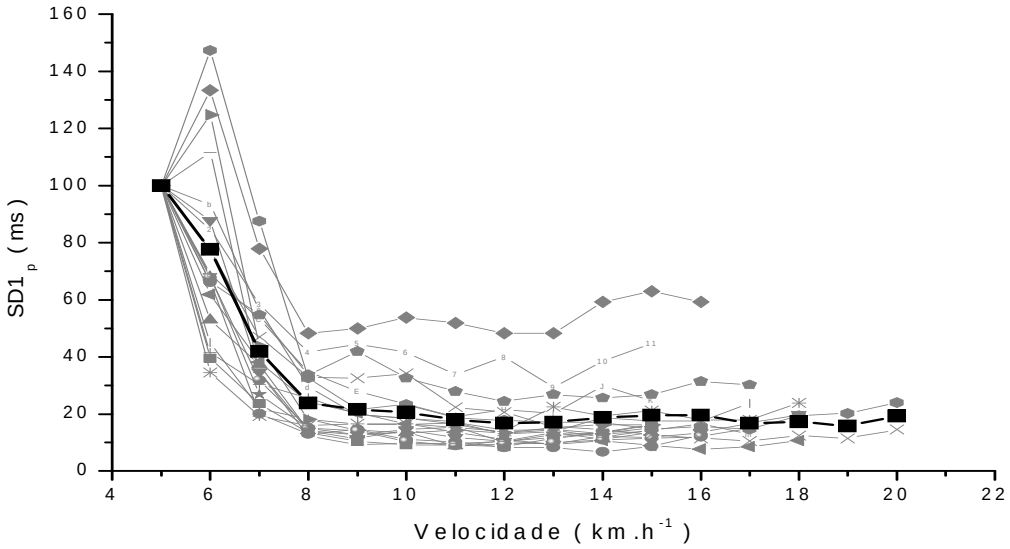


FIGURA 21 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência cardíaca ($SD1_p$ - terceiro modelo) durante o teste de esforço máximo na situação reteste.

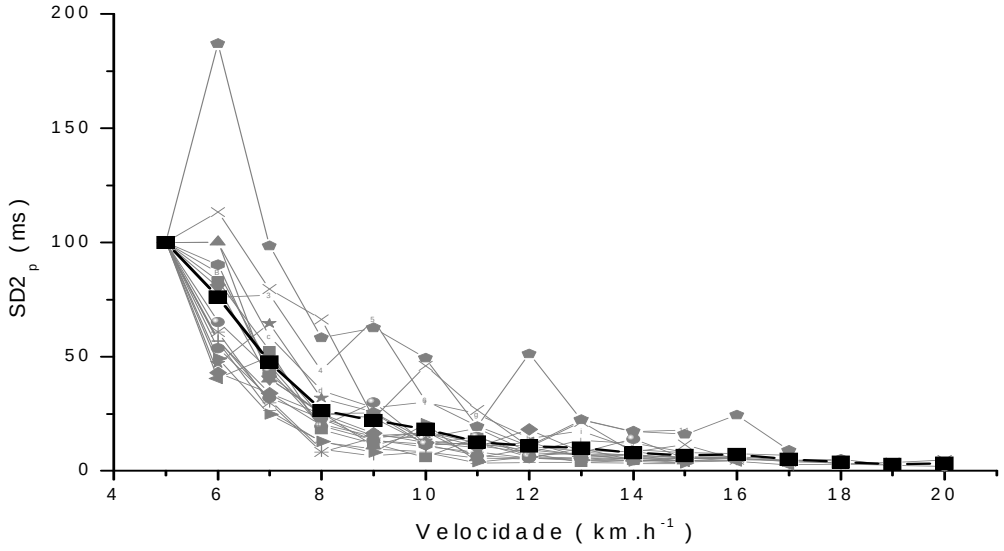


FIGURA 22 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência cardíaca ($SD2_p$ - terceiro modelo) durante o teste de esforço máximo na situação teste.

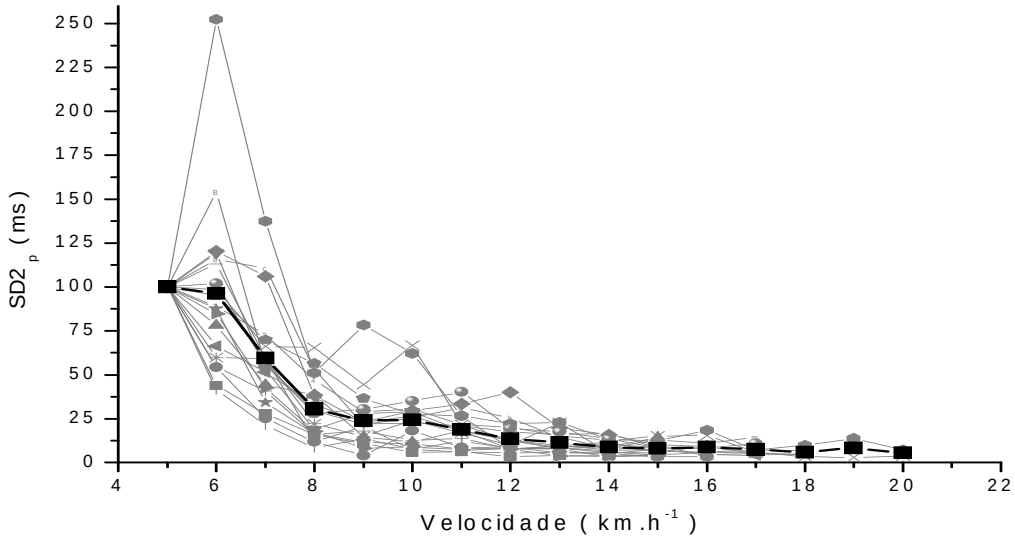


FIGURA 23 – Representação gráfica do comportamento das respostas individuais (n= 19) e linha média da variabilidade da frequência cardíaca ($SD2_p$ - terceiro modelo) durante o teste de esforço máximo na situação reteste.

5.3.1 Análise dos diferentes métodos para identificação dos limiares metabólicos

As Tabelas 2 e 3 mostram os resultados referentes aos diferentes métodos para identificação do LAe, expressos em valores absolutos e relativos, respectivamente. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre o $LiVFC_{f1}$ e todos os outros métodos de identificação do LAe, quando os resultados são expressos em relação à Vel ($km.h^{-1}$) e FC (bpm), tanto para valores absolutos quanto relativos.

TABELA 2 – Média e desvio-padrão referentes aos diferentes métodos de identificação do Limiar Aeróbio expresso em valores absolutos.

	Vel ($km.h^{-1}$)		FC (bpm)		VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$)	
	x ± sd	IC - 95%	x ± sd	IC - 95%	x ± sd	IC - 95%
$LiLac_1$	11,9 ± 2,9€	6,2 ─ 17,6	155 ± 17€	122 ─ 188	38,2 ± 7,4€	23,7 ─ 52,7
$LiVent_1$	11,3 ± 1,8€	7,8 ─ 14,8	152 ± 16€	121 ─ 183	37,1 ± 6,1	25,1 ─ 49,1
$LiVFC_{f1}$	9,0 ± 1,9	5,3 ─ 12,7	135 ± 11	113 ─ 157	31,5 ± 5,3	21,1 ─ 41,9
$LiVFC_{n1}$	11,6 + 1,6€	8,5 ─ 14,7	155 ± 15€	126 ─ 184	37,9 ± 4,2€	27,5 ─ 48,3
$LiVFC_{p1}$	11,4 ± 1,5€	8,5 ─ 14,3	154 ± 14€	127 ─ 181	37,7 ± 4,4€	29,1 ─ 46,3

€ diferenças significativas em relação ao $LiVFC_{f1}$ ($p < 0,05$).

TABELA 3 - Média e desvio-padrão referentes aos diferentes métodos de identificação do Limiar Aeróbio expresso em valores relativos.

	Vel ($km.h^{-1}$)		FC (bpm)		VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$)	
	x ± sd	IC - 95%	x ± sd	IC - 95%	x ± sd	IC - 95%
$LiLac_1$	71,4 ± 11,1€	49,6 ─ 93,2	80,9 ± 8,4€	64,4 ─ 97,4	76,8 ± 11,2€	54,8 ─ 98,8
$LiVent_1$	68,6 ± 7,4€	54,1 ─ 83,1	79,3 ± 7,0€	65,6 ─ 93,0	74,8 ± 9,5	56,2 ─ 93,4
$LiVFC_{f1}$	55,0 ± 9,0	37,4 ─ 72,6	70,2 ± 5,5	59,4 ─ 81,0	63,4 ± 8,4	46,9 ─ 79,9
$LiVFC_{n1}$	70,6 ± 6,3€	58,3 ─ 82,9	81,0 ± 7,0€	67,3 ─ 94,7	76,6 ± 6,7€	63,5 ─ 89,7
$LiVFC_{p1}$	69,0 ± 5,4€	58,4 ─ 79,6	78,0 ± 6,1€	66,0 ─ 90,0	76,0 ± 5,6€	65,0 ─ 87,0

€ diferenças significativas em relação ao $LiVFC_{f1}$ ($p < 0,05$).

As Tabelas 4 e 5 mostram os resultados referentes aos diferentes métodos para identificação do LAn, expressos em valores absolutos e relativos, respectivamente. Não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0,05$) entre todos os diferentes métodos, tanto para valores absolutos como relativos.

TABELA 4 - Média e desvio-padrão referentes aos diferentes métodos de identificação do Limiar Anaeróbio expresso em valores absolutos.

	Vel ($km.h^{-1}$)		FC (bpm)		VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$)	
	x ± sd	IC - 95%	x ± sd	IC - 95%	x ± sd	IC - 95%
$LiLac_2$	14,2 ± 2,5	9,3 ─ 19,1	174 ± 12	150 ─ 197	44,1 ± 7,8	28,8 ─ 59,4
$LiVent_2$	14,2 ± 1,5	11,3 ─ 17,1	173 ± 12	149 ─ 196	44,2 ± 6,1	32,2 ─ 56,2
$LiVFC_{f2}$	12,8 ± 2,6	7,7 ─ 17,9	165 ± 11	143 ─ 187	41,1 ± 7,4	26,6 ─ 55,6
$LiVFC_{n2}$	14,2 ± 2,0	10,3 ─ 18,1	174 ± 9	156 ─ 192	44,1 ± 6,4	28,6 ─ 53,6
$LiVFC_{p2}$	14,1 ± 2,0	10,2 ─ 18,0	173 ± 11	151 ─ 195	44,1 ± 6,5	28,4 ─ 53,8

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre todos os métodos ($p > 0,05$).

TABELA 5 - Média e desvio-padrão referentes aos diferentes métodos de identificação do Limiar Anaeróbio expresso em valores relativos.

	Vel ($km.h^{-1}$)		FC (bpm)		VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$)	
	x ± sd	IC - 95%	x ± sd	IC - 95%	x ± sd	IC - 95%
$LiLac_2$	85,7 ± 7,3	71,4 ─ 100	90,2 ± 4,8	80,8 ─ 99,6	88,4 ± 9,7	69,4 ─ 107,4
$LiVent_2$	86,4 ± 4,7	77,2 ─ 95,6	90,2 ± 4,9	80,6 ─ 99,8	88,8 ± 5,9	77,2 ─ 100,4
$LiVFC_{f2}$	77,4 ± 10,7	56,4 ─ 98,4	86,1 ± 5,1	76,1 ─ 96,1	82,1 ± 8,9	64,7 ─ 99,5
$LiVFC_{n2}$	86,1 ± 6,3	73,8 ─ 98,4	90,5 ± 4,6	81,5 ─ 99,5	88,4 ± 6,4	75,9 ─ 100,9
$LiVFC_{p2}$	85,9 ± 6,6	73,0 ─ 98,8	90,0 ± 5,1	80,0 ─ 100	88,6 ± 6,4	76,1 ─ 101,1

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre todos os métodos ($p > 0,05$).

As Tabelas 6 e 7 apresentam os valores de coeficiente de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de identificação do LAe e LAn, analisados quanto a valores absolutos e relativos de Vel ($km.h^{-1}$), respectivamente.

TABELA 6 - Valores de coeficientes de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de identificação do limiar aeróbio, expresso em valores absolutos e relativos de velocidade ($km.h^{-1}$) na situação teste.

	$LiLac_1$	**$LiVent_1$**	**$LiVFC_{f1}$**	**$LiVFC_{n1}$**	**$LiVFC_{p1}$**
$LiLac_1$	1	0,58**	0,39	0,71**	0,74**
$LiVent_1$	-0,08	1	0,28	0,57**	0,57*
$LiVFC_{f1}$	-0,16	-0,22	1	0,61**	0,66**
$LiVFC_{n1}$	0,08	0,05	0,36	1	0,91**
$LiVFC_{p1}$	0,05	-0,04	0,43	0,79**	1

Triângulo superior direito coeficientes de correlação referentes aos valores absolutos

Triângulo inferior esquerdo coeficientes de correlação referentes aos valores relativos

* e ** coeficientes de correlação significativos estatisticamente em um nível $p < 0,05$ e $p < 0,01$, respectivamente

TABELA 7 - Valores de coeficientes de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de identificação do limiar anaeróbio, expresso em valores absolutos e relativos de velocidade ($km.h^{-1}$) na situação teste.

	$LiLac_2$	**$LiVent_2$**	**$LiVFC_{f2}$**	**$LiVFC_{n2}$**	**$LiVFC_{p2}$**
$LiLac_2$	1	0,86**	0,60**	0,86**	0,74**
$LiVent_2$	0,34	1	0,51*	0,72**	0,69**
$LiVFC_{f2}$	-0,07	-0,39	1	0,55*	0,43
$LiVFC_{n2}$	0,39	-0,19	-0,16	1	0,85**
$LiVFC_{p2}$	-0,13	-0,12	-0,41	0,44	1

Triângulo superior direito coeficientes de correlação referentes aos valores absolutos

Triângulo inferior esquerdo coeficientes de correlação referentes aos valores relativos

* e ** coeficientes de correlação significativos estatisticamente em um nível $p < 0,05$ e $p < 0,01$, respectivamente

As Tabelas 8 e 9 apresentam os valores de coeficiente de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de identificação do LAe, analisados quanto a valores absolutos e relativos de FC (bpm), respectivamente.

TABELA 8 - Valores de coeficientes de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de identificação do limiar aeróbio, expresso em valores absolutos e relativos de frequência cardíaca na situação teste.

	$LiLac_1$	**$LiVent_1$**	**$LiVFC_{f1}$**	**$LiVFC_{n1}$**	**$LiVFC_{p1}$**
$LiLac_1$	1	0,39	0,32	0,48*	0,46*
$LiVent_1$	0,2	1	0,39	0,66**	0,66**
$LiVFC_{f1}$	0,22	0,2	1	0,65**	0,61**
$LiVFC_{n1}$	0,36	0,52*	0,59**	1	0,96**
$LiVFC_{p1}$	0,33	0,49*	0,54*	0,95**	1

Triângulo superior direito coeficientes de correlação referentes aos valores absolutos

Triângulo inferior esquerdo coeficientes de correlação referentes aos valores relativos

* e ** coeficientes de correlação significativos estatisticamente em um nível $p < 0,05$ e $p < 0,01$, respectivamente

TABELA 9 - Valores de coeficientes de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de limiar anaeróbio, expresso em valores absolutos e relativos de frequência cardíaca na situação teste.

	$LiLac_2$	**$LiVent_2$**	**$LiVFC_{f2}$**	**$LiVFC_{n2}$**	**$LiVFC_{p2}$**
$LiLac_2$	1	0,59**	0,22	0,54*	0,29
$LiVent_2$	0,34	1	0,25	0,54*	0,61**
$LiVFC_{f2}$	-0,09	-0,03	1	0,08	0,01
$LiVFC_{n2}$	0,35	0,36	-0,11	1	0,65**
$LiVFC_{p2}$	0,01	0,47*	-0,23	0,60*	1

Triângulo superior direito coeficientes de correlação referentes aos valores absolutos

Triângulo inferior esquerdo coeficientes de correlação referentes aos valores relativos

* e ** coeficientes de correlação significativos estatisticamente em um nível $p < 0,05$ e $p < 0,01$, respectivamente

As Tabelas 10 e 11 apresentam os valores de coeficiente de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de identificação do LAe e LAn, analisados quanto a valores absolutos e relativos de VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$), respectivamente.

TABELA 10 - Valores de coeficientes de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de identificação do limiar aeróbio, expresso em valores absolutos relativos de consumo de oxigênio na situação teste.

	$LiLac_1$	**$LiVent_1$**	**$LiVFC_{f1}$**	**$LiVFC_{n1}$**	**$LiVFC_{p1}$**
$LiLac_1$	1	0,64**	0,37	0,59**	0,66**
$LiVent_1$	0,39	1	0,33	0,66**	0,70**
$LiVFC_{f1}$	0,01	-0,08	1	0,68**	0,67**
$LiVFC_{n1}$	0,33	0,44	0,40	1	0,96**
$LiVFC_{p1}$	0,37	0,48*	0,35	0,94**	1

Triângulo superior direito coeficientes de correlação referentes aos valores absolutos

Triângulo inferior esquerdo coeficientes de correlação referentes aos valores relativos

* e ** coeficientes de correlação significativos estatisticamente em um nível $p < 0,05$ e $p < 0,01$, respectivamente

TABELA 11 - Valores de coeficientes de correlação de Pearson entre os diferentes métodos de identificação do limiar anaeróbio, expresso valores absolutos e relativos de consumo de oxigênio na situação teste.

	$LiLac_2$	**$LiVent_2$**	**$LiVFC_{f2}$**	**$LiVFC_{n2}$**	**$LiVFC_{p2}$**
$LiLac_2$	1	0,79**	0,72**	0,80**	0,71**
$LiVent_2$	0,38	1	0,74**	0,82**	0,82**
$LiVFC_{f2}$	0,25	0,04	1	0,73**	0,69**
$LiVFC_{n2}$	0,49*	0,33	0,08	1	0,95**
$LiVFC_{p2}$	0,20	0,34	-0,10	0,79**	1

Triângulo superior direito coeficientes de correlação referentes aos valores absolutos

Triângulo inferior esquerdo coeficientes de correlação referentes aos valores relativos

* e ** Coeficientes de correlação significativos estatisticamente em um nível $p < 0,05$ e $p < 0,01$, respectivamente

5.4 Reprodutibilidade dos métodos na identificação dos limiares metabólicos

Os resultados dos níveis de CCI encontrados nas situações teste e reteste quanto aos diferentes métodos de identificação dos limiares metabólicos (LAe e LAn), são mostrados nas Tabelas 12, 13 e 14, sendo expressos em valores absolutos e relativos, para as variáveis Vel ($km.h^{-1}$), FC (bpm) e VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$), respectivamente.

TABELA 12 - Valores referentes aos níveis de coeficiente de correlação intraclasse, expressos nos diferentes métodos de identificação dos limiares metabólicos, em relação à variável velocidade ($km.h^{-1}$).

	Valores Absolutos	**Valores Relativos**
$LiLac_1$	0,89**	0,73**
$LiLac_2$	0,93**	0,70**
$LiVent_1$	0,72**	0,41*
$LiVent_2$	0,75**	$0,03^{\dagger}$
$LiVFC_{f1}$	0,79**	0,72**
$LiVFC_{f2}$	0,69**	0,46*
$LiVFC_{n1}$	0,80**	0,56**
$LiVFC_{n2}$	0,79**	$0,23^{\dagger}$
$LiVFC_{p1}$	0,76**	0,46*
$LiVFC_{p2}$	0,69**	$0,11^{\dagger}$

** estatisticamente significante para um $p < 0,001$;

* estatisticamente significante para um $p < 0,05$;

† estatisticamente significante para um $p > 0,05$.

TABELA 13 - Valores referentes aos níveis de coeficiente de correlação intraclasse, expressos nos diferentes métodos de identificação dos limiares metabólicos, em relação à variável frequência cardíaca (bpm).

	Valores Absolutos	**Valores Relativos**
$LiLac_1$	0,77**	0,70**
$LiLac_2$	0,79**	0,45*
$LiVent_1$	0,69**	0,57*
$LiVent_2$	0,66**	$0,34^{\dagger}$
$LiVFC_{f1}$	0,44*	0,39*
$LiVFC_{f2}$	0,42*	$0,30^{\dagger}$
$LiVFC_{n1}$	0,77**	0,63**
$LiVFC_{n2}$	0,77**	0,56*
$LiVFC_{p1}$	0,74**	0,62*
$LiVFC_{p2}$	0,62*	0,41*

** estatisticamente significante para um $p < 0,001$;

* estatisticamente significante para um $p < 0,05$;

† estatisticamente significante para um $p > 0,05$.

TABELA 14 - Valores referentes aos níveis de coeficiente de correlação intraclasse, expressos nos diferentes métodos de identificação dos limiares metabólicos, em relação à variável consumo de oxigênio.

	Valores Absolutos	**Valores Relativos**
$LiLac_1$	0,70**	0,62*
$LiLac_2$	0,72**	0,66**
$LiVent_1$	0,70**	0,56*
$LiVent_2$	0,59*	$0,32^{\dagger}$
$LiVFC_{f1}$	0,64**	0,49*
$LiVFC_{f2}$	0,53*	0,25
$LiVFC_{n1}$	0,42*	0,42
$LiVFC_{n2}$	0,50*	$0,01^{\dagger}$
$LiVFC_{p1}$	0,53*	0,31
$LiVFC_{p2}$	0,48*	$- 0,19^{\dagger}$

** estatisticamente significante para um $p < 0,001$;

* estatisticamente significante para um $p < 0,05$;

† estatisticamente significante para um $p > 0,05$.

A plotagem de Bland-Altman, referente à reprodutibilidade (teste e reteste) entre os diferentes métodos de identificação dos limiares metabólicos (LiLac, LiVent e LiVFC), é apresentada nas figuras a seguir (24 a 47). As Figuras 24, 25 e 26 mostram os resultados do método $LiLac_1$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel. ($km.h^{-1}$), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$) e FC (bpm), respectivamente.

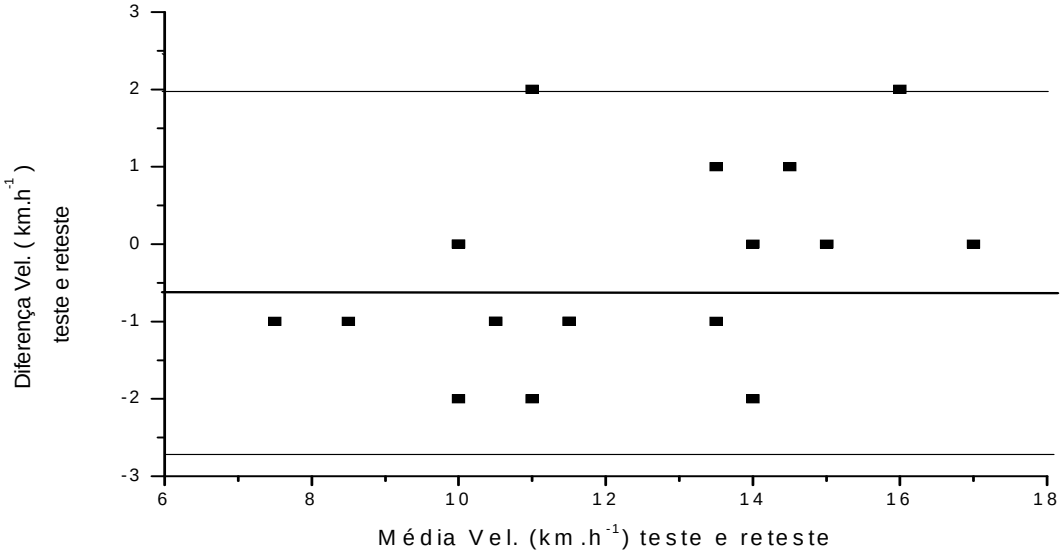


FIGURA 24 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de lactato ($LiLac_1$), por meio da variável Vel ($km.h^{-1}$).

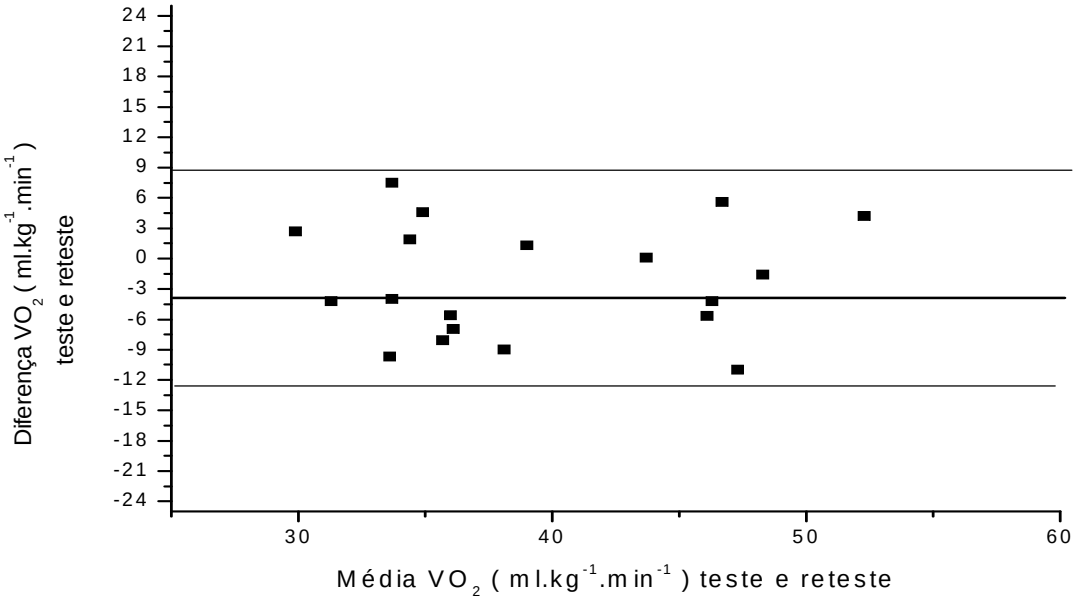


FIGURA 25 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de lactato ($LiLac_1$), por meio da variável VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$).

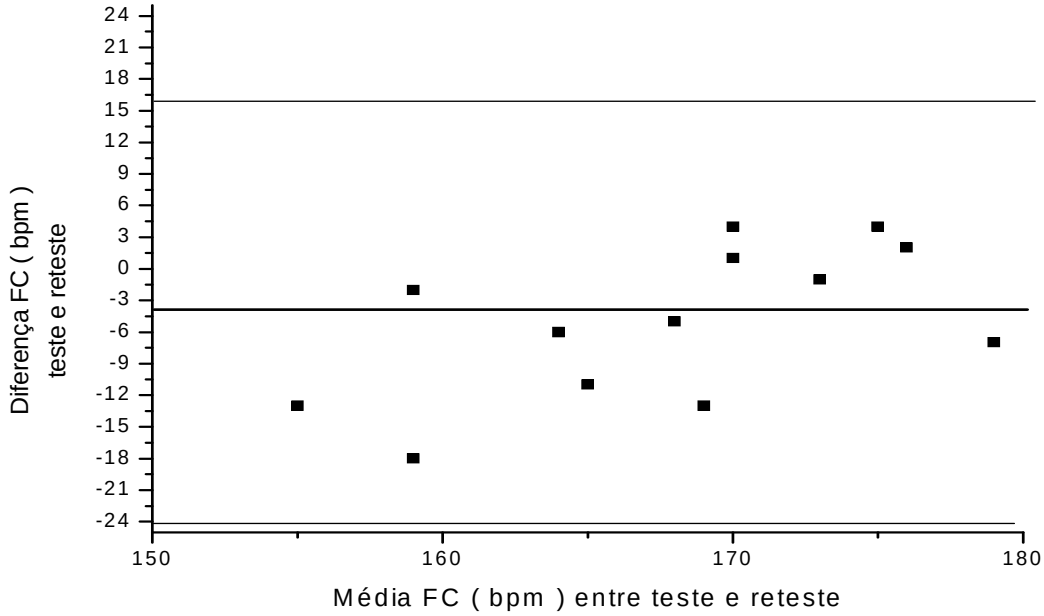


FIGURA 26 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de lactato ($LiLac_1$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 27, 28 e 29 mostram os resultados do método $LiVent_1$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel ($km.h^{-1}$), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$) e FC (bpm), respectivamente.

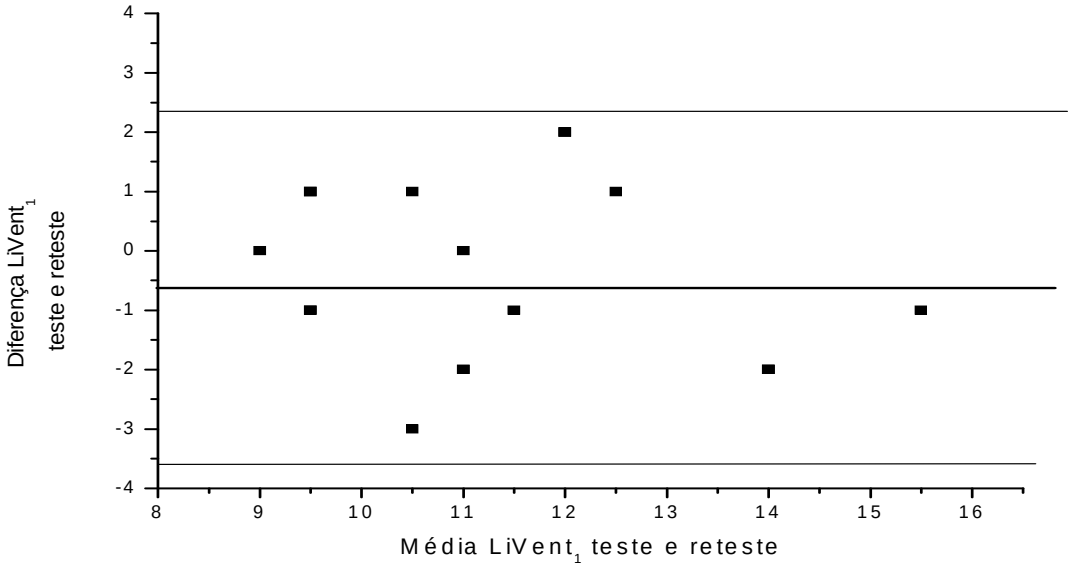


FIGURA 27 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar ventilatório ($LiVent_1$), por meio da variável Vel ($km.h^{-1}$).

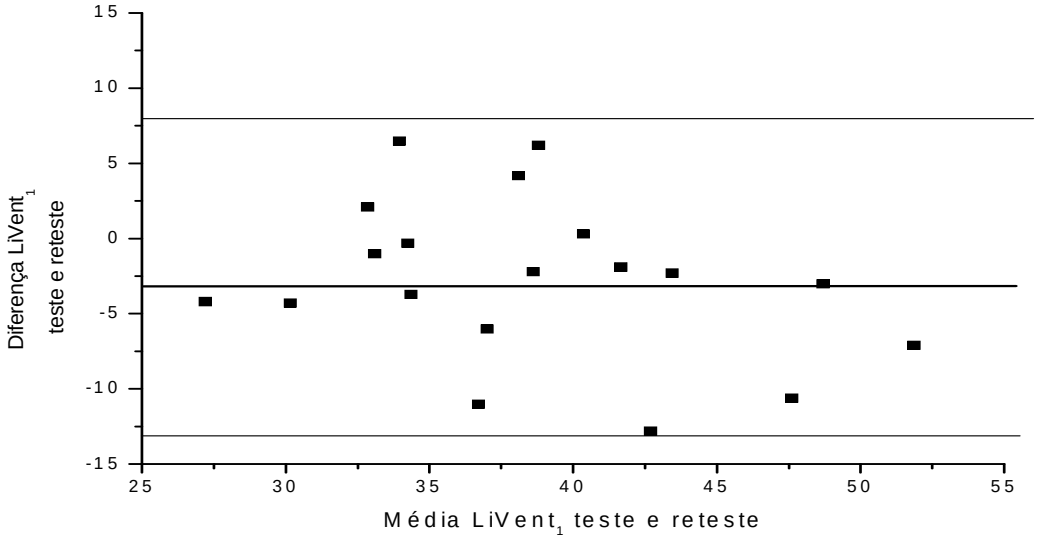


FIGURA 28 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar ventilatório ($LiVent_1$), por meio da variável VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$).

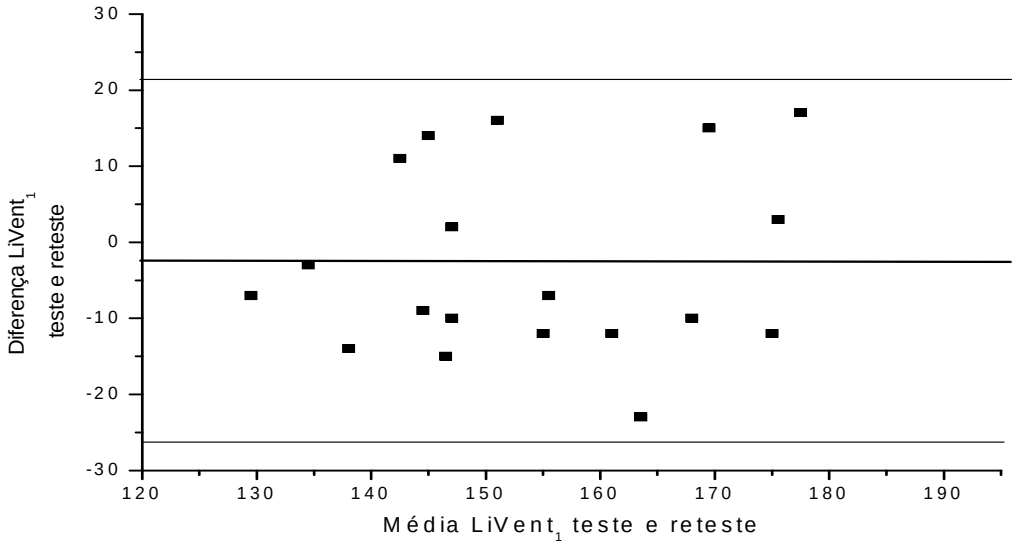


FIGURA 29 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar ventilatório ($LiVent_1$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 30, 31 e 32 mostram os resultados do método $LiVFC_{f1}$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel ($km.h^{-1}$), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$) e FC (bpm), respectivamente.

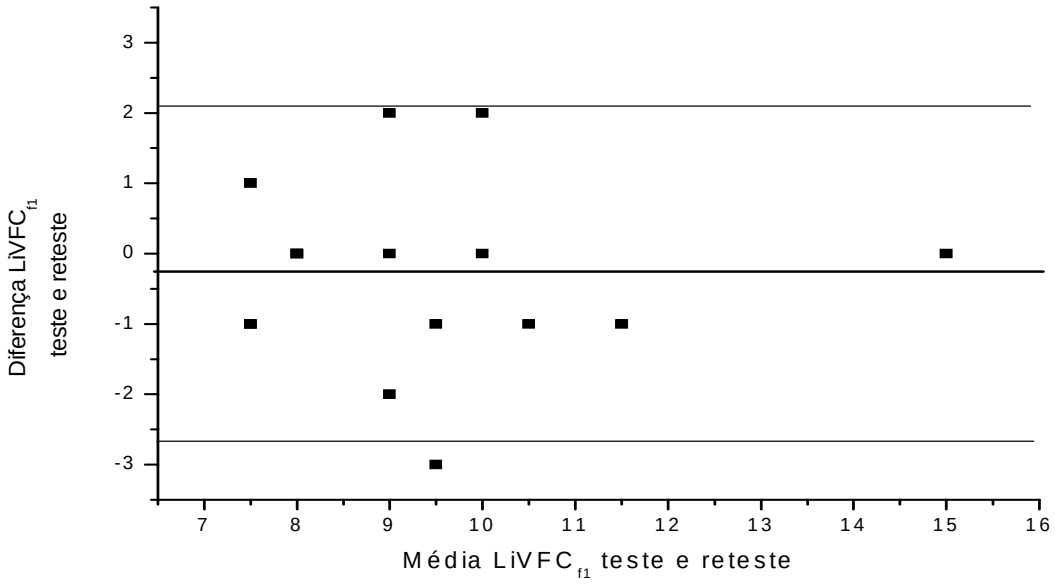


FIGURA 30 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC$_{f1}$), por meio da variável Vel (km.h^{-1}).

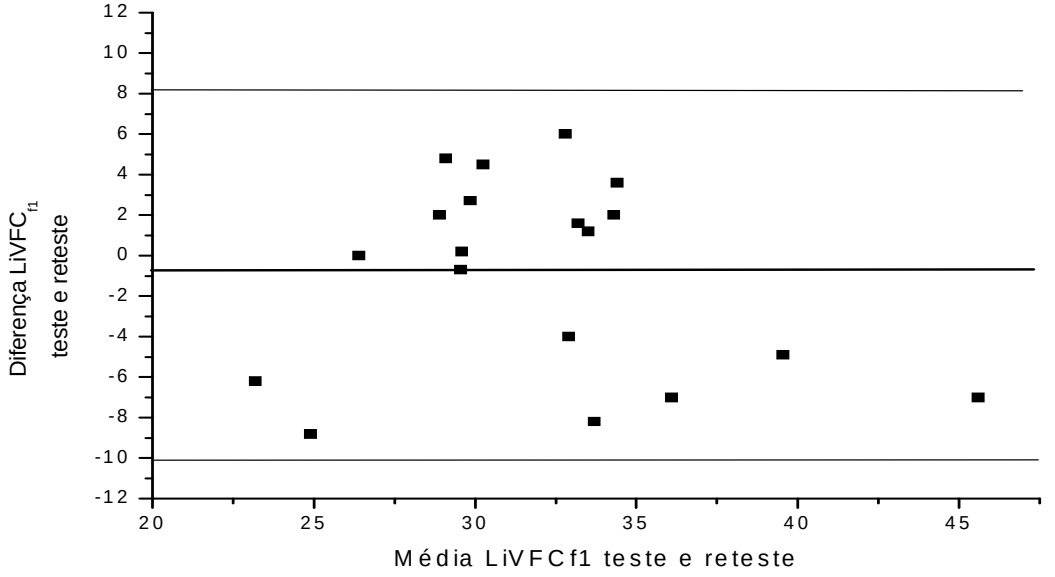


FIGURA 31 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC$_{f1}$), por meio da variável VO_2 (ml.kg^{-1}.min^{-1}).

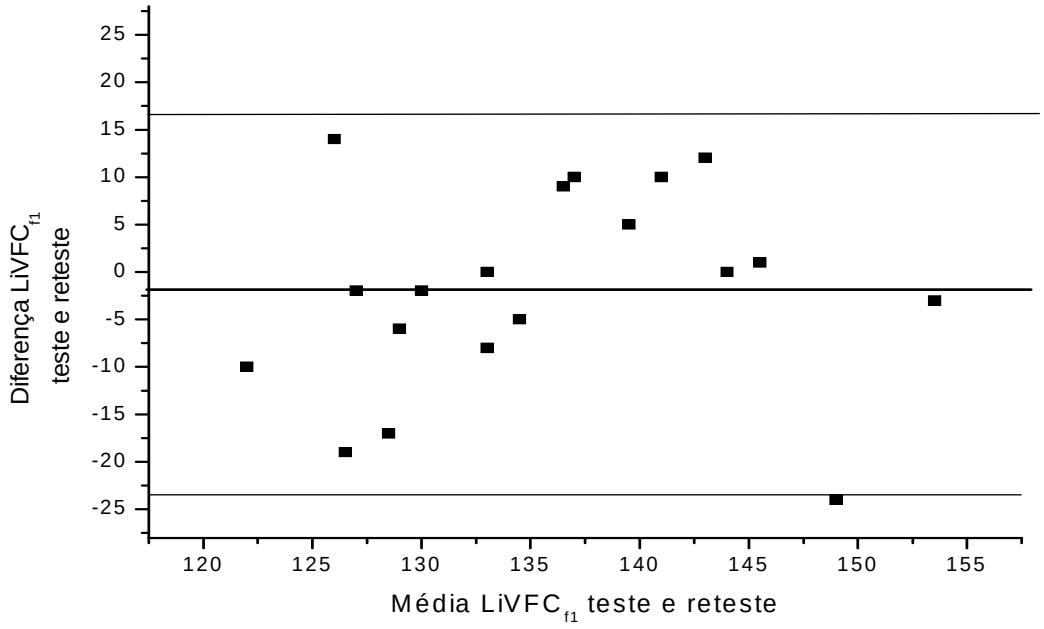


FIGURA 32 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC$_{f1}$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 33, 34 e 35 mostram os resultados do método LiVFC$_{n1}$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel (km.h^{-1}), VO2 (ml.kg^{-1}.min^{-1}) e FC (bpm), respectivamente.

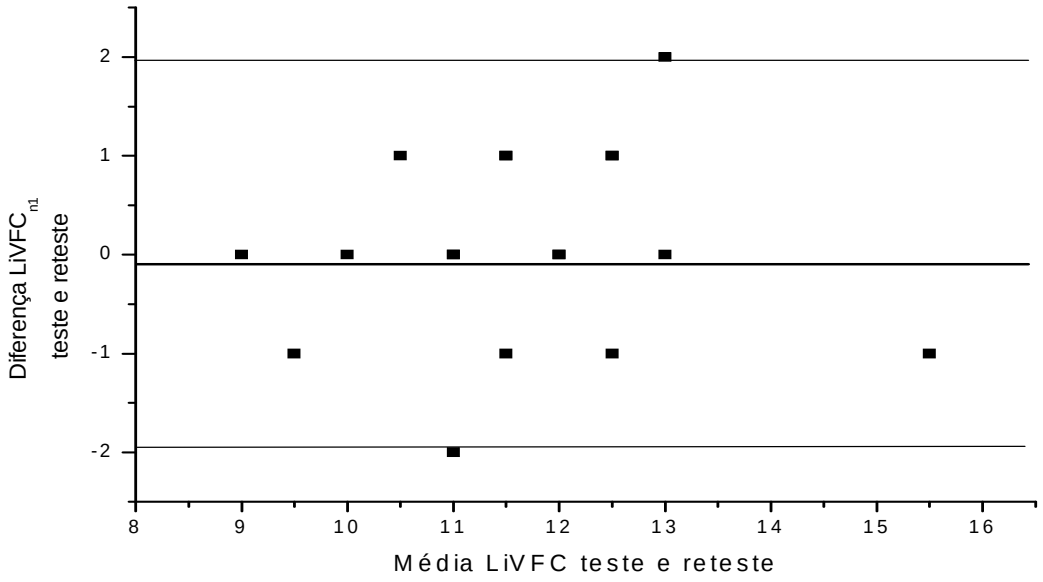


FIGURA 33 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{n1}$), por meio da variável Vel ($km.h^{-1}$)

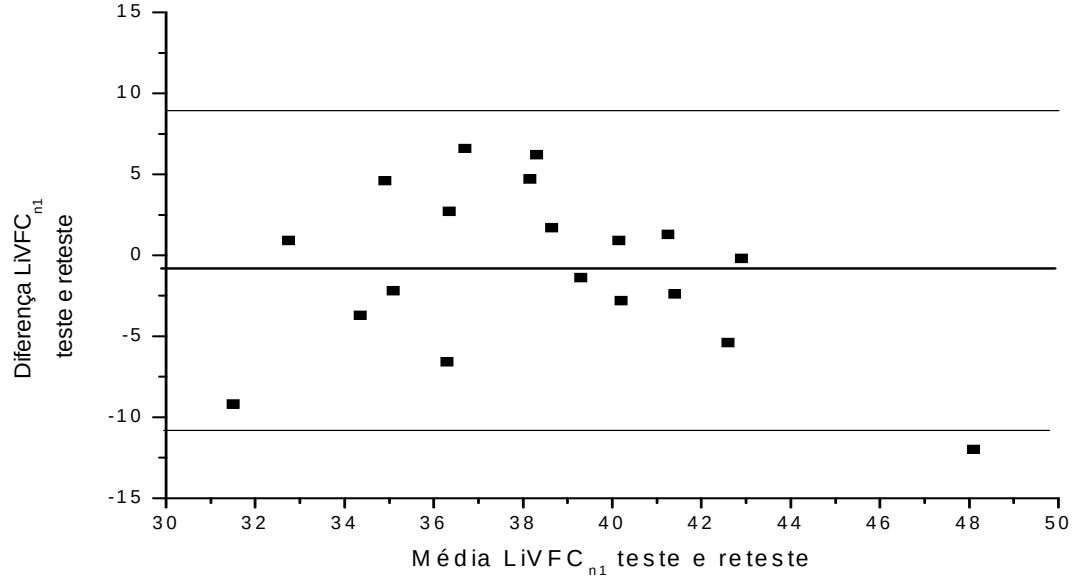


FIGURA 34 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{n1}$), por meio da variável VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$).

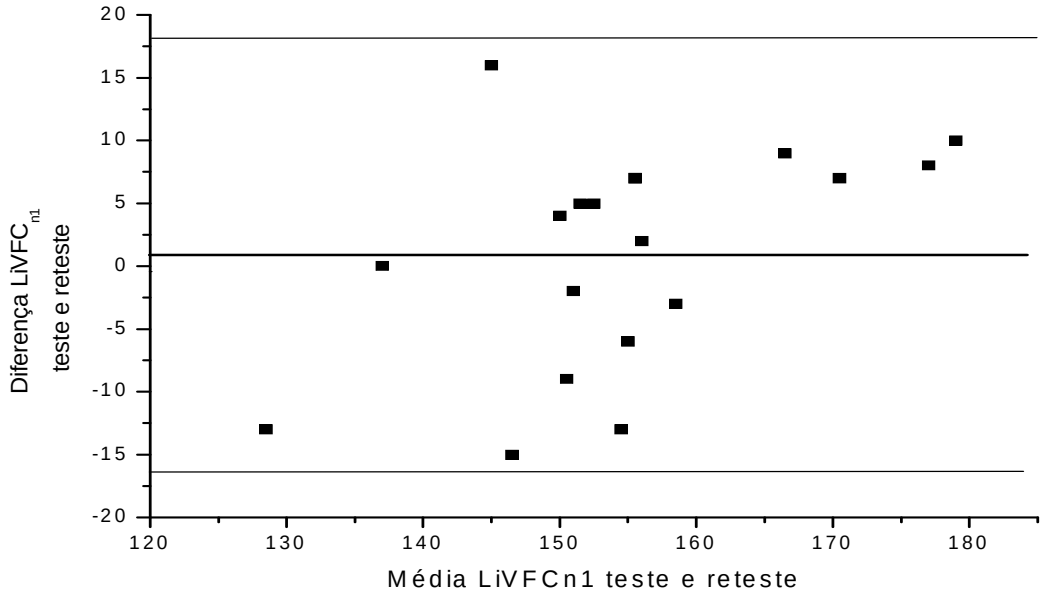


FIGURA 35 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{n1}$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 36, 37 e 38 mostram os resultados do método $LiVFC_{p1}$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel ($km.h^{-1}$), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$) e FC (bpm), respectivamente.

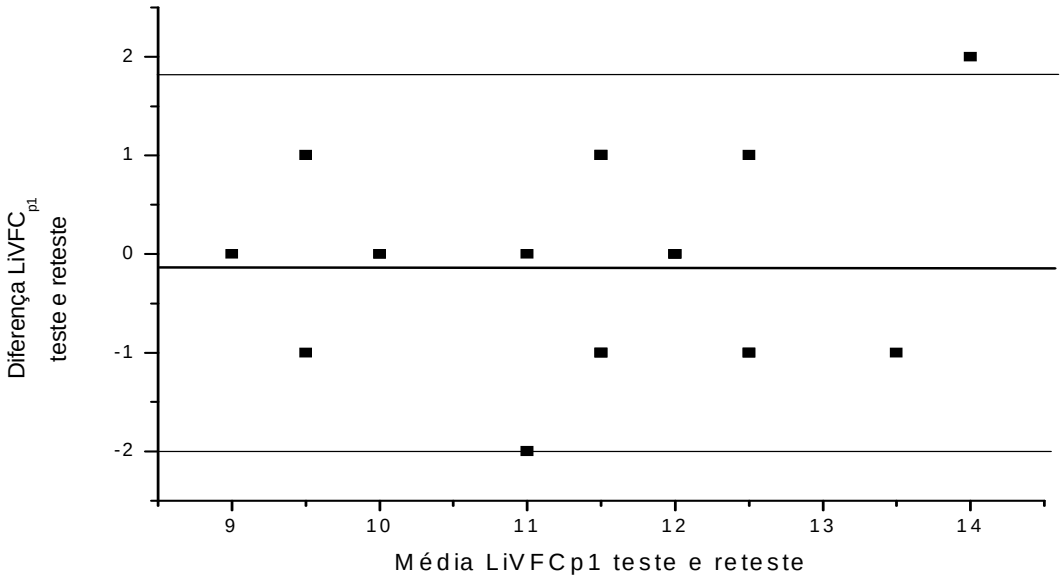


FIGURA 36 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC$_{p1}$), por meio da variável Vel (km.h^{-1}).

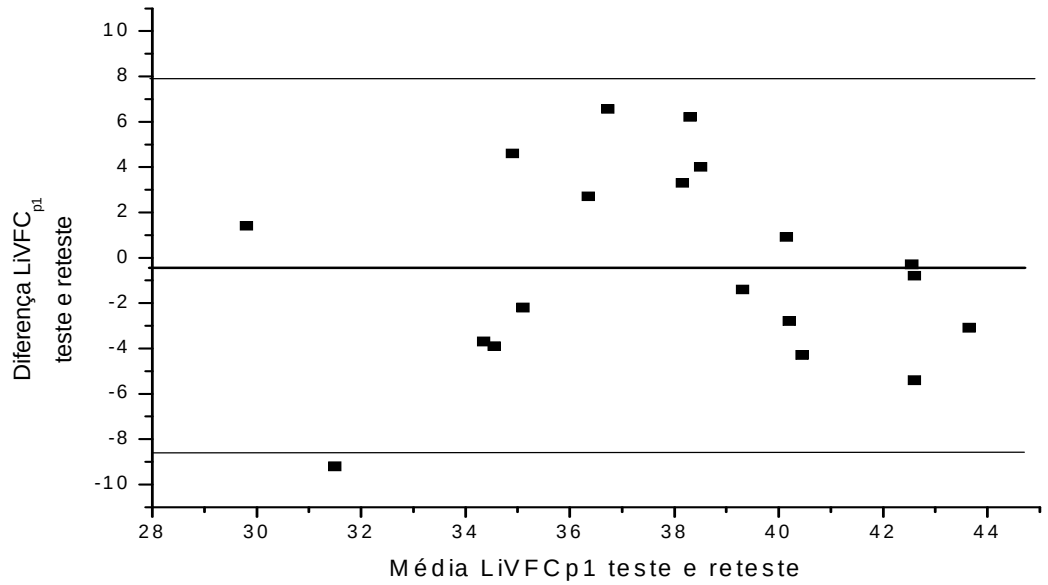


FIGURA 37 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC$_{p1}$) por meio da variável VO_2 (ml.kg^{-1}.min^{-1}).

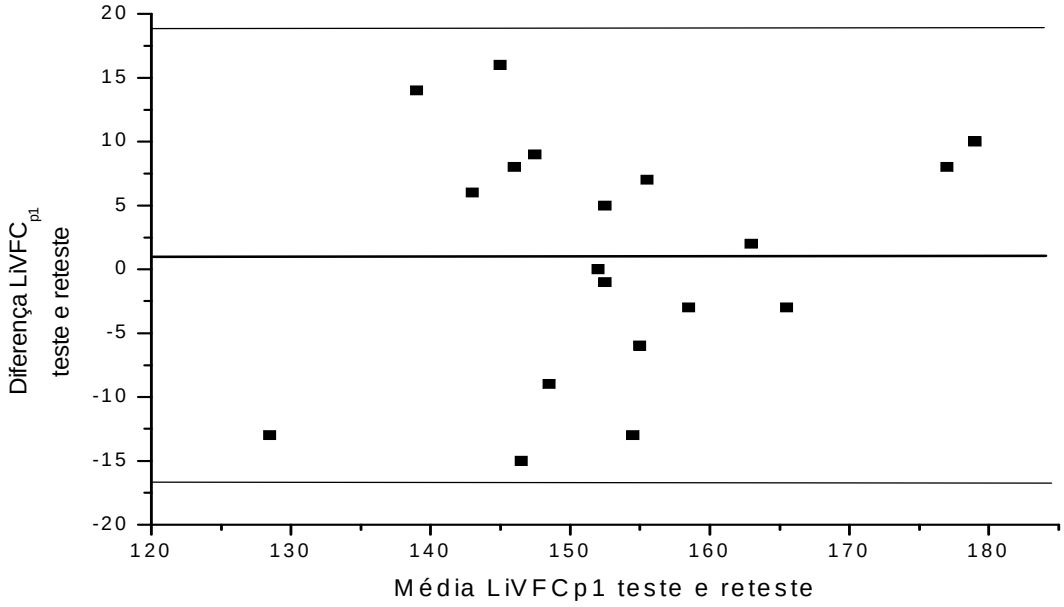


FIGURA 38 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{p1}$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 39, 40 e 41 mostram os resultados do método $LiLac_2$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel ($km.h^{-1}$), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$) e FC (bpm), respectivamente.

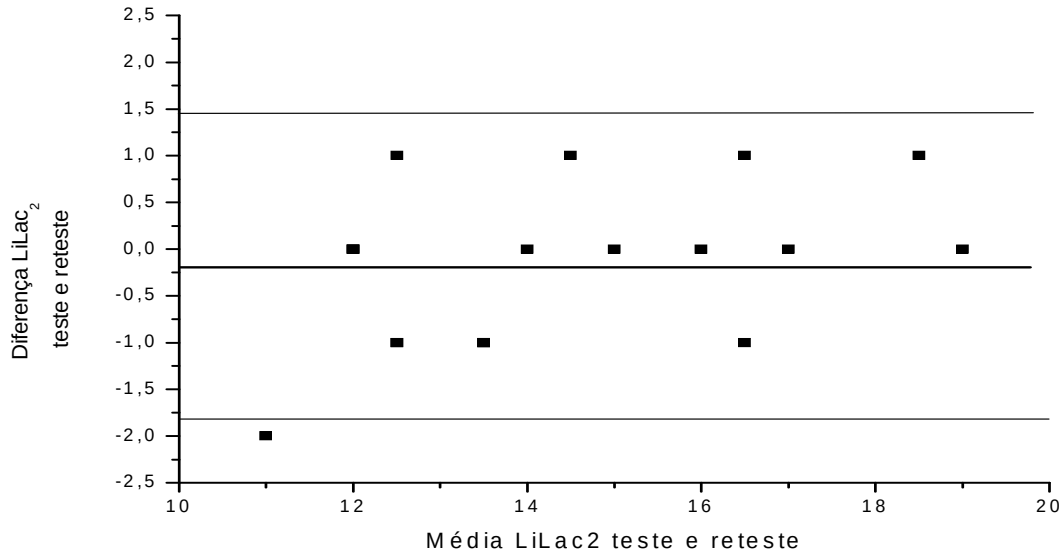


FIGURA 39 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de lactato ($LiLac_2$), por meio da variável Vel ($km.h^{-1}$).

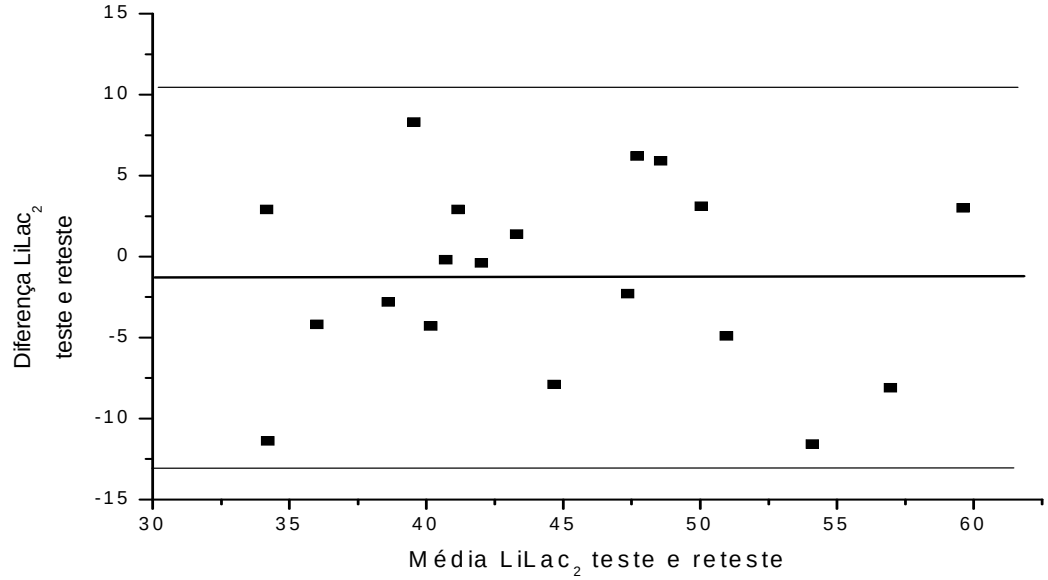


FIGURA 40 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de lactato ($LiLac_2$), através da variável VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$).

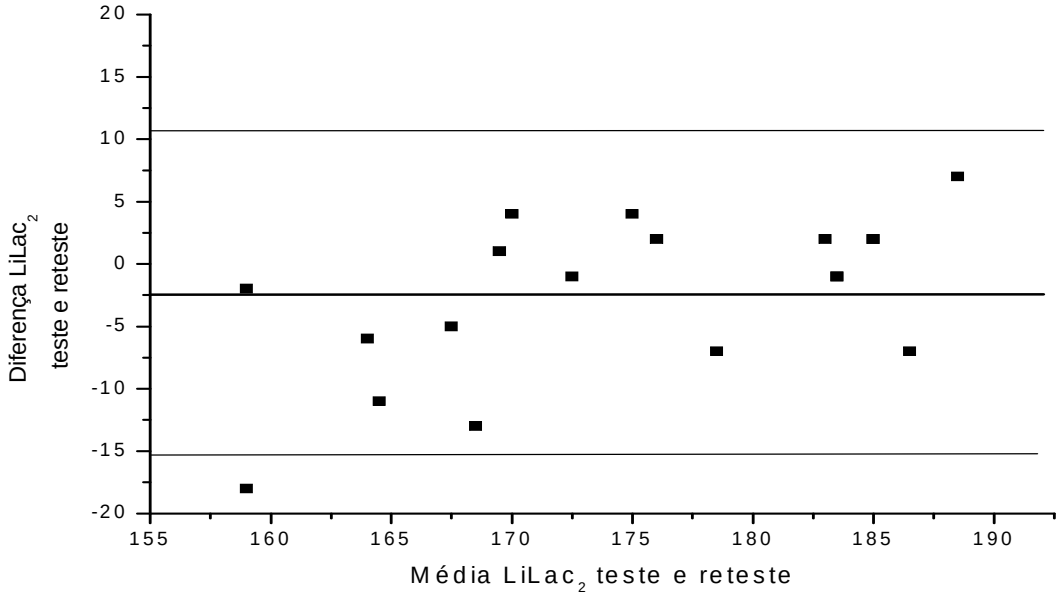


FIGURA 41 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de lactato ($LiLac_2$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 42, 43 e 44 mostram os resultados do método $LiVent_2$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel ($km.h^{-1}$), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$) e FC (bpm), respectivamente.

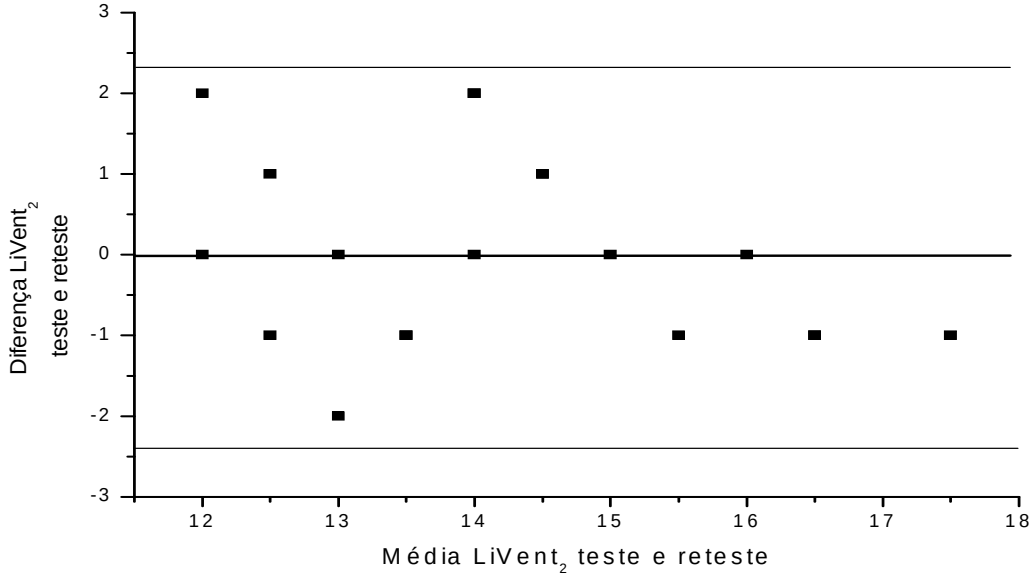


FIGURA 42 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar ventilatório ($LiVent_2$), por meio da variável Vel ($km.h^{-1}$).

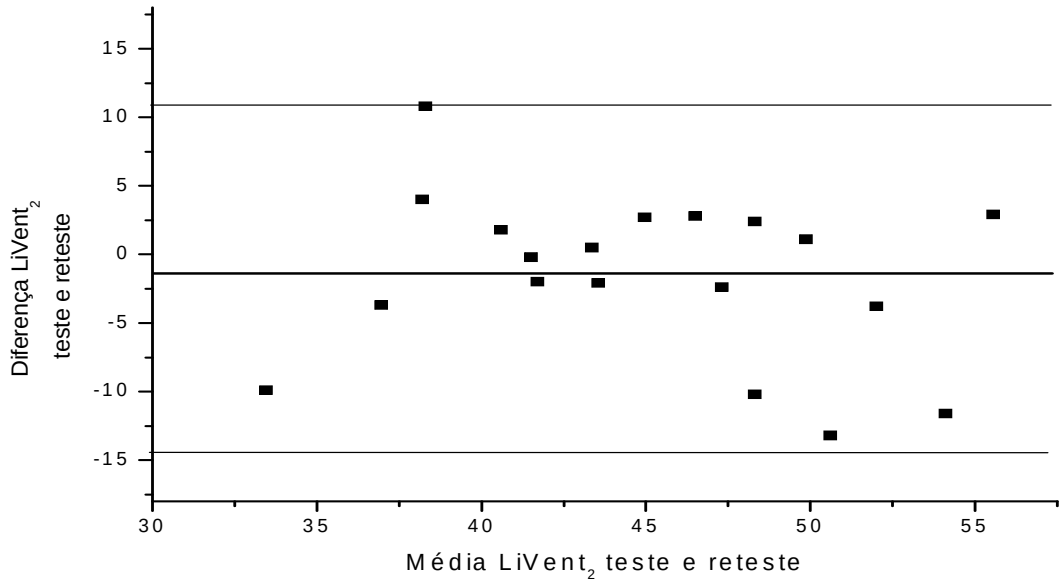


FIGURA 43 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar ventilatório ($LiVent_2$), por meio da variável VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$).

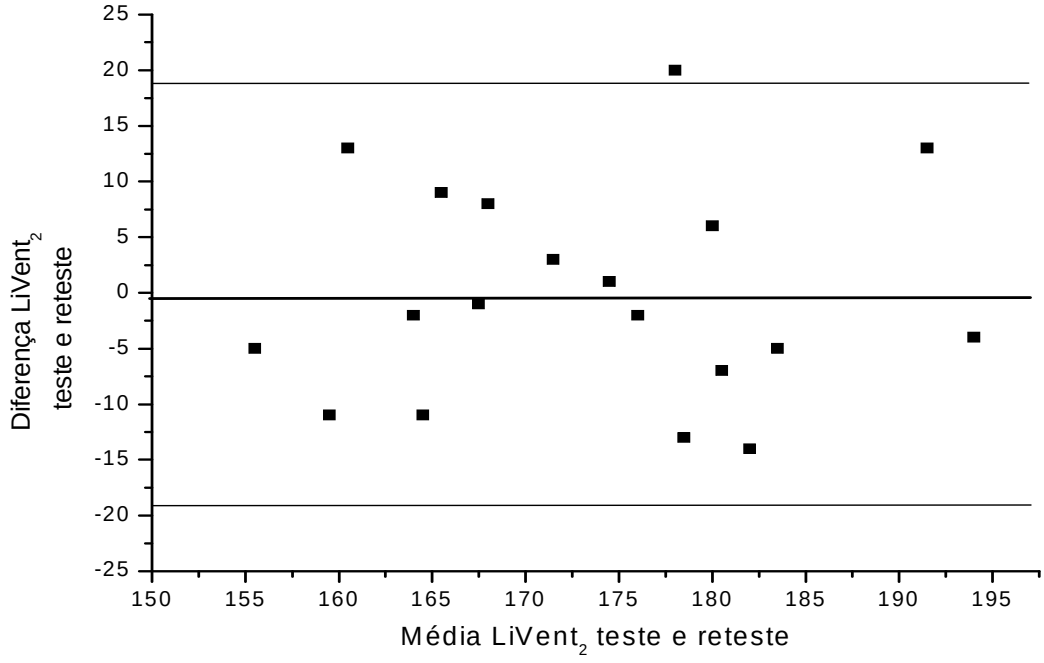


FIGURA 44 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar ventilatório ($LiVent_2$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 45, 46 e 47 mostram os resultados do método $LiVFC_{f2}$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel ($km.h^{-1}$), VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$) e FC (bpm), respectivamente.

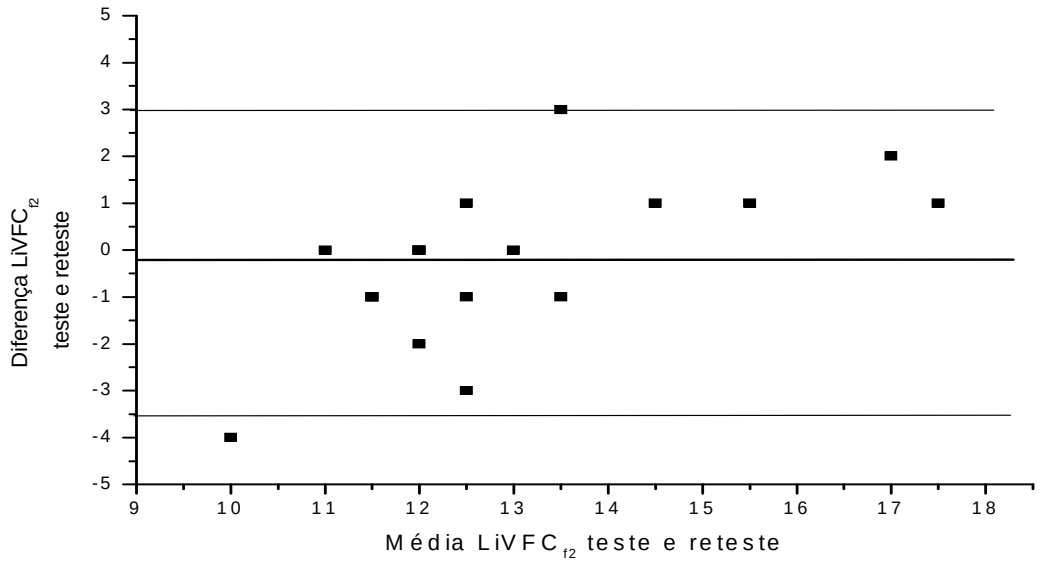


FIGURA 45 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{f2}$), por meio da variável Vel ($km.h^{-1}$).

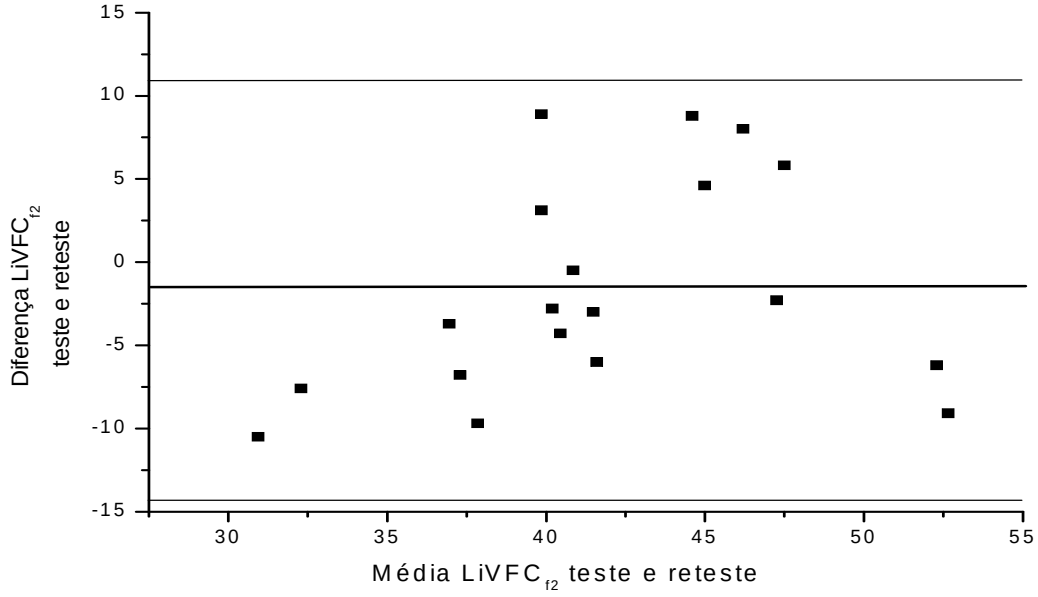


FIGURA 46 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{f2}$), por meio da variável VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$).

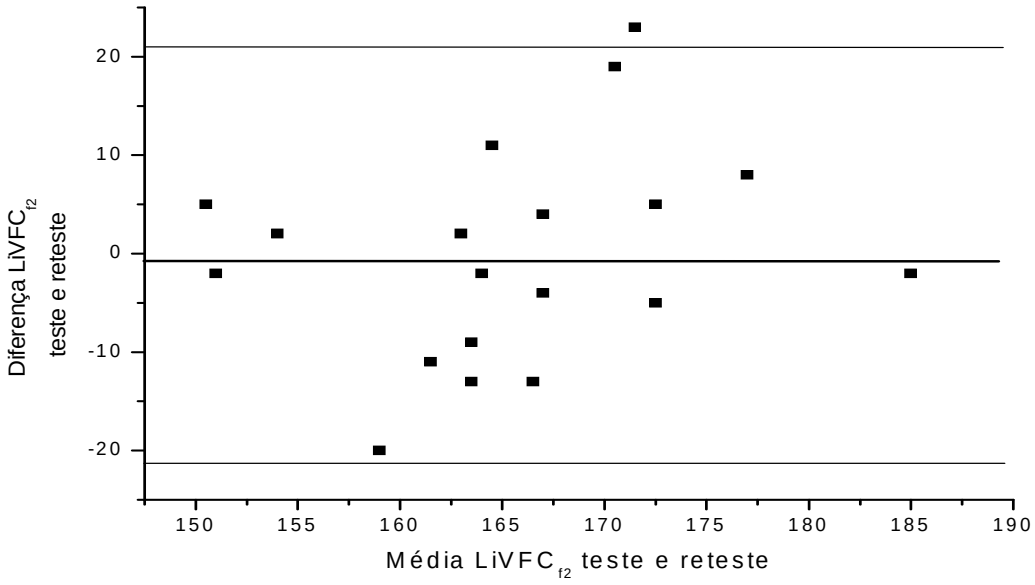


FIGURA 47 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC$_{f2}$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 48, 49 e 50 mostram os resultados do método LiVFC$_{n2}$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel (km.h^{-1}), VO_2 (ml.kg^{-1}.min^{-1}) e FC (bpm), respectivamente.

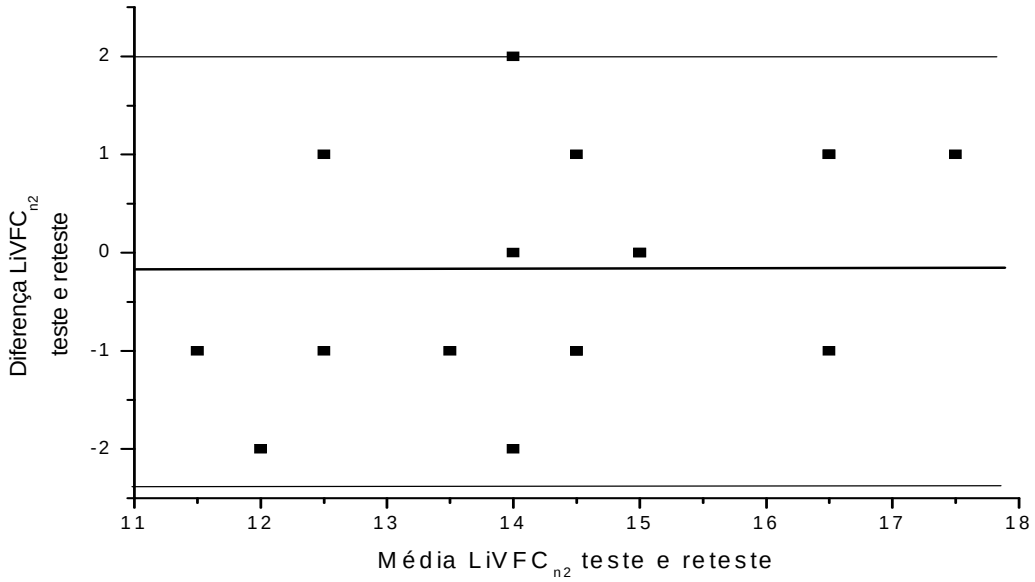


FIGURA 48 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFC_{f2}$) $LiVFCn_2$, por meio da variável Vel ($km.h^{-1}$).

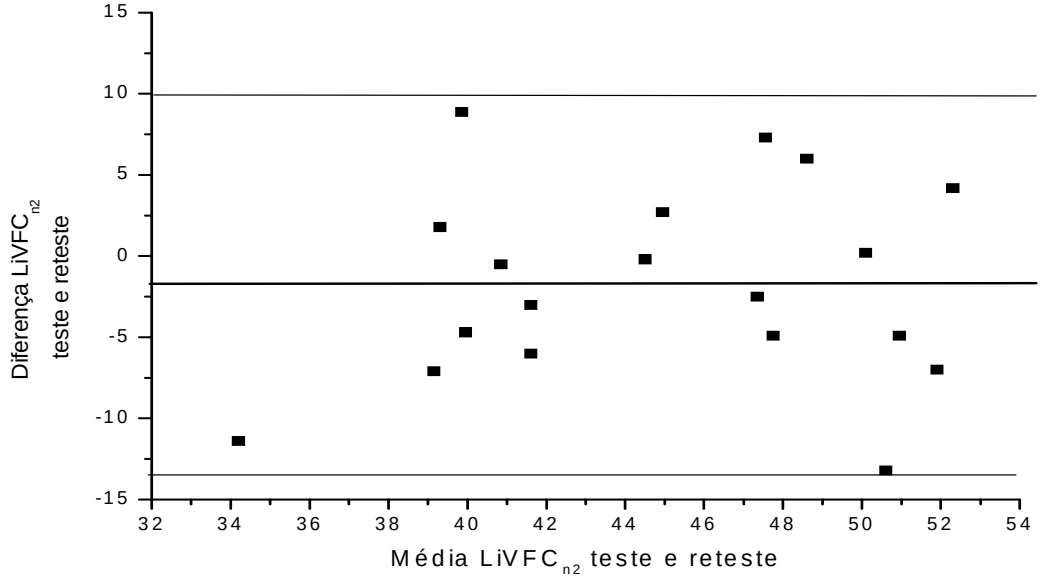


FIGURA 49 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca ($LiVFCn_2$), por meio da variável VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$).

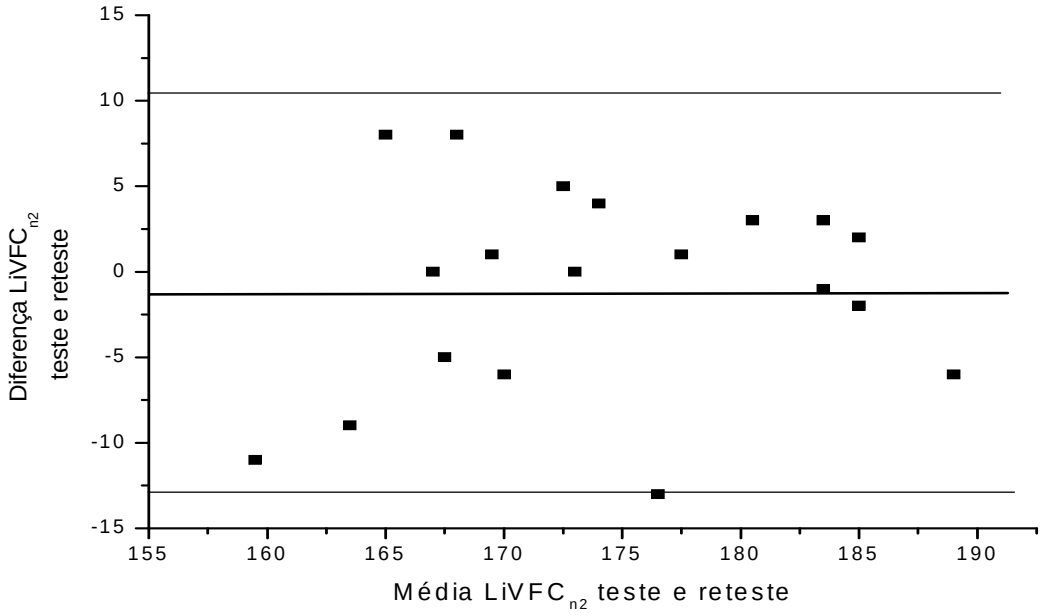


FIGURA 50 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFCn$_2$), por meio da variável FC (bpm).

As Figuras 51, 52 e 53 mostram os resultados do método LiVFC$_{p2}$, sendo os valores expressos quanto às variáveis Vel (km.h^{-1}), VO_2 (ml.kg^{-1}.min.$^{-1}$) e FC (bpm), respectivamente.

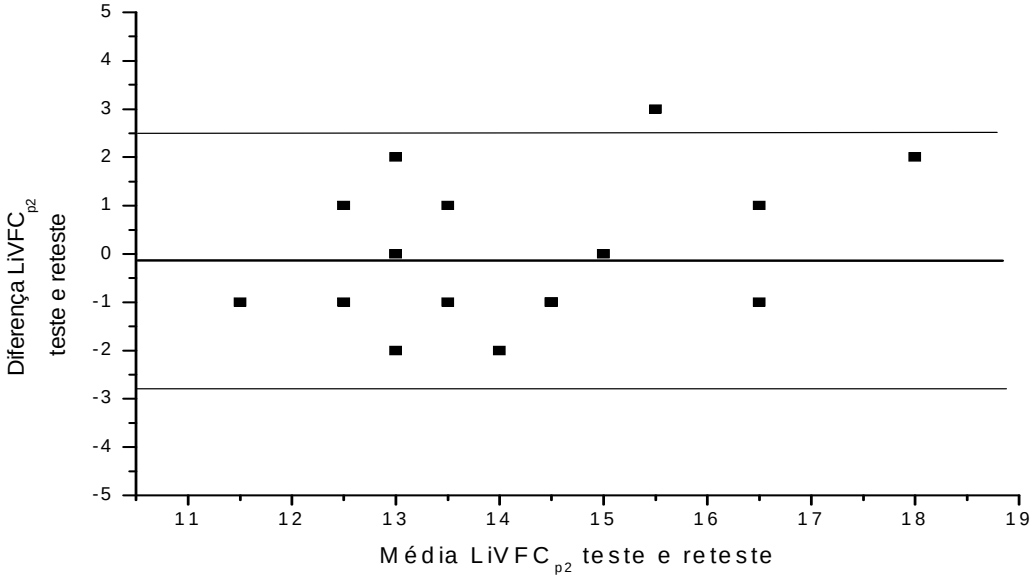


FIGURA 51 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFCp$_2$), por meio da variável Vel (km.h^{-1}).

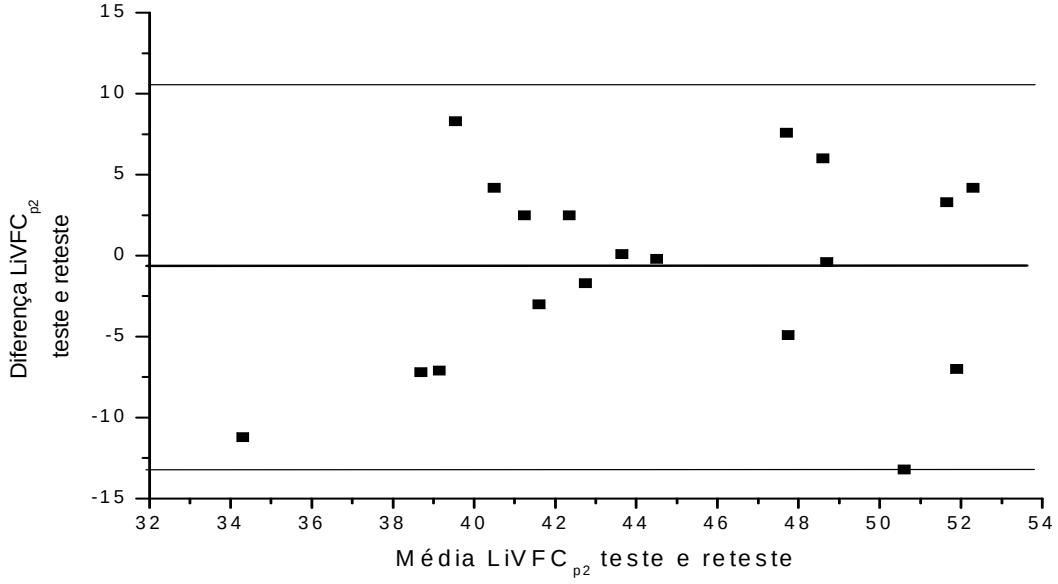


FIGURA 52 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFCp$_2$), por meio da variável VO_2 (ml.kg^{-1}.min.$^{-1}$).

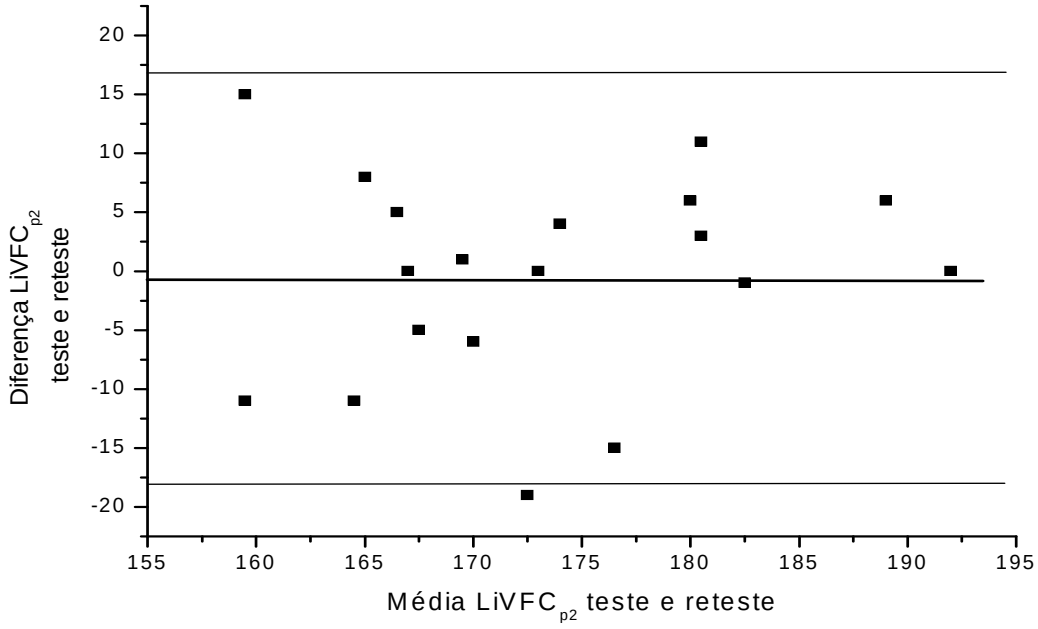


FIGURA 53 – Representação gráfica dos valores identificados pela análise de Bland-Altman, referentes à identificação do segundo limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFCp$_2$), por meio da variável FC (bpm).

De uma forma geral, os resultados apresentados pela plotagem de Bland-Altman, em relação à Vel (km.h^{-1}), FC (bpm) e VO_2 (ml.kg.$^{-1}$.min.$^{-1}$), mostraram valores dentro dos limites de concordância para todos os métodos de identificação das duas zonas de transição metabólica (LAe e LAn).

6. DISCUSSÃO

Acredita-se que durante o exercício físico progressivo há uma diminuição gradativa da VFC, resultando na identificação de dois platôs que se aproximam das duas zonas de transição metabólica (ABAD, et al. 2007; COTTIN, et al. 2006; LIMA e KISS, 1999). Todavia, esses estudos foram conduzidos, em sua maioria, com ciclismo, sendo que apenas um trabalho recente abordou a eficácia dessa técnica de determinação dos limiares metabólicos durante a corrida (COTTIN, MÉDIGUE, LOPES, LEPRÊTRE, HEUBERT & BILLAT, 2007). Nesse sentido, o principal objetivo deste estudo foi obter evidências de validade e reprodutibilidade da determinação

dos limiares metabólicos (LAe e LAn) mediante o comportamento da VFC mensurada durante a corrida.

No presente trabalho, os limiares foram determinados mediante a análise do comportamento da VFC, das concentrações sanguíneas de lactato e das trocas gasosas. Adicionalmente, foram conduzidos os retestes dessas variáveis no intuito de analisar as suas respectivas reprodutibilidades. Dessa forma, os principais resultados obtidos foram: a) a possibilidade de determinação do LAe durante um teste de corrida progressiva máxima em esteira através do segundo e do terceiro modelo de identificação do LiVFC, empregados nesse trabalho; b) a possibilidade de determinação do LAn durante um teste de corrida progressiva máxima em esteira, através da utilização de todos os modelos propostos na presente investigação, quando os valores são expressos em relação a Vel ($km.h^{-1}$), FC (bpm) e VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$), em termos absolutos e relativos; c) níveis aceitáveis de reprodutibilidade para os modelos de identificação do LAe e LAn.

Em relação ao LAe, os resultados encontrados na presente investigação indicam que apenas o $LiVFC_{f1}$ era estatisticamente diferente do $LiVent_1$ e do $Lilac_1$. Por outro lado, os demais métodos que utilizaram a VFC para a identificação do LAe não eram significativamente diferentes dos $LiVent_1$ e do $Lilac_1$, quando expressos em valores absolutos ou relativos ao VO_2 ($ml.kg^{-1}.min.^{-1}$), a FC (bpm) e a Vel ($km.h^{-1}$). O $LiVFC_{f1}$ utilizado no presente estudo para identificação do LAe se refere ao método proposto por LIMA e KISS (1999). Esses autores analisaram o comportamento da VFC durante teste progressivo máximo em cicloergômetro e identificaram um platô de decréscimo na variável SD1 (3ms). Os resultados do estudo de LIMA e KISS (1999) demonstram não haver diferenças significativas da intensidade do primeiro limiar de lactato, detectado pela menor relação [La]/carga e pelo limar de VFC estabelecido pelo valor fixo de 3ms do SD1. Deste modo, os autores sugeriram a utilização do platô de 3ms, denominado limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC), como um possível método alternativo de estimativa do primeiro limiar de lactato e, da transição entre a significativa retirada autonômica vagal e o aumento da participação autonômica simpática.

Posteriormente, NAKAMURA et al. (2005) utilizou a mesma metodologia proposta por LIMA e KISS (1999) para analisar os efeitos do treinamento aeróbio

sobre o LiVFC. Observou-se que o LiVFC é sensível aos efeitos específicos do treinamento aeróbio de curto prazo, evidenciando que é um indicador da capacidade aeróbia. Os autores suportam esta hipótese, possivelmente em decorrência de uma provável redução da participação simpática, aliada a uma modulação parassimpática mais duradoura da FC nas intensidades mais baixas do protocolo incremental. Adicionalmente, FRONCHETTI (2008) submeteu 21 indivíduos a três protocolos progressivos com diferentes taxas de incremento de intensidade e de duração dos estágios (PA $_{15w/1`}$, PB $_{30w/1`}$ e PC $_{45w/3`}$) em cicloergômetro, sugerindo que o LiVFC não é protocolo-dependente.

Estudos prévios demonstraram que, durante protocolos progressivos máximos em cicloergômetro, existe uma aproximação entre a retirada vagal com a primeira zona de transição metabólica, permitindo a sua identificação pelo comportamento da VFC, das trocas gasosas (TULPPO, et al. 1996; YAMAMOTO et al. 1992) e do lactato sanguíneo (KARAPETIAN et al. 2007; FRONCHETTI et al. 2008). Todavia, é importante ressaltar que as diferenças das especificidades motoras envolvidas nos diversos protocolos comumente utilizados na determinação das zonas de transição metabólica devem ser levadas em consideração. A mudança de posição, ergômetro, intensidade, duração e situações ambientais, são fatores que interferem diretamente na característica do comportamento das variáveis fisiológicas analisadas. Portanto, parece razoável sugerir que durante um teste progressivo máximo em esteira a VFC apresenta um comportamento diferenciado, quando comparada ao teste realizado em cicloergômetro,. Isso ocorre, sobretudo, no momento de transição da caminhada para a corrida (6,0 a 7,5 $km.h^{-1}$). Alguns trabalhos relataram uma diminuição da eficiência metabólica neste momento de transição (MONTEIRO e ARAUJO, 2001; PLATA & SPARROW, 2000), que pode interferir no controle autonômico cardiovascular e, consequentemente, no comportamento da VFC durante um teste progressivo máximo.

Por outro lado, os limiares de VFC identificados pelo segundo modelo ($LiVFC_{n1}$) e pelo terceiro modelo ($LiVFC_{p1}$) mostraram-se bastante promissores. Além de estarem significativamente correlacionados, não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0,05$) em nenhum dos dois modelos de identificação do LiVFC ($LiVFC_{n1}$ e $LiVFC_{p1}$) em relação aos $LiLac_1$ e $LiVent_1$. Quando expressos em termos

relativos, foram encontrados valores em torno de 70% e 69% da $Vel_{MÁX,}$ para os $LiVFC_{n1}$ e $LiVFC_{p1}$, respectivamente. Esses valores são próximos das intensidades relacionadas à primeira zona de transição metabólica relatados na literatura científica (SKINNER & MCLLELAN, 1980). Isso corrobora os achados de KARAPETIAN et al. (2008), que indicaram a possibilidade de determinar os marcadores da primeira zona de transição metabólica mediante a análise da VFC. Todavia, é importante destacar que, de acordo com esses autores, o limiar de VFC foi identificado visualmente (técnica semelhante à da presente investigação) por meio do ponto de estabilização de um índice de inferência autonômica (MSD – média das diferenças sucessivas). Os autores verificaram que o limiar de VFC, além de não apresentar diferenças significativas ($p > 0,05$), apresentava bons níveis de correlação ao $LiLac_1$ ($r = 0,82$) e ao $LiVent_1$ ($r= 0,89$), além de boa concordância entre os métodos, avaliada através da plotagem de Bland-Altman.

Os dados do segundo e terceiro modelos foram normalizados, buscando individualizar a resposta da VFC em virtude do estado de treinamento dos participantes. No segundo modelo, os procedimentos empregados foram semelhantes a estudos prévios que utilizaram a análise da VFC por meio da plotagem de Poincaré (MOUROT et al., 2004). Já para o terceiro modelo, uma nova metodologia foi proposta com intuito de estabelecer um ponto inicial comum entre os indivíduos, fazendo com que o comportamento da curva dos índices tradutores da modulação autonômica (SD1 e SD2) sofresse o mínimo possível de interferência dos valores de repouso e das cargas iniciais, que apresentam diferenças consideráveis de indivíduo para indivíduo.

Atualmente, observa-se um maior interesse na literatura pela busca por evidências de validade de identificação do LAn pela análise da VFC durante um exercício físico progressivo máximo com cargas crescentes (ABAD et al., 2007; COTTIN et al., 2004; BUCHHEIT et al., 2007; FRONCHETTI, 2008). Os resultados do presente estudo revelam que as cargas da segunda zona de transição metabólica durante a corrida não eram estatisticamente diferentes entre os diferentes métodos utilizados para detectá-la. Os valores do coeficiente de correlação de Pearson também eram significantes ($p < 0,01$) entre o $LiLac_2$ e os modelos $LiVFC_{n2}$ e $LiVFC_{p2}$, sendo $r = 0,86$ e $r = 0,74$ respectivamente. Já em relação ao primeiro modelo de

identificação do limiar anaeróbio pela VFC ($LiVFC_{f2}$), seus valores de correlação entre o $LiLac_2$ apresentaram níveis mais baixos (r = 0,60). No entanto, é importante ressaltar que os mesmos também apresentaram valores estatisticamente significantes em um nível p<0,01.

A Figura 54 apresenta uma ilustração da relação entre os eventos responsáveis pelos mecanismos fisiológicos que interagem na ocorrência do LAn durante a corrida. Uma tendência à diminuição do pH sanguíneo muscular em intensidades acima do LAe, com concomitante aumento do PCO_2 na corrente sanguínea, resulta na sinalização dos centros superiores (SNC) responsáveis pelo controle respiratório. Consequentemente, há um aumento abrupto da VE, no intuito de eliminar o CO_2 e manter a oferta de oxigênio aos músculos exercitados. Supostamente, a FC e a VFC sofrem alterações ininterruptas decorrentes do controle cardiorrespiratório, sendo estas mediadas pela arritmia sinusal respiratória (ASR), que descreve as mudanças cíclicas da FC associadas à respiração. Em intensidades próximas a segunda zona de transição metabólica, ocorre um aumento expressivo da frequência respiratória (FR) devido à elevação da PCO_2 sanguínea, provocando um aumento na amplitude da ASR. Uma das hipóteses levantadas por COTTIN et al. (2006) é que a hiperventilação em intensidade acima do LAe promove efeitos mecânicos que sobrecarregam o disparo do nódulo sinusal. Isso resultaria nas modificações concomitantes de variáveis fisiológicas representantes dos sistemas respiratório, muscular e SNC.

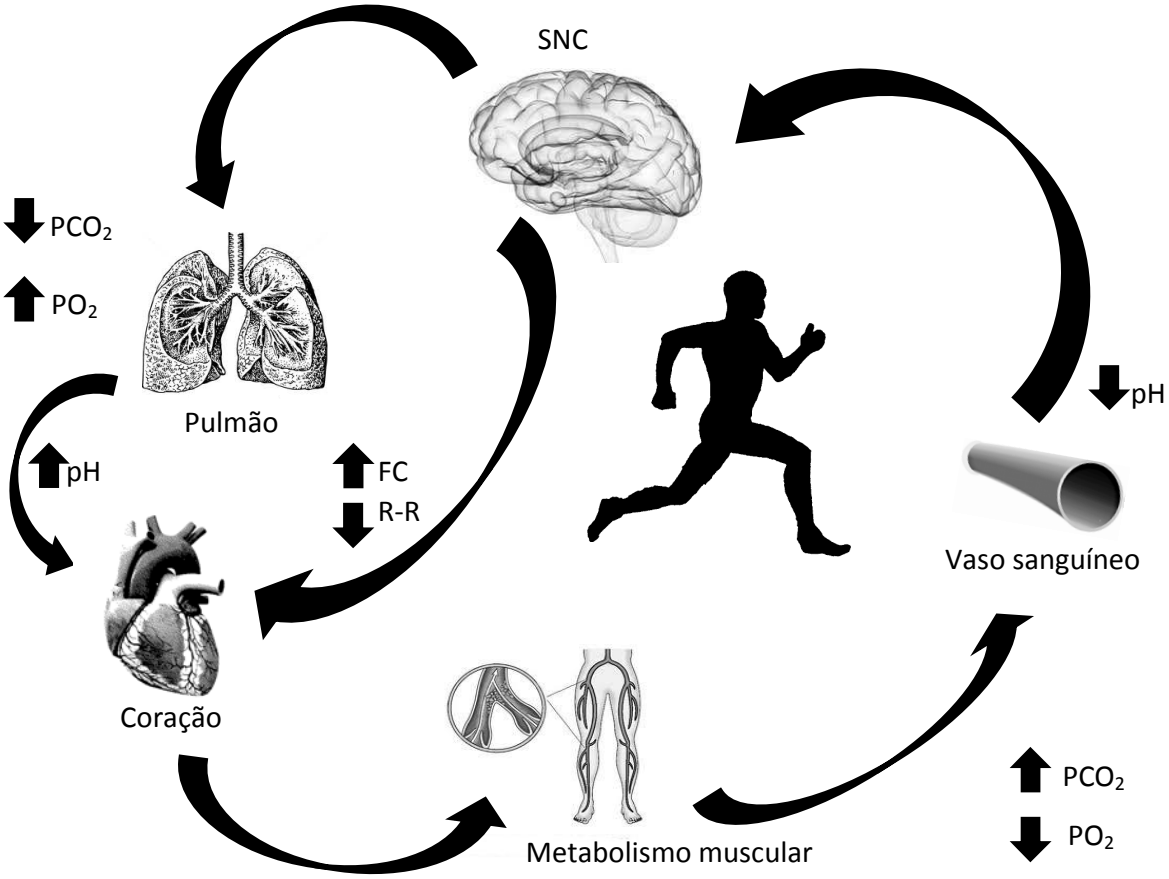


FIGURA 54 – Representação gráfica da relação entre os mecanismos fisiológicos que interagem na ocorrência do LAn durante a corrida.

No presente estudo, os $LiVFC_{n2}$ e $LiVFC_{p2}$ apresentaram resultados em torno de 86% da $Vel_{MÁX}$($km.h^{-1}$), sendo estes acima dos valores encontrados por ABAD (2006) e próximos aos valores encontrados por FRONCHETTI (2008), principalmente em relação ao protocolo com incrementos mais longos ($PC_{45w/3`}$). Possivelmente, esta diferença poderia ser resultante das variáveis utilizadas nos diferentes trabalhos. Enquanto nos estudos de ABAD (2006) e FRONCHETTI (2008) foi utilizado um índice tradutor específico da modulação autonômica vagal (SD1), no presente estudo foi utilizado um índice que traduz a modulação autonômica parassimpática e simpática (SD2), o qual tem como característica de análise os desvios-padrão em longo prazo dos intervalos R-R. Portanto, é razoável imaginar que a variável SD2 possui características mais especificas e próximas aos efeitos decorrentes do

metabolismo glicolítico e que o seu ponto de mudança do comportamento possa ocorrer em intensidades acima do ponto de mudança da variável SD1.

LIMA e KISS (1999) propuseram a possibilidade de ocorrência de um segundo ponto de estabilização na variável SD1 em torno de 80% da carga de pico em cicloergômetro, e especularam que este ponto poderia estar associado ao LAn. ABAD et al. (2007), aplicando metodologia semelhante com onze jogadores de futebol da categoria juvenil, identificaram um segundo ponto de estabilização na variável SD1 (L2VFC), com valores expressos em torno de 78% da $Vel_{MÁX}$ ($km.h^{-1}$). Devido a este ponto não ter apresentado diferenças significativas em relação ao ponto de deflexão da FC (PDFC), os autores sugeriram a utilização do L2VFC como um possível método alternativo de identificação do LAn. Todavia, os resultados do estudo de ABAD et al. (2007) devem ser vistos com cautela, haja vista que o ponto de deflexão da FC é uma variável obtida a partir do próprio sistema cardiovascular, além da sua validade ser frequentemente questionável (VACHON, BASSET & CLARKE, 1999; BOURGOIS, COOREVITS, DANNEELS, WITVROUW, CAMBIER & VRIJENS, 2004).

Acredita-se que as influências dos erros de ordem biológica ou procedimental são capazes de interferir nos níveis de reprodutibilidade de uma determinada variável (WEIR, 2005). Portanto, um dos pontos importantes desse estudo é a análise da reprodutibilidade dos limiares, sobretudo os que utilizaram a resposta da VFC. Os resultados encontrados no presente estudo indicam os níveis de CCI entre 0,69 e 0,89 ($p < 0,001$) do segundo e terceiro modelo de identificação do LiVFC. Adicionalmente, os valores do ICC para $LiLac_1$ e $LiLac_2$ foram 0,89 e 0,93, respectivamente ($p < 0,01$). Já para os níveis de CCI relacionados aos $LiVent_1$ foram 0,72 e 0,75 ($p < 0,01$), respectivamente.

Por sua vez, a plotagem de Bland-Altman tem sido recentemente utilizada em pesquisas da área da saúde para avaliar a magnitude na concordância entre dois métodos. Ao menos em nosso conhecimento, apenas um trabalho recente utilizou essa técnica para analisar a reprodutibilidade das zonas de transição metabólica identificadas pela VFC (COTTIN et al., 2007). Os resultados do presente estudo demonstraram haver uma boa concordância entre as situações teste e reteste, sendo que, de forma geral, os valores se encontraram dentro do intervalo específico de

confiança estipulado. Coletivamente, esses dados indicam que os métodos que utilizaram a VFC na determinação das zonas de transição metabólica são reprodutivos, desde que seja utilizada a padronização dos procedimentos empregada neste estudo.

7. CONCLUSÕES

A partir dos dados obtidos na presente investigação, podemos concluir que:

- O LAe pode ser identificado na corrida pela análise do comportamento da VFC mediante a utilização do $LiVFC_{n1}$ e $LiVFC_{p1}$.

- Por outro lado, não é possível identificar o LAe por meio do método de valor fixo proposto por LIMA e KISS (1999). Provavelmente, isso se deve às diferenças entre os gestos motores empregados nos tipos de testes realizados (cicloergômetro e esteira rolante).

- Os três procedimentos que empregam a VFC ($LiVFC_{f2}$, $LiVFC_{n2}$ e $LiVFC_{p2}$) são válidos para a identificação do LAn durante a corrida.

- Tanto a plotagem de Bland e Altman como o CCI indicaram que, ao utilizar os procedimentos empregados na presente investigação, os métodos analisados apresentam níveis reprodutíveis aceitáveis para eventos biológicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS

ABAD, C.C.C. **Pode os limiares da variabilidade da frequência cardíaca identificar os limiares metabólicos?** 2006. Dissertação (Mestrado em Biodinâmica do Movimento Humano) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

ABAD, C.C.C.; BARROS, R. V.; DE-OLIVEIRA, F.R.; LIMA, J.R.P.; PEREIRA, B.; KISS, M.A.P.M. O segundo platô de variabilidade da frequência cardíaca indica o segundo limiar de transição fisiológica? **Efdeportes** (on line), n14, 2007.

ACHTEN, J; JEUKENDRUP, A.E.; Heart Rate Monitoring Applications and Limitations. **Sports Medicine**, Auckalnd, v. 33, n. 7, p.517-538, 2003.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **Guidelenes for exercising testing and prescption**. 6 ed. Baltimore: William & Wilkins, 2000.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição**. 6º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

BLAND, J.M.; ALTMAN, D.G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, v.8, n.1, p.307-310, 1986.

BONADUCE, D.; PETRETTA, M.; CAVALLARO, V.; APICELLA, C.; IANNICIELLO, A.; ROMANO, M.; BREGLIO, R.; MARCIANO, F. Intensive training and cardiac autonomic control in high level athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.30, n. 5, p. 691-696, 1998.

BOUCHER, C.A.; KANAREK, D.J.; OKADA, R.D.; HUTTER, A.M.; STRAUSS, H.W.; POHOST, G.M. Exercise testing in aortic regurgitation: comparison of radionuclide left ventricular ejection fraction with exercise performance at the anaerobic threshold and

peak exercise. **The American Journal of Cardiology**, New York, v.52, p.801-808,1993.

BOURGOIS, J.; COOREVITS, P.; DANNEELS, L.; WITVROUW, E.; CAMBIER, D.; VRIJENS, J. Validity of hear rate deflection point as a predictor of lactate threshold concepts during cycling. **Journal Of Strenght and Conditioning Research**, v.18, n.3, p. 498-503, 2004.

BOUTCHER, S.H.; STEIN, P. Association between heart rate variability and training response in sedentary middle-aged men. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v.70, n.1, p.75-80, 1995.

BRAUM, C.; KOWALLIK, P.; FREKING, A.; HADELER, D.; KNIFFKI, K.D.; MEESMANN, M. Demonstration of nonlinear components in heart rate variability of healthy persons. **The American Journal of Physiology**, Baltimore, v.275, p.H1577-84, 1998.

BRUNETTO, A.F.; MOREIRA, B.M.; ROSEGUINI, B.T.; HIRAI, D.M.; GUEDES, D.P. Limiar ventilatório e variabilidade da frequência cardíaca em adolescentes. **Revista Brasileira Medicina do Esporte**, São Paulo, v.11, n.1, p.22-27, 2005.

BUCHHEIT, M.; SOLANO, R.; MILLET, G.P. Heart-rate deflection point and the second heart-rate variability threshold during exercise in trained boys. **Pediatric Exercise Science**, Champaign: Human Kinetics, v.19, n.2, p.192-204, 2007.

CASADEI, B.; COCHRANE, S.; JOHNSTON, J.; CONWAY, J.; Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.153, p.125-131, 1995.

CALVO, F.; CHICHARRO, J.L.; BANDRÉS, F.; LUCÍÁ, A.; PÉREZ, M.; ÁLVAREZ, J.; MOJARES, L.L.; VAQUERO, A.F.; LEGIDO, J.C. Anaerobic threshold determination

with analysis of salivary amylase. **Canadian Journal Applied Physiology,** Champaing, v.22, p.553-561, 1997.

CERUTTI, S.; BIANCHI, A. M.; MAINARDI, L.T. Spectral Analysis of the Heart Rate Variability Signal. In: MALIK, K.; CAMM, A.J. **Heart rate variability**. Armonk, Futura, 1995. p. 33-46.

CONCONI, F.; FERRARI, M.; ZIGLIO, P.G.; DROGUETTI, P.; CODECA, L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 52, n. 4, p. 869 – 73, 1982.

COTTIN, F.; MEDIGUE, C.; LEPRETE, P.M.; PAPELIER, Y.; KORALSZTEIN, J. P.; BILLAT, V.L. Heart rate variability during exercise performed below and above ventilatory threshold. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 36, n. 4, p. 594-600, 2004.

COTTIN, F.; MÉDIGUE, C.; LOPES, P.; LEPRÊTRE, P.M.; HEUBERT, R.; BILLAT, V. Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. **International Journal of Sports Medicine**, v.28, n.4, p. 287-294, 2007.

COTTIN, F.; LEPRETE, P.M.; LOPES, P.; PAPELIER, Y.; MÉDIGUE, C.; BILLAT, V. Assessment of ventilatory Thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. **International Journal of Sports Medicine**, v. 27, p. 959-967, 2006.

DAVIS, J.A; FRANK, M.; WHIPP, B.; WASSERMAN, K. Anaerobic threshold alterations caused by endurance training in middle-aged men. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.46, p.1039-1046,1979.

DOUGLAS, C. R. **Tratado de fisiologia aplicada às ciências médicas**. 4.ed. São Paulo: Robe editorial, 2000.

DOUGLAS, C. R. **Tratado de fisiologia aplicada às ciências médicas.** 6.ed. Rio de Janerio: Guanabara Koogan, 2006.

EKMAN, L. L. **Neurociência: Fundamentos para reabilitação**. 2.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.

FARREL, P.A.; WILMORE, J.H.; COYLE, E.F.; BILLING, J.E.; COSTILL, D.L. Plasma lactate accumulation and distance running performance. **Medicine and Sciences in Sports and Exercise**, Madison, v.11, p.338-344,1979.

FOSTER, C.; MAUD, P. **Physiological Assessment of Human Fitness**, Human Kinetics, 1995.

FREEMAN, J. V.; DEWEY, F. E.; HADLEY, D. M.; MYERS, J.; FROELICHER.; Autonomic nervous system interaction with the cardiovascular system during exercise. **Progress in Cardiovascular Diseases**, Philadelphia, v. 48, n. 5, p. 342-362, 2006

FREUD, H.; OTT, C.; HEITZ, A.; MARBACH, J.; GARTNER, M.; ENGUELLE, S. O. Comparison of arterial and venous blood lactate kinetics after short exercise. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgard, v.10, p.16-24,1989.

FRONCHETTI, L. **Limiar de variabilidade da frequência cardíaca em diferentes protocolos ergométricos.** 2008. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina.

GAMELIN, F.X; BERTHOIN, S.; BOSQUET, L. Validit of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madson, v. 38, n. 5, p. 887-893, 2006.

GLADDEN, L.B.; YATES, J.W.; STREMEL, R.W.; STAMFORD, B.A. Gas exchange and lactate anaerobic thresholds: inter and intraevaluator agreement. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.58, p.2082-2089,1985.

GREEN, H.J.; HUGHSON, R.L.; ORR, G.W.; RANNEY, D.A. Anaerobic threshold, blood lactate, and muscle metabolites in progressive exercise. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.54, p.2032-2038,1983.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Fisiologia do exercício e mecanismos das doenças**. 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

HAGBERG, J.; COYLE, E.F.; CARROLL, J.E.; MILLER, J.M.; MARTIN, W.H.; BROOKE, M.H. Exercise hiperventilation in patients with McArdle's disease. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.52, p.991-994,1982.

HAINSWORTH, R. The Control and Physiological Importance of Heart Rate. In: MALIK, K.; CAMM, A.J. **Heart rate variability**. Armonk: Futura, 1995, p. 33-46.

HAUTALA, A.J.; MAKIKALLIO, T.H.; SEPPANEN, T.; HUIKURI, H.V.; TULPPO, M. P. Short-term correlation properties of R-R interval dynamics at different exercise intensity levels. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, Oxford, v. 23, p. 215-223, 2003.

HECK, H.; MADER, A.; HESS, G.; MUCKE, S.; MULLER, R.; HOLLMANN, W. Justification of the 4mmol/l lactate threshold**. International Journal of Sports Medicine**, Stuttgard, v. 6, n.3, p. 117-130, 1985.

HOLLMANN, W. Historical remarks on the development of the aerobic-anaerobic threshold up to 1966. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgard, v.6, p.109-116,1985.

JACOBS I. Blood Lactate - Implications for training and sports performance. **Sports Medicine**, Auckalnd v.3, p.10-25,1986.

JACKSON, A.S.; POLLOCK, M.L. Generalized equations for predicting body density of men**. British Journal of Nutrition**, Cambridge, v.40, n.3, p. 497-504, 1978.

KARA, M.; GÖKBEL, H.; BEDÌZ, C.; ERGENE, N.; ÜÇOK, K.; UYSAL, H. Determination of the heart rate deflexion point by the Dmax method. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, Turin, v.36, n.1, p. 31 – 34, 1996.

KARAPETIAN, G. K.; ENGELS, H. J.; GRETEBECK, R.J. Use of Heart Rate Variability to Estimate LT and VT. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgard, v.29, n.8, p. 652-657, 2007.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M.; **Princípios da Neurociência**. 4.ed. Sao Paulo, Manole, 2003.

KARLSSON, J.; JACOBS, I.; SJODIN, B,; TESH, P.; KAISER, P. Semiautomatic blood lactate assay: experiences from an exercise laboratory. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgard, v.4, p.52-55,1983.

KINDERMANN, W.; SIMON, G.; KEUL, J. The significance of the aerobic-anaerobic trnasition for the determination of work load intensites during endurance training. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v.42, p.:25-34,1979.

KLEIGER, R.E.; STEIN, K.P.; BOSNER, M.S.; ROTTMAN, J.. Time –domain measurements of heart variability. In: MALIK, K.; CAMM, A.J. **Heart rate variability**. Armonk, Futura, 1995, p. 33-46.

LEVY, M.N.; MARTIN, P.J.; IANO, T. Effects of single vagal stimuli on heart rate and atrioventricular conduction. **The Americam Journal of Physiology**, Whashington, v. 218, n.5, p.1256-1262, 1970.

LIMA, J.R.P.; KISS, M.A.P.D.M. Limiar de variabilidade da frequência cardíaca. **Revista Brasileira: Atividade física & Saúde**, Londrina, v.04, p.29-38,1999.

LOIMAALA, A.; HUIKURI, H.; OJA, P.; PASANEN, M.; VUORI, I. Controlled 5-mo aerobic training improves heart rate but not heart rate variability or baroreflex sensitivy. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 89, n. 5, p. 1825-1829, 2000.

LOPES, SÔNIA. **Bio 2.** São Paulo: Saraiva, 2002.

MALIANI, A.; PAGANI, M.; LOMBARDI, F.; CERUTTI, S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. **Circulation**, Hagerstoown, v. 84, p. 482-492, 1991.

MALIK, M. Geometrical Methods for Heart Rate Variability Assessment. In: MALIK, K.; CAMM, A.J. **Heart rate variability**. Armonk: Futura, 1995, p.33-46.

MALIK, M.; CAMM, A.J. **Heart rate variability**. Armonk: Futura, 1995.

MAZZEO, R.S.; MARSHALL, P. Influence of plasma catecholamines on the lactate threshold during graded exercise. **Journal Applied Physiology**, Bethesda, v.67, n.4, p.1319-1322, 1989.

MELANSON, E.L.; FREEDSON, P.S. The effect of endurance training on resting heart rate variability in sedentary adult males. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v.85, n.5, p.442-229, 2001.

MEYER, T; LUCIA, A.; EARNEST, C, P.; KIDERMANN, W. A conceptual Framework for Performance Diagnosis and Training Prescription from Submaximal Gas

Exchange Parameters – Theory and Application. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgard, v. 26, p.S38-S48, 2005.

MORITANI, T.; deVRIES, H.A. Anaerobic threshold determination by surfase eletromyography. **Medicine and Sciences in Sports and Exercise**, Madison, v.12, p.86,1980.

MOUROT, L.; BOUHADDI, M.; PERREY, S. Quantitative Poincaré plot analysis of heart rate variability: effect of endurance training. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v.91, n.1, p.79-87, 2004.

NAKAMURA, F.Y.; AGUIAR, C.A.; FRONCHETTI, L.; AGUIAR, A.F; LIMA, J.R.P. Alteração do limiar da variabilidade da frequencia cardíaca após treinamento aeróbio de curto prazo. São Paulo. Rio Claro: **Motriz**, v.11, n.1, p.01-09, 2005.

PERINI, R.; FISHER, N.; VEICSTEINAS, A.; PENDERGAST, D.R. Aerobic training and cardiovascular responses at rest and during exercise in older men and women. **Medicine and Sciences in Sports and Exercise**, Madison, v. 34, n. 4, p. 700-708, 2002.

PODOLIN, D.A.; MUNGER, P.A.; MAZZEO, R.S. Plasma catecholamine and lactate response during maximum muscular exercise. **Journal Applied Physiology**, Bethesda, v.71, p.1427-1433, 1991.

SANDERCOCK, G.R.; BRODIE, D.A. The use of heart rate variability measures to assess autonomic control during exercise. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, Copenhagen, v. 16, n. 5, p. 302-313, 2006

SCHUIT, A.J.; VAN AMELSVOORT, L.G.; VERHEIJ, T.C.; RIJNEKE, R.D.; MAAN, A.C.; SWENCE, C.A.; SCHOUTEN, E.G. Exercise training and heart rate variability in older people. **Medicine and Sciences in Sports and Exercise**, Madison, v. 31, n. 6, p. 816-821, 1999.

SCHMIDT, G., GREGOR, E. M. Nonlinear Methods for Heart Rate Variability Assessment. In: MALIK, K.; CAMM, A.J. **Heart rate variability.** Armonk: Futura, 1995, p.33-46.

SIMON, J.; YOUNG, J.L.; GUTIN, B.; BLOOD, D.K.; CASE, R.B. Lactate accumulation relative to the anaerobic and respiratory compensation thresholds. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.54, n.1, p.13-17,1983.

SIRI, W.E. Body composition from fluid spaces and density: Analysis of methods. In: BROZEK, J.; HENSCHEL, A. **Techniques for measuring body composition**. Washington: National Academy of Sciences, p.223 – 244, 1961.

SJÖDIN, B.; JACOBS, I. Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgard, v.2, n.1, p.23-26,1981.

SKINNER, J.S.; MCLELLAN, T.H. The transition from aerobic to anaerobic metabolism. **Research Quartely Exercise and Sport**, Washington, v.51. n.1, p. 234-248, 1980.

STAUSS, H. M. Heart rate variability. **Americam Journal Physiology Regulatory Integrative and Comparative Physiology**, Bethesda, v. 285: R927-931, 2003.

STEGMANN, H.; KINDERMANN, W.; SCHNABEL, A. Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. **International Journal of Sports Medicine,** Stuttgard v.2, n.3, p.160-165,1981.

TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROSPHYSIOLOGY. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. **Circulation**, Dallas, v.93, n.5, p.1043-65, 1996.

TULPPO, M.P.; HAUTALA, A.J. MAIKIKALLIO, T.H. LAUKKANEN, R.T.; NISSILA, S.; HUGHSON, R.L.; HUIKURI, H.V. Effects of aerobic training on hear rate dynamics in sedentary subjects. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.95, n.1, p. 364-372, 2003.

TULPPO, M. P.; MAKIKALLIO, T. H.; TAKALA, T. E. S.; SEPPANEN, T.; HUIKURI, H. V. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. **American Physiological Society**, v.271: H244-H252, 1996.

TULPPO, M. P.; MAKIKALLIO, T. H.; SEPPANEN, T.; LAUKKANEN, R. T.; HUIKURI, H. V. Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness. **American Physiological Society**. Bethesda, v.274:H424-H429, 1998.

URHAUSEN, A.; COEN, B.; WEILER, B.; KINDERMAN, W. Individual anaerobic threshold and maximum lactate steady state. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgard, v.14, n.3, p.134-139,1993.

VACHON, J.A.; BASSETT, D.R.; CLARKE, S. Validity of the heart hate deflection point as a predictor of lactate threshold during Running. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.87, n.1, p. 452-459, 1999.

WASSERMAN, K.; WHIPP, B.J.; KOYAL, S.N.; BEAVER, W.L. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.35, n.2, p.236-245,1973.

WASSERMAN, K.; McLLROY, M.B. Deteting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise**.** **American Journal of Physiology**, New York, v.14, p.844-852,1964.

WELTMAN, A. **The Blood lactate response to exercise**. 4.ed. Champaign: Human Kinetics, 1995.

WILMORE, J.H.; COSTILL, D.L. **Phisiology of Sport and Exercise**. 2.ed. Champaign: Human Kinetics, 1994.

YAMAMOTO, K., MIYACHI, M., SAITOH, T., YOSHIOKA, A.,ONODERA, S. Effects of endurance training on resting and post-exercise cardiac autonomic control. **Medicine and Sciences in Sports and Exercise**, Madison, vol.33, n.9, 2001.

YAMAMOTO, Y.; HUGHSON, R.L; NAKAMURA, Y. Autonomic nervous system responses to exercise in relation to ventilatory threshold. **Chest**, El Paso, v.101, n.5, p.206-210s, 1992.

ANEXO I – Teste ParQ para identificação da necessidade de avaliação médica antes da prática de exercícios físicos.

Questionário ParQ
1 - Seu médico já disse que você possui um problema cardíaco e recomendou atividades físicas apenas sob supervisão médica?
☐ Sim ☐ Não
2 - Você tem dor no peito provocada por atividades físicas?
☐ Sim ☐ Não
3 - Você sentiu dor no peito no último mês?
☐ Sim ☐ Não
4 - Você já perdeu a consciência em alguma ocasião ou sofreu alguma queda em virtude de tontura?
☐ Sim ☐ Não
5 - Você tem algum problema ósseo ou articular que poderia agravar-se com a prática de atividades físicas?
☐ Sim ☐ Não
6 - Algum médico já lhe prescreveu medicamento para pressão arterial ou para o coração?
☐ Sim ☐ Não
7 - Você tem conhecimento, por informação médica ou pela própria experiência, de algum motivo que poderia impedí-lo de participar de atividades físicas sem supervisão médica?
☐ Sim ☐ Não

ANEXO II – Questionário para identificação do risco de desenvolvimento de doenças coronarianas

Fatores de Risco para Doença Coronariana
1 - IDADE: Homem acima de 45 anos ou mulher acima de 55 anos?
☐ Sim ☐ Não
2 - COLESTEROL - Acima de 240 mg/l ou desconhecida (não sabe)
☐ Sim ☐ Não
3 - PRESSÃO ARTERIAL -Acima de 140/90 mmgHg , desconhecida ou usa medicamento para a pressão
☐ Sim ☐ Não
4 - TABAGISMO - fuma?
☐ Sim ☐ Não
5 - DIABETES - Tem diabetes de qualquer tipo?
☐ Sim ☐ Não
6 - HISTÓRIA FAMILIAR DE ATAQUE CARDÍACO - Pai ou irmão antes de 55 anos ou Mãe ou irmã antes dos 65 anos
☐ Sim ☐ Não
7 - SEDENTARISMO - Atividade profissional sedentária e menos de 30 min de atividade fisica pelo menos 3 vezes por semana
☐ Sim ☐ Não
8. OBESIDADE - mais de 10 kg de excesso de peso
☐ Sim ☐ Não

ANEXO III – Termo de consentimento informado

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

DA

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Instruções para preenchimento no verso)

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

1.NOME DO INDIVÍDUO: .....

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: ..... SEXO: M ☐ F ☐

DATA NASCIMENTO: ...../...../.....

ENDEREÇO: ..... Nº ..... APTO .....

BAIRRO:.....CIDADE:.....

CEP:.....TELEFONE:DDD(.....).....

2.RESPONSÁVEL LEGAL:.....

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) .....

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: ..... SEXO: M ☐ F ☐

DATA NASCIMENTO: ...../...../.....

ENDEREÇO:..... Nº ..... APTO .....

BAIRRO: ..... CIDADE: .....

CEP: ..... TELEFONE: DDD (.....).....

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA: Comportamento da variabilidade da frequência cardíaca durante teste progressivo máximo em esteira e suas relações com os limiares metabólicos.

2. PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Maria Augusta Peduti Dal Molin Kiss.

3. CARGO/FUNÇÃO: Professora Titular.

4. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO ☐ RISCO MÉDIO ☐

RISCO BAIXO ☒ RISCO MAIOR ☐

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

5. DURAÇÃO DA PESQUISA: 12 meses (02/2010 a 02/2011).

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa.

A corrida é uma atividade que se destaca pela sua praticidade. Entretanto, todas as pessoas que buscam a prática desta atividade, necessitam de uma prévia avaliação, onde possam obter índices dos seus níveis de condicionamento físico atual e dessa forma evitar riscos desnecessários que possam ocorrer ao se esforçar acima dos seus limites fisiológicos.

Atualmente, novos conceitos como limiar(es) metabólico(s), têm sido utilizados para indicar o momento de transição entre as intensidades moderadas, intensas e severas que correspondem a corrida. Sendo assim, o(s) limiar(es) podem ser utilizados como referência de intensidade do esforço

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é um método já estabelecido na literatura, e sua associação com o(s) limiar(es) metabólico(s) tem ganhado destaque, principalmente por se tratar de um método não invasivo.

O propósito da pesquisa é propor um método alternativo para estimativa dos limiares de lactato e ventilatórios utilizando a análise do comportamento da variabilidade da frequência cardíaca.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais.

Sua participação envolverá duas visitas ao laboratório. Na primeira visita será realizada uma avaliação antropométrica visando à estimativa da gordura corporal e, um teste de esforço com carga progressiva para identificação dos limiares ventilatórios, lactato e construção das curvas da variabilidade da frequência cardíaca. Na segunda visita, o teste de esforço com carga progressiva será repetido com o intuito de verificar a fidedignidade do modelo proposto. O tempo estimado para o término das avaliações é de aproximadamente duas horas em cada um dos dias.

3. Desconfortos esperados.

Dentre os possíveis desconfortos durante a participação no estudo, estão enjoos e fraqueza, após o término do teste. As coletas de sangue podem gerar desconforto no que se refere à inserção da lanceta no lóbulo da orelha. Entretanto, essas análises são rotineiras em laboratórios de avaliação física, com poucos casos de desconforto excessivo por parte dos participantes. Além disso, antes da perfuração do lóbulo da orelha com a lanceta, o local será umedecido com álcool para antissepsia, para evitar riscos de contaminação. Todos os procedimentos serão realizados com o responsável pelas coletas utilizando luvas cirúrgicas.

4. Benefícios que poderão ser obtidos.

Os benefícios do estudo estão, principalmente, em se obter índices fisiológicos que são frequentemente utilizados por indivíduos que visam a manutenção da saúde ou o aprimoramento do rendimento esportivo. Este conhecimento poderá ser útil para uma melhor orientação e prescrição de atividades físicas.

5. Procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo.

Deverá ser feito jejum de grandes refeições (exemplo: almoço) de aproximadamente 2 horas antes dos testes para diminuir os riscos de desconforto. Ao sinal de qualquer sintoma de desconforto excessivo, durante qualquer fase do estudo, os procedimentos serão interrompidos.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas.
Você poderá pessoalmente tomar conhecimento dos resultados ao final das etapas do estudo, e/ou eventuais esclarecimentos sobre todos os procedimentos em qualquer fase do trabalho.

2. Liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.
Há a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração neste estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação. A desistência não causará nenhum prejuízo à saúde ou bem estar físico, e ficamos à disposição para eventuais dúvidas, mesmo após o término do estudo ou da sua retirada dele.

3. Salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade.
Os resultados poderão ser apresentados em congressos ou descritos em revistas científicas, sendo sua identidade mantida em sigilo e a apresentação de resultados individuais feita de forma codificada.

4. Disponibilidade de assistência no HU ou HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.
Em caso de desconforto provocado pelos procedimentos desta pesquisa, você terá assistência médica gratuita no Hospital Universitário da USP (HU) localizado na avenida Prof. Lineu Prestes n. 2565, Butantã – São Paulo.

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

Maria Augusta Peduti Dal' Molin Kiss Endereço: Rua Itajaçu, nº 106, Pacaembu.

Cep: 01247-030 Fone: 11 3672-4336

Eduardo Marcel Fernandes Nascimento Endereço: Rua Isabel de Castela, 478, apto 23, Vila Beatriz.

Cep: 05445-010 Fone: 11 99816223

VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

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

São Paulo, de de 20 .

_____ _____

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)