

Cinética e variabilidade da frequência cardíaca mediante exercício físico predominantemente aeróbio: influência da intensidade e do tempo de análise

CDD. 20.ed. 796.022

Eduardo RUMENIG*
Rômulo Cássio de Moraes BERTUZZI*
Fábio Yuzo NAKAMURA**
Emerson FRANCHINI*
Karin Ayumi MATSUSHIGUE***
Maria Augusta Peduti Dal'Molin KISS*

*Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.

**Centro de Educação Física e Esporte, Universidade Estadual de Londrina.

***Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Resumo

A proposta desse estudo foi descrever o comportamento cinético da frequência cardíaca (FC) e como a variabilidade da FC (VFC) associa-se a esse fenômeno. Sete voluntários foram submetidos a um protocolo de testes em cicloergômetro, para determinação da capacidade aeróbia (Lan) e da potência aeróbia máxima. Em cinco visitas subseqüentes, os indivíduos desempenhavam 30 minutos de exercício físico em carga constante, correspondendo a 25, 50, 75, 100 e 125% do Lan. As respostas cinéticas "on" e "off" cardíacas (FC_{ON} e FC_{OFF}) foram analisadas por funções exponenciais. Utilizou-se a análise espectral para descrever VFC. Para comparação dos coeficientes estimados pelas funções exponenciais, utilizou-se ANOVA com medidas repetidas, seguido pelo teste "pos-hoc" de Bonferroni. Adotou-se um nível de significância de 5% para todas as análises. A manifestação da fase cardiodinâmica foi observada nos segundos iniciais do esforço. O componente lento foi evidente para FC_{ON} em intensidades superiores ao Lan75. O "drift" cardíaco também foi observado para intensidades a partir do Lan75. Inversamente, a FC_{OFF} apresentou um comportamento monoexponencial, mesmo em elevados níveis de esforço. Houve diferença entre amplitude da FC_{OFF} (A_{off}) no Lan75, no Lan100, constante de tempo da FC_{OFF} (T_{off}) no Lan100 e no Lan125 comparado aos mesmos índices no Lan25 e Lan50. A atividade vagal diminuiu em função do exercício, mas elevou-se novamente após a interrupção do mesmo, enquanto a contribuição simpática não apresentou associação com o esforço. A assimetria entre FC_{ON} e FC_{OFF} refletem diferenças nas respostas hemodinâmicas e neurais envolvidas no controle cardíaco.

UNITERMOS: Cinética da frequência cardíaca; Sistema nervoso autônomo; Cicloergômetro; Exercício físico.

Introdução

A transição do repouso para o início do exercício físico predominantemente aeróbio resulta em modificações no ritmo e na contratilidade cardíaca, no intuito de atender a demanda energética imposta pela musculatura ativa (SIETSEMA, JAMES & WASSERMAN, 1989). Essa cardioaceleração, comumente descrita por termos de ajustes matemáticos exponenciais, caracteriza a resposta on da frequência cardíaca (FC_{ON}) (BELL, PATTERSON, KOWALCHUK,

PADILLA & CUNNINGHAM, 2001), sendo modulada principalmente pela retirada vagal com o concomitante aumento da atividade autonômica simpática (ALMEIDA & ARAÚJO, 2003; JAVORKA, ZILA, BALHÁREK & JAVORKA, 2003). Devido à dificuldade de se acessar os marcadores fisiológicos do controle extrínseco da frequência cardíaca (FC), algumas investigações (DE VITO, GALLOWAY, NIMMO, MAAS & McMURRAY, 2002; TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY. THE

NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROPHYSIOLOGY, 1996) têm empregado a análise da variabilidade temporal entre as sístoles ventriculares (VFC) para representá-lo. Em linhas gerais, assume-se que quando há uma diminuição da VFC ocorre um aumento na atividade autonômica simpática e/ou uma retirada parassimpática, ao passo que a resposta fisiológica inversa é observada quando há um aumento na VFC (ACHTEN & JEUKENDRUP, 2003).

Acredita-se que tanto a FC_{ON} como a VFC possuem comportamentos distintos em virtude da intensidade e da duração do esforço físico (COTTIN, MÉDIGUE, LEPRÊTRE, PAPELIER, KORALSZTEIN & BILLAT, 2004; SIETSEMA et al., 1989). Por exemplo, a FC_{ON} em esforços inferiores ao limiar aeróbio (determinado pelo método V-slope) apresenta um comportamento monoexponencial, ao passo que em intensidades superiores a esse marcador metabólico há um comportamento biexponencial (BEARDEN & MOFFATT, 2001; ENGELEN, PORSZASZ, RILEY, WASSERMAN, MAEHARA & BARSTOW, 1996). Supostamente, esse aumento da complexidade da FC_{ON} é resultante do desequilíbrio entre a demanda energética imposta por parte dos músculos envolvidos no exercício físico e a capacidade de supri-la (ENGELEN et al., 1996). Além disso, em exercícios de carga constante, é possível se detectar uma elevação do ritmo cardíaco como o prolongamento da duração da tarefa (DAWSON, SHAVE, GERORGE, WHYTE, BALL, GAZE & COLLINSON, 2005).

De forma similar, o comportamento temporal da FC imediatamente após a interrupção do exercício físico (FC_{OFF}) também parece diferir em virtude da intensidade de esforço adotada (PAREKH & LEE, 2005). Sugere-se que o comportamento autonômico na FC_{OFF} apresenta uma súbita reatividade vagal nos segundos iniciais pós-esforço (fase rápida) seguida por uma gradual redução autonômica simpática (fase lenta)

(ACHTEN & JEUKENDRUP, 2003). As influências hemodinâmicas (DE MEERSMAN, REISMAN, DAUM, ZOROWITZ, LEIFER & FINDLEY, 1995) e a remoção de metabólitos e de catecolaminas da corrente sanguínea (DE MEERSMAN et al., 1995; OHUCHI, SUZUKI, YASUDA, ARAKAKI, ECHIGO & KAMIYA, 2000) parecem ser os principais fatores responsáveis por esse comportamento durante a recuperação.

Interessados em investigar as possíveis associações entre FC_{ON} , FC_{OFF} e a VFC, JAVORKA et al. (2003) demonstraram uma correlação inversa e significativa entre a constante de tempo da FC_{ON} de esforços a 70% do VO_{2max} e atividade autonômica vagal. Logo, esses pesquisadores sugeriram que os indivíduos que apresentavam maior tônus vagal pós-esforço necessitavam de menores intervalos de tempo para estabilização da FC no início do exercício físico. Porém, no referido estudo a intensidade de esforço empregada foi determinada relativamente ao consumo máximo de oxigênio, o que possivelmente não representa a mesma demanda metabólica para todos os indivíduos (BILLAT, 1996; NOAKES, MYBURGH & SCHALL, 1990).

Adicionalmente, grande parte dos estudos sobre FC_{ON} utilizaram protocolos de exercício iguais ou inferiores a 10 minutos (BEARDEN & MOFFATT, 2001; ENGELEN et al., 1996), o que de certa forma pode ter resultado na incapacidade de detecção de outros componentes cinéticos da FC, como por exemplo o "drift" cardíaco (FRITZSCHE, SWITZER, HODGKINSON & COYLE, 1999).

Desse modo, o objetivo do presente estudo foi analisar o comportamento da FC_{ON} e FC_{OFF} em virtude da intensidade e do período de esforço físico. Para tanto, assumiu-se que o limiar anaeróbio (Lan) é um índice capaz de representar adequadamente a mesma demanda metabólica relativa entre sujeitos. Adicionalmente, empregou-se a VFC para investigar as possíveis alterações do controle autonômico cardíaco em relação as diferentes fases cinéticas da FC_{ON} e da FC_{OFF} .

Metodologia

Sujeitos

Sete sujeitos do gênero masculino, saudáveis e fisicamente ativos participaram deste estudo (idade = 24 ± 3 anos; estatura = $175,1 \pm 4,7$ cm; massa corporal = $69,6 \pm 6,4$ kg; percentual de gordura corporal = $14 \pm 4\%$; frequência cardíaca máxima = 197 ± 12 bpm; FC do limiar anaeróbio = 151 ± 21 bpm). Todos praticavam regularmente algum tipo de atividade física

predominantemente aeróbia, com uma frequência semanal maior ou igual a três dias. Os indivíduos leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido previamente ao início de qualquer procedimento experimental. Durante o período de estudo, foi solicitado aos indivíduos a não ingerirem qualquer tipo de bebida contendo álcool ou cafeína, além de absterem-se da prática

de atividade física intensa 24 h antes de cada teste. Todos os procedimentos empregados nesse estudo foram previamente aprovados pelo Comitê de Ética Local.

Desenho experimental

Na primeira visita ao laboratório, todos os sujeitos responderam a um questionário (PAR-Q) para detectar possíveis fatores que comprometessem a prática de atividade física intensa. Em seguida, os indivíduos foram submetidos a uma série de mensurações antropométricas para caracterização da amostra. As mensurações de dobras cutâneas foram feitas em sistema de rodízio, por meio de um adipômetro da marca Harpenden®, sendo realizadas três medições para cada ponto anatômico. A equação de GUEDES (1985) foi utilizada para estimar a densidade corporal, enquanto o percentual de gordura corporal (%GC) foi estimado pela equação de SIRI (1961).

Na segunda visita ao laboratório, os indivíduos desempenhavam um teste máximo progressivo em cicloergômetro eletromagnético (Godart NV® - LANNOY) para determinação do Lan e da potência aeróbia máxima (PAM). As cinco visitas subsequentes consistiram na realização de testes de carga constante em diferentes intensidades de esforço durante 30 minutos. A intensidade dos testes de carga constante correspondia a 25, 50, 75, 100 e 125% da potência externa correspondente ao Lan (W_{Lan}). A ordem desses testes foi estabelecida aleatoriamente. Para todos os procedimentos, adotou-se um intervalo mínimo de 48 h e máximo de 72 h entre cada sessão. Além disso, todos os testes foram realizados no mesmo período do dia, com a temperatura ambiente semelhante (20 -24 °C) e 2 h após a última refeição.

Testes

Os indivíduos foram acomodados no cicloergômetro imediatamente após o ajuste da cinta do cardiofrequencímetro. A altura do selim foi ajustada individualmente, utilizando como referência a extensão quase total dos joelhos, e foi mantida para todos os testes. Em seguida, os indivíduos permaneceram sentados por três minutos para a mensuração dos intervalos RR e da concentração sanguínea de lactato em repouso [Lac-]. O teste iniciou-se com um aquecimento de três minutos com a resistência inercial do equipamento. A primeira carga foi de 70 W, ao passo que os incrementos foram de 30 W adicionais a cada três minutos até a incapacidade de manter a frequência do pedal em 60 rpm (BARKER, POOLE,

NOBLE & BARSTOW, 2006). Ao final de cada estágio, 25 µl de sangue foram coletados do lóbulo da orelha para mensuração da [Lac-] e determinação da W_{Lan} , conforme os procedimentos descritos por DENADAI, FIGUERA, FAVARO e GONÇALVES (2004). As amostras sanguíneas foram analisadas imediatamente após cada coleta por meio de um lactímetro (Yellow Springs Sport® - 1500, Ohio, EUA) previamente calibrado conforme recomendação do fabricante. A maior potência externa mensurada durante um estágio completo no teste progressivo foi empregada para representar a PAM (GARCIN, VAUTIER, VANDEWALLE, WOLFF & MONOD, 1998).

Nos testes de carga constante, os indivíduos foram acomodados no cicloergômetro após o ajuste da cinta do cardiofrequencímetro, da altura do selim, e da respectiva intensidade de esforço, permanecendo cinco minutos em repouso para aquisição da VFC pré-exercício. Em seguida, eles se exercitaram por 30 minutos ou até a incapacidade de sustentar o ritmo previamente estabelecido em 60 rpm. Após o período de esforço, os sujeitos permaneceram sentados no cicloergômetro por mais 10 minutos para aquisição dos dados para análise da FC_{OFF} .

Modelagem dos dados

Para a mensuração da FC e da VFC, utilizou-se um cardiofrequencímetro da marca Polar® (S-810i, Finlândia) que já teve sua validade previamente demonstrada (KINGSLEY, LEWIS & MARSON, 2005). Os dados foram registrados batimento a batimento, com uma frequência de aquisição de 250 Hz extrapolada para 1000 Hz. Posteriormente, foram transmitidos a um microcomputador, utilizando o “software” Polar Precision Performance (versão 4.00.024, Finlândia). Todos os dados da FC foram editados manualmente, excluindo qualquer dado com diferença superior a ± 3 desvios padrão em relação aos batimentos anteriores (OZYENER, ROSSITER, WARD & WHIPP, 2001; YAMAMOTO, HUGHSON & PETERSON, 1991). Conforme sugerido em estudos anteriores (BEARDEN & MOFFATT, 2001; BELL et al., 2001), a caracterização das FC_{ON} e FC_{OFF} foi descrita empregando-se funções matemáticas mono (equações 1 e 3) e biexponenciais (equações 2 e 4). A menor somatória de resíduos ao quadrado foi utilizada na escolha da equação que melhor representou a resposta cinética da FC (OZYENER et al., 2001). Para o ajuste mono ou biexponencial da FC_{ON} , os pontos correspondentes à fase cardiodinâmica e ao “drift” cardíaco foram excluídos, quando estes foram detectados.

Para a transição “on” cardíaca:

$$FC_{(t)} = L_B + A_1(1 - e^{-(t/T1)})$$

Componente rápido (Equação 1)

$$FC_{(t)} = L_B + A_1(1 - e^{-(t/T1)}) + A_2(1 - e^{-(t/T2)})$$

Componente rápido
Componente lento (Equação 2)

Para a transição “off” cardíaca:

$$FC_{(t)} = (A_1 \bullet e^{-(t/T1)}) + L_B$$

Componente rápido (Equação 3)

$$FC_{(t)} = (A_1 \bullet e^{-(t/T1)}) + (A_2 \bullet e^{-(t/T2)}) + L_B$$

Componente rápido
Componente lento (Equação 4)

L_B corresponde aos valores de base da FC; A_1 e A_2 representam a amplitude; T_1 e T_2 a constante de tempo para os componentes rápido e lento, respectivamente.

De acordo com SIETSEMA et al. (1989), nos segundos iniciais do exercício físico há um atraso na ativação do metabolismo oxidativo muscular, seguido de abruptas alterações hemodinâmicas, as quais resultam na resposta linear da FC. Nesse sentido, utilizou-se uma função linear para representar o comportamento cardíaco nesse período de exercício, denominado de fase cardiodinâmica (equação 5). O mesmo procedimento matemático foi empregado para descrever possíveis alterações no comportamento cinético cardíaco após a manifestação do componente lento da FC (“drift” cardíaco). Ambas as fases foram identificadas por inspeção visual. Entretanto, para a confirmação do início do “drift” cardíaco, ajustes lineares em segmentos de três minutos após o período de manutenção da FC foram adicionalmente realizados, assumindo a ocorrência do “drift” cardíaco quando observado um coeficiente angular (parâmetro “a” da equação 5) da $FC > 0,1 \text{ bpm.min}^{-1}$ (BEARDEN & MOFFATT, 2001).

$FC(t)$ = valor previsto;
a = coeficiente angular;
b = ponto de interseção na ordenada;
t = variável preditora.

$$FC_{(t)} = a \bullet t + b \quad (\text{Equação 5})$$

A análise espectral foi empregada para descrever o balanço simpátovagal durante o repouso, o exercício e a recuperação. A análise dos intervalos R-R foi conduzida utilizando o “software” HRV analysis (versão 1.1 - Finlândia), dividindo os dados em bandas de frequência. Assumiu-se que o componente de alta

frequência (HF) (0,15 - 0,40 Hz) descreve a influência parassimpática (EARNST, JURCA, CHURCH, CHICHARRO, HOYOS & LUCIA, 2004; TASK FORCE OF ESC/NASPE, 1996) e a razão LF/HF as alterações da contribuição simpática sobre o nóculo sinusal (ACHTEN & JEUKENDRUP, 2003; AUBERT, SEPS & BECKERS, 2003; TASK FORCE OF ESC/NASPE, 1996), sendo LF correspondente ao componente de baixa frequência (0,04 - 0,15 Hz). Segmentou-se a análise da VFC em períodos de cinco minutos para o repouso, o exercício e a recuperação (TASK FORCE OF ESC/NASPE, 1996). A edição e remoção dos ruídos foi feita visualmente por meio do programa Origin (versão 6.0), totalizando < 2% do segmento total dos intervalos R-R.

Análise estatística

O teste F foi utilizado para determinar a equação exponencial que gerou a menor somatória de resíduos ao quadrado. A ANOVA com medidas repetidas (fator intensidade) seguida pelo teste de Bonferroni, foram empregados para detectar possíveis diferenças nos coeficientes fornecidos pelos ajustes matemáticos e pela análise espectral. O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para verificar os níveis de associações entre PAM e FC_{ON} e FC_{OFF} . Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no “software” SPSS (versão 13.0), adotando um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Resultados

A PAM mensurada durante o teste progressivo máximo foi 221 ± 44 W, com a W_{Lan} ocorrendo a 129 ± 38 W (58% da PAM). As potências externas dos exercícios de carga constante foram 32 ± 9 ; 65 ± 19 ; 97 ± 28 ; 129 ± 38 ; 162 ± 47 W, respectivamente para a $W_{Lan\ 25}$, $W_{Lan\ 50}$, $W_{Lan\ 75}$, $W_{Lan\ 100}$ e $W_{Lan\ 125}$. Nenhuma correlação significativa foi detectada entre PAM e as constante de tempo “on” e “off” do cronotropismo cardíaco. As FIGURAS 1 e 2 apresentam um exemplo típico da resposta da FC_{ON} e FC_{OFF} , respectivamente.

Resposta “on” da FC

Nos segundos iniciais do exercício, o ritmo cardíaco aumentou subitamente, seguida de uma posterior diminuição (TABELA 1), correspondendo à fase cardiodinâmica. Após a exclusão dessa fase inicial, o modelo linear foi o mais adequado para representar a resposta da FC_{ON} no Lan25, ao passo que para as demais cargas, os ajustes exponenciais foram mais adequadas ($p < 0,05$). A equação monoexponencial foi apropriada para as $W_{Lan\ 25}$, $W_{Lan\ 50}$, $W_{Lan\ 75}$, ao passo que a equação biexponencial foi apropriada para todos os indivíduos a partir do $W_{Lan\ 100}$ (TABELA 2). Não houve diferença significativa na constante de tempo entre as diferentes intensidades de esforço, seja pelo ajuste mono ou biexponencial.

A manifestação do “drift” cardíaco foi observada para quatro sujeitos no Lan75 e Lan100 e para cinco sujeitos no Lan125. Em geral, esse fenômeno

ocorreu entre o 8o. e o 15o. minuto de esforço (TABELA e FIGURA 3).

Resposta “off” da FC

Diferente da resposta on, o modelo monoexponencial foi adequado para caracterizar a FC_{OFF} de alguns indivíduos em intensidades superiores ao Lan75. Todos os sujeitos apresentaram um comportamento monoexponencial no Lan25 e no Lan50. O componente lento da FC_{OFF} foi constatado apenas em três indivíduos no Lan75 e no Lan100, ao passo que para quatro sujeitos no Lan125 o melhor ajuste foi o biexponencial ($p < 0,05$). As demais informações acerca da FC_{ON} estão apresentadas na TABELA 2.

Variabilidade da frequência cardíaca e coeficientes exponenciais

Os resultados obtidos pela análise espectral estão descritos na TABELA 4. Nenhuma diferença foi observada para HF e LF/HF ($p > 0,05$). O componente que representa a resposta parassimpática (HF) foi elevado durante o repouso e na recuperação em intensidades superiores ao Lan25. O mesmo não foi observado na relação LF/HF, alterando-se pouco em virtude do período e da intensidade de esforço (TABELA 4). Além disso, não detectou-se nenhuma correlação entre VFC, FC_{ON} e FC_{OFF} ($p > 0,05$).

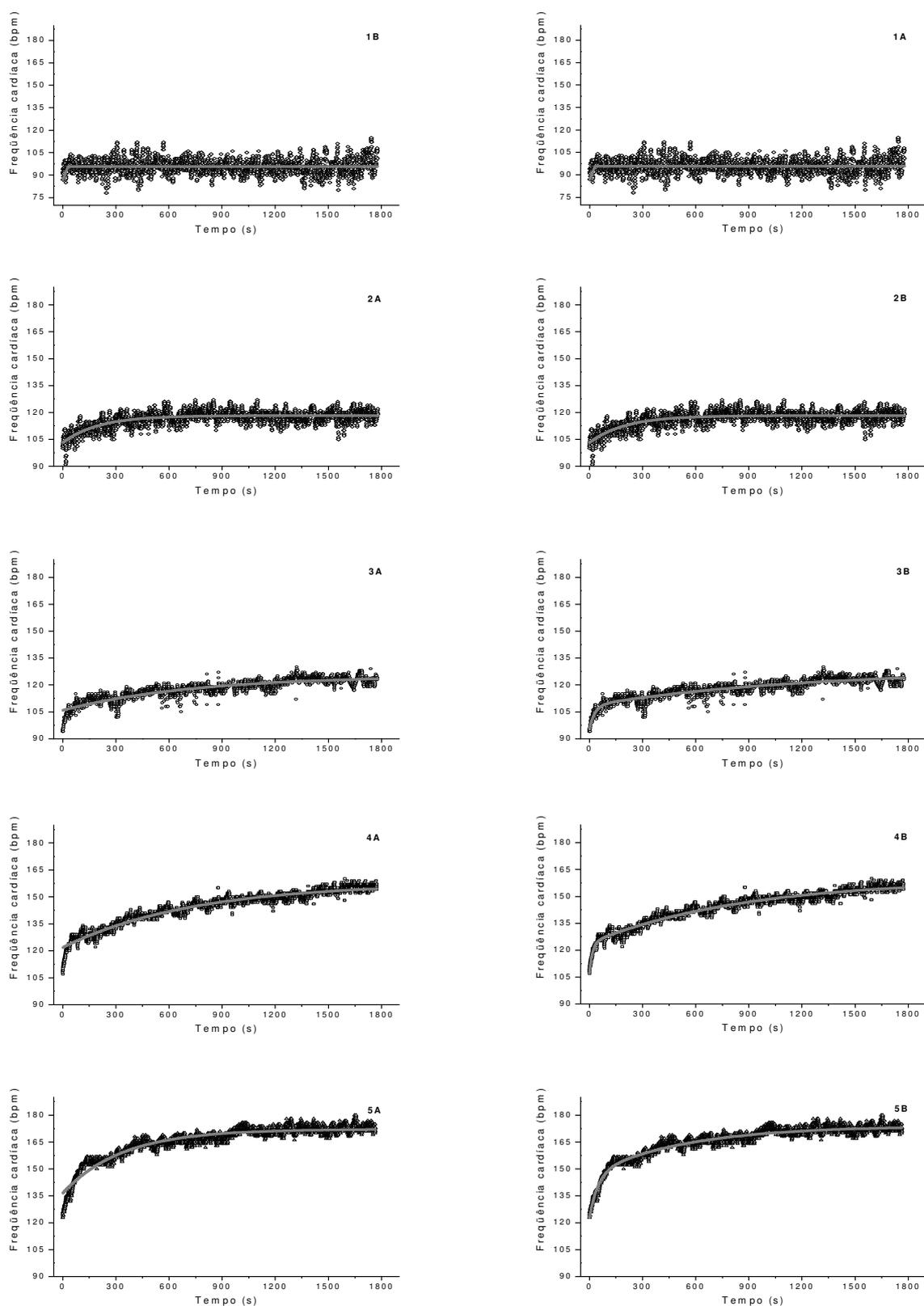


FIGURA 1 - Comportamento cinético da FC na transição do repouso para o início do exercício físico de um indivíduo submetido a diferentes cargas de trabalho ($W_{Lan\ 25}$, $W_{Lan\ 50}$, $W_{Lan\ 75}$, $W_{Lan\ 100}$ e $W_{Lan\ 125}$), sendo que A descreve o comportamento monoexponencial e B o comportamento biexponencial.

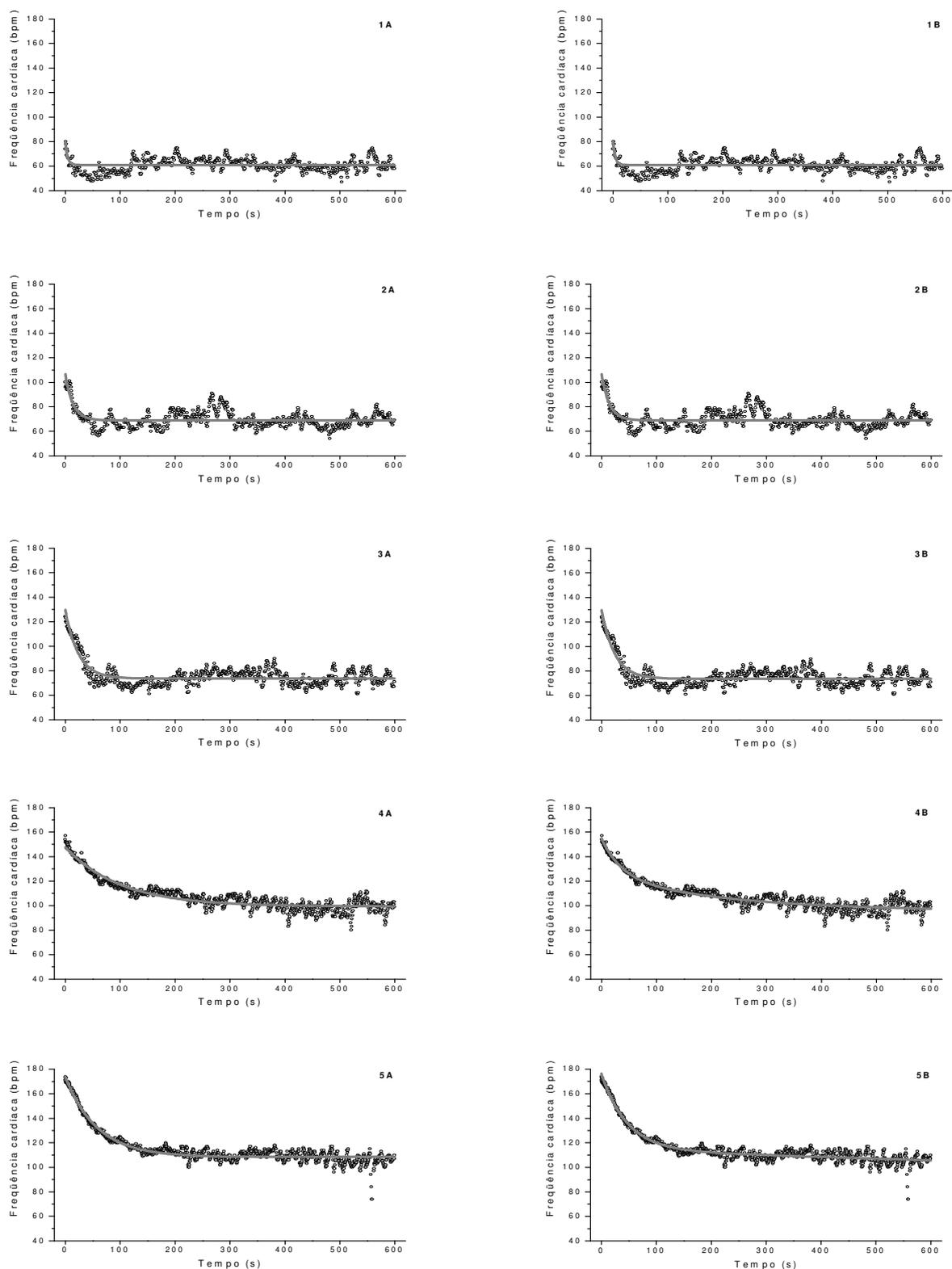


FIGURA 2 -Comportamento cinético da FC na transição do exercício para o período de recuperação de um indivíduo submetido a diferentes cargas de trabalho ($W_{Lan\ 25}$, $W_{Lan\ 50}$, $W_{Lan\ 75}$, $W_{Lan\ 100}$ e $W_{Lan\ 125}$), sendo que A descreve o comportamento monoexponencial e B o comportamento biexponencial.

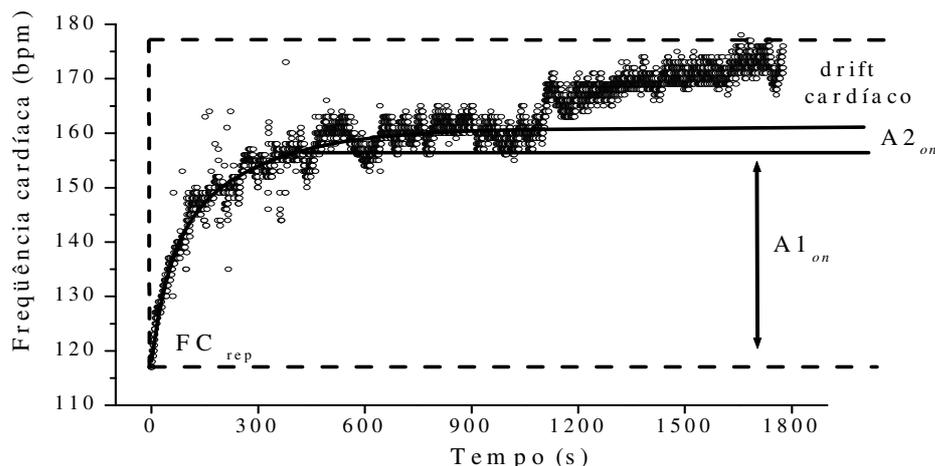


FIGURA 3 - Manifestação do “drift” cardíaco, durante protocolo de exercício desempenhado no Lan125.

TABELA 1 - Média e ± desvio-padrão dos parâmetros representativos da fase cardiodinâmica.

amp = amplitude de aumento da FC (bpm) calculado pela diferença entre os valores inicial e final;
coef a = coeficiente angular do ajuste linear para as fases ascendente e descendente do comportamento cardiodinâmico (bpm.s⁻¹).

Intensidade %	Ascendente			Descendente		
	Amp	Coef a	R ²	Amp	Coef a	R ²
25	27 ± 14	3,7 ± 1,7	89% ± 9%	13 ± 7	-2,4 ± 1,9	87% ± 6%
50	33 ± 7	1,9 ± 0,7	86% ± 8%	10 ± 7	-1,6 ± 1,6	78% ± 16%
75	27 ± 15	2,2 ± 1,3	89% ± 8%	8 ± 4	-1,9 ± 1,1	89% ± 8%
100	40 ± 11	3,3 ± 1,6	92% ± 8%	6 ± 3	-0,6 ± 0,3	54% ± 34%
125	37 ± 10	2,6 ± 0,6	95% ± 3%	12 ± 10	-1,4 ± 1,5	69% ± 22%

TABELA 2 - Termos das equações empregadas nas análises das respostas cinéticas “on” e “off” da frequência cardíaca em diferentes intensidades do esforço físico.

L_B = frequência cardíaca de base;
A1 e A2 = amplitude de aumento (FC_{ON}) e diminuição (FC_{OFF});
T1 e T2 = constante de tempo;
TD1 e TD2 = tempo de atraso para o início dos componentes rápido e lento, respectivamente.
Para Lan25 n = 7; Lan50 n = 5; Lan75 n = 6; Lan100 n = 5 e Lan125 n = 6;
† = comportamento linear da FC_{ON};
a = diferença estatisticamente significativa comparado ao Lan25;
b = diferença estatisticamente significativa comparado ao Lan50.

I %	FC _{ON} monoexponencial				FC _{OFF} monoexponencial			
	L _B , bpm	A1, bpm	T1, s	TD1, s	L _B , bpm	A1, bpm	T1, s	TD1, s
25	†	†	†	†	77 ± 10	17 ± 6	18 ± 20	4 ± 3
50	105 ± 8	14 ± 6	146 ± 152	28 ± 23	80 ± 8	31 ± 11	23 ± 7	11 ± 2
75	115 ± 14	27 ± 14	126 ± 105	76 ± 83	94 ± 16	52 ± 14 ^a	60 ± 34	54 ± 36
100	124 ± 15	39 ± 13	247 ± 141	173 ± 83	107 ± 11 ^{a,b}	59 ± 16 ^a	89 ± 18 ^a	88 ± 32
125	122 ± 18	48 ± 19	163 ± 84	127 ± 75	108 ± 9 ^b	70 ± 23 ^a	76 ± 13 ^a	90 ± 39

I %	FC _{ON} biexponencial						
	L _B , bpm	A1, bpm	A2, bpm	T1, s	T2, s	TD1, s	TD2, s
50	101 ± 6	10 ± 7	8 ± 3	19 ± 17	251 ± 210	3 ± 3	37 ± 31
75	110 ± 13	14 ± 8	19 ± 12	44 ± 65	167 ± 138	16 ± 27	73 ± 90
100	114 ± 16	19 ± 5	34 ± 10	30 ± 18	376 ± 147	10 ± 7	215 ± 112
125	111 ± 16	21 ± 10	43 ± 20	32 ± 20	295 ± 221	13 ± 9	216 ± 217

I %	FC _{OFF} biexponencial						
	L _B , bpm	A1, bpm	A2, bpm	T1, s	T2, s	TD1, s	TD2, s
25	77 ± 10	10 ± 4	8 ± 3	17 ± 20	17 ± 22	2 ± 2	4 ± 6
50	80 ± 8	18 ± 5	15 ± 6	19 ± 8	35 ± 36	5 ± 1	7 ± 4
75	91 ± 15	34 ± 7 ^{a,b}	27 ± 12	29 ± 15 ^a	178 ± 166	15 ± 12	85 ± 114
100	103 ± 12	36 ± 17	32 ± 11	47 ± 30	243 ± 181	32 ± 26	123 ± 102
125	107 ± 9	44 ± 21	31 ± 18	54 ± 22	171 ± 85	45 ± 36	77 ± 57

TABELA 3 - Valores individuais dos parâmetros representativos do “drift” cardíaco, mediante o exercício físico de carga constante.

		Coef b (bpm)	Coef a (bpm.s ⁻¹)	R ²	P	Ti drift (s)	Ti drift (%)
Lan75	M	140	0,01	0,37	< 0,01	855	48%
(n = 4)	± DP	22	0,01	0,21	< 0,01	399	22%
Lan100	M	144	0,01	0,45	< 0,01	990	56%
(n = 4)	± DP	16	0,01	0,28	< 0,01	232	13%
Lan125	M	155	0,02	0,56	< 0,01	621	47%
(n = 5)	± DP	20	0,03	0,25	< 0,01	312	12%

Coef a = coeficiente angular;
Coef b = ponto de interseção na ordenada;
R² = significância;
P = nível de significância;
Ti drift (s) = início do drift cardíaco representado em segundos;
Ti drift (%) = início do drift em relação a duração total do esforço.

TABELA 4 - Análise espectral da variabilidade da frequência cardíaca no repouso, exercício e na recuperação para as diferentes intensidades de esforço.

% W _{Lan}	HF (ms ²)									
	25		50		75		100		125	
	M	± DP	M	± DP	M	± DP	M	± DP	M	± DP
R	254	283	188	129	227	185	267	191	195	103
E1	57	40	12	11	4	8	1	1	1	2
E2	56	37	10	13	1	2	0	1	1	1
E3	50	46	16	28	2	2	0	1	0	0
E4	54	38	7	8	1	2	1	1	0	0
E5	48	32	7	6	1	1	1	1	0	0
E6	53	35	6	7	1	2	1	1	0	0
RC1	210	189	149	172	124	203	30	35	9	7
RC2	182	132	144	157	140	258	47	48	45	58

% W _{Lan}	LF/HF									
	25		50		75		100		125	
	M	± DP	M	± DP	M	± DP	M	± DP	M	± DP
R	5	2	4	3	6	4	4	2	4	2
E1	6	4	5	4	4	3	6	3	3	2
E2	5	2	5	3	5	5	6	3	3	2
E3	6	5	5	2	5	5	5	3	2	1
E4	6	4	5	2	7	7	7	8	2	1
E5	5	3	6	4	8	10	7	9	2	1
E6	5	3	5	4	4	4	6	6	2	1
RC1	5	4	6	6	7	5	12	7	6	6
RC2	5	2	6	3	7	5	14	12	6	3

R = repouso;
E = período de exercício analisado em segmentos de 300 segundos (TASK FORCE OF ESC/NASPE, 1996) (E1, E2, E3, E4, E5 e E6);
RC = recuperação nos cinco primeiros minutos após a interrupção do esforço (RC1) e nos cinco minutos posteriores (RC2).
Não houve diferença significativa para todas as intensidades do exercício físico (p > 0,05).

Discussão

O principal achado desse estudo foi a ausência de diferenças entre os termos das equações empregadas nas modelagens da FC_{ON} , ao passo que para a FC_{OFF} observou-se diferença significativa em algumas intensidade de exercício. Além disso, foi detectado um quarto componente cinético na FC_{ON} (“drift” cardíaco), manifestando-se principalmente em esforços próximos do Lan.

Resposta da FC_{ON} e FC_{OFF}

A manifestação da fase cardiodinâmica observada na FC_{ON} imediatamente após o início do exercício poderia estar associada a uma maior atividade simpática e/ou retirada parassimpática, na tentativa de aumentar o fluxo sanguíneo periférico e suprir a demanda energética dos tecidos musculares envolvidos na tarefa (ROWELL & O’LEARY, 1990). Por outro lado, a redução da FC após esse discreto aumento estaria associada a um maior volume sanguíneo central promovido pela contração dos músculos recrutados no exercício, acarretando um maior volume de ejeção que, detectado pelos barorreceptores arteriais e/ou carotídeos sinalizariam ao sistema nervoso central, reduzindo a FC por meio de uma reativação parassimpática ou redução simpática sobre o nódulo sinusal (MIYAMOTO, OSHIMA, IKUTA & KIMOSHITA, 2006; ROWELL & O’LEARY, 1990).

O ajuste linear observado para a FC_{ON} no Lan25 pode indicar que essa intensidade de exercício resultou em uma demanda metabólica insuficiente para modificar substancialmente a hemodinâmica do organismo em repouso. Para as demais intensidades, verificou-se um aumento progressivo da amplitude ($A1_{on}$) em virtude da intensidade de esforço, entretanto esse não foi significativo ($p > 0,05$). Não se observou o mesmo comportamento para a constante de tempo ($T1_{on}$), sugerindo que a velocidade de resposta de aumento do débito cardíaco para intensidades de esforço elevadas pode ser mais dependente do aumento do volume ejeção (YAMAMOTO, HUGHSON & PETERSON, 1991).

Até o presente momento, nenhuma investigação estabeleceu uma relação causal para a manifestação da constante de tempo do componente lento da FC_{ON} ($T2_{on}$). Assumindo existir associação entre VO_2 e FC, é possível inferir que haja uma menor eficiência na produção de trabalho externo em função de fatores como estresse térmico decorrente do exercício físico prolongado (KOGA, SHIOJIRI, KONDO

& BARSTOW, 1997), aumento nas concentrações séricas de lactato e catecolaminas (CASABURI, STORER, BEN-DOV & WASSERMAN, 1987; WILKERSON & JONES, 2006) e o recrutamento de fibras tipo II (HE, BOTTINELLI, PELLEGRINO, FERENCZI & REGGIANI, 2000; MALLORY, SCHEUERMANN, HOELTING, WEISS, McALLISTER & BARSTOW, 2002; SABAPATHY, SCHNEIDER & MORRIS, 2005). Isso resultaria no consumo adicional de O_2 para os músculos ativos e para a oxidação de metabólitos (FERGUSON, BALL, KRUSTRUP, AAGAARD, KJAER, SARGEANT, HELLSTEN & BANGSBO, 2001; McLESTER JUNIOR, 1997; SABAPATHY, SCHNEIDER & MORRIS, 2005), resultando na maior necessidade de sangue aos tecidos e órgãos envolvidos na tarefa.

O Lan é freqüentemente utilizado como um marcador fisiológico do estresse do organismo submetido ao exercício físico (DENADAI et al., 2004; SVEDAHL & MACINTOSH, 2003; WASSERMAN, WHIPP, KOYAL & BEAVER, 1973). Nesse sentido, foi hipotetizado que intensidades de esforço próximas ou superiores a esse índice fisiológico acarretariam alterações na VFC e conseqüentemente na FC_{ON} , o que não foi evidente para o primeiro. Como demonstrado na TABELA 4, o HF foi reduzido para valores próximos de zero em intensidades inferiores ao Lan, ao passo que a razão LF/HF não apresentou relação com o esforço. Possivelmente, o $T2_{on}$ associada à maior necessidade de O_2 e remoção de metabólitos não pode ser detectada por mudanças na VFC.

Em relação ao “drift” cardíaco, sugeriu-se que exercícios com duração prolongada acarretam diminuição do volume de ejeção e concomitante elevação da FC, na tentativa de manter o débito cardíaco e o aporte sanguíneo adequado aos tecidos e órgãos (DAWSON et al., 2005; FRITZSCHE et al., 1999). Além disso, WHYTE, GEORGE, SHARMA, LUMLEY, GATES, KRISHNA e MCKENNA (2000) atribuíram outros fatores além da redução volêmica, como maior fluxo sanguíneo cutâneo, estresse térmico e alterações pressóricas. Similar aos achados de FRITZSCHE et al. (1999), o “drift” cardíaco manifestou-se num período entre oito e 15 minutos de esforço para maior parte dos sujeitos.

Diferentemente do comportamento observado na FC_{ON} , verificou-se diferença significativa para amplitude, constante de tempo e FC de base (L_b) durante a FC_{OFF} . HAUTALA, TULPPONEN, MÄKIKALLIO, LAUKKANEN, NISSILÄ e HUIKURI (2001) descreveram que há necessidade de um período de 42 h para

recuperação da atividade autonômica vagal após exercício extenuante, explicando as diferenças entre L_B no Lan100 e no Lan125 comparado a L_B no Lan25 e no Lan50 (TABELA 2). Os coeficientes representando a amplitude e a constante de tempo da fase rápida da FC_{OFF} ($A1_{off}$ e $T1_{off}$ respectivamente), apresentaram uma relação linear com a carga de trabalho (quando estimados pela função monoexponencial). Além disso, diferenças significativas foram encontradas para $A1_{off}$ e $T1_{off}$ (TABELA 2), sugerindo que maiores intensidades de esforço acarretam respostas hemodinâmicas diferenciadas, possivelmente em virtude das concentrações séricas de lactato e de catecolaminas plasmáticas pós-exercício (HAUTALA et al., 2001; KIVINIEMI, HAUTALA, MÄKIKALLIO, SEPPÄNEN, HUIKURI & TULPPO, 2006).

A ausência do componente lento da FC_{OFF} observada para alguns indivíduos em intensidades supralimiares foi demonstrada para o VO_2 em estudos anteriores (CUNNINGHAM, CROIX, PATERSON, OZYENER & WHIPP, 2000; OZYENER et al., 2001). Possivelmente, a inexistência desse fenômeno para a maior parte dos sujeitos associa-se a possíveis diferenças na modulação simpátovagal (OIDA, MORITANI & WARD, 1997; PAREKH & LEE, 2005), pois a recuperação passiva acarretaria abrupta hipotensão, menor retorno venoso e redução no estímulo oriundo de barorreceptores e quimiorreceptores periféricos (CARTER, WATENPAUGH, WASMUND, WASMUND & SMITH, 1999). Desse modo, o ritmo cardíaco apresentaria uma rápida redução e posteriormente uma estabilização sem a manifestação do componente lento. Logo, observou-se assimetria entre as FC_{ON} e FC_{OFF} .

Resposta cinética e VFC

Confirmando a hipótese inicial, a atividade autonômica parassimpática, representado por HF, diminuiu com o início do exercício físico em todas as intensidades relativas de esforço. Porém, não apresentou diferença estatisticamente significativa para as distintas cargas de trabalho. De forma similar, não se verificou associação entre HF, $T2_{on}$ e o “drift” cardíaco. Contudo, foi evidente a redução dos valores representativos do componente de HF comparando o repouso e a recuperação, sugerindo

o efeito prolongado do exercício sobre o balanço simpátovagal (HAUTALA et al., 2001). ALMEIDA e ARAÚJO (2003) especularam que o aumento da FC em intensidades inferiores a 60% do VO_{2max} ocorria em virtude da menor influência autonômica vagal sobre o nódulo sinusal. Para os esforços desempenhados acima dessa intensidade, o aumento no ritmo cardíaco relacionava-se principalmente com uma maior atividade simpática (ALMEIDA & ARAÚJO, 2003).

A resposta autonômica vagal é amplamente utilizada para inferir riscos para patologias cardiovasculares (SEALS & CHASE, 1989; TASK FORCE OF ESC/NASPE, 1996; YAMAMOTO, HUGHSON & PETERSON, 1991), além de apresentar associação com o nível de aptidão cardiorrespiratória dos indivíduos (AUBERT, SEPS & BECKERS, 2003; CASTIES, MOTTET & LE GALLAIS, 2006; JAVORKA et al., 2003). Apesar de não retornar a valores pré-exercício, todos os indivíduos nesse estudo apresentaram uma reativação vagal (HF) logo após a interrupção do esforço (TABELA 4). HAUTALA et al. (2001) sugeriram que o esforço físico reduz a eficiência do miocárdio, aumentando a atividade simpática pós-exercício no intuito de manter o débito cardíaco e o fluxo sangüíneo normalizado. Isso talvez explicaria os valores de HF inferiores aos valores de repouso, mesmo 10 minutos após a interrupção do esforço.

Controvérsias são observadas na estimativa do controle autonômico simpático, devido ao fato de que elevações na contribuição autonômica simpática diminuem a potência espectral total (TASK FORCE OF ESC/NASPE, 1996). Desse modo, muitas investigações sugerem não haver evidências suficientes de que o LF represente a resposta simpática, principalmente de dados não lineares como ocorre durante o exercício físico (CHIU, WANG, HUANG, TSO & KAO, 2003; GOLDBERG, 1999). Logo, empregou-se a relação LF/HF para melhor descrever as alterações no balanço simpátovagal observadas no exercício (TASK FORCE OF ESC/NASPE, 1996). Porém, contrariando a hipótese inicial, não se verificou alterações significativas na razão LF/HF, caracterizando uma sensibilidade reduzida para descrever os possíveis mecanismos envolvidos no controle simpático, similar a estudos anteriores (ARAI, SAUL, ALBRECHT, HARTLEY, LILLY, COHEN & COLUCCI, 1989; DE VITO et al., 2002).

Conclusões

Observamos assimetria entre as FC_{ON} e FC_{OFF} sugerindo diferenças nas respostas hemodinâmicas e neurais envolvidas no controle cardíaco. Para FC_{ON} observou-se a manifestação do componente lento em intensidades superiores ao Lan75, o mesmo não ocorrendo para a FC_{OFF} . A manifestação do “drift”

cardíaco sugere limitações no emprego da FC para estimar intensidades de esforços físicos com duração prolongada. O componente de HF demonstrou-se sensível a alterações da atividade autonômica cardíaca. Contudo, não apresentou associação com as FC_{ON} e FC_{OFF} .

Abstract

Kinetics and heart rate variability during aerobic exercise: influence of the intensity and the period of analyze

The aim of this study was to describe the heart rate kinetics (FC) and how the heart rate variability (VFC) was associated with this phenomenon. Seven subjects were submitted to a cycling protocol to determine the anaerobic threshold (Lan) and the maximal aerobic power. In five subsequent tests, the subjects performed thirty minutes of a steady state exercise, corresponding to 25, 50, 75, 100 e 125% of the anaerobic threshold, respectively. The cardiac kinetic responses on and off (FC_{ON} e FC_{OFF}) were analyzed using exponential functions. The spectral analysis was used to describe the VFC. The parameters calculated with the exponential function were compared using an one - way repeated measures ANOVA, with pos hoc Bonferroni test. All the statistical procedures were considered significant at $p < 0.05$. The cardiodynamic phase was observed during the first seconds of the effort for all the subjects. The slow component was observed in the FC_{ON} at the intensity above the Lan75. The cardiac drift was observed at an intensity of Lan75. Inversely, the FC_{OFF} demonstrated a first exponential function, independently of the level of the effort. There was a significant difference between amplitude of the FC_{OFF} at Lan75, Lan100 and time constants of the FC_{OFF} at Lan100 and Lan125 when compared to the same indices at Lan25 and Lan50. The parasympathetic activity reduced in the beginning of the exercise, but increased after completion, while the sympathetic contribution did not demonstrate any association with the effort. The asymmetry between FC_{ON} and FC_{OFF} indicates differences between hemodynamics and neural responses associated with the cardiac control.

UNITERMS: Heart rate kinetics; Autonomic nervous system; Cycling; Exercise.

Referências

- ACHTEN, J.; JEUKENDRUP, A.E. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Medicine*, Stuttgart, v.30, n.7, p.517-38, 2003.
- ALMEIDA, M.B.; ARAÚJO, C.G.S. Efeitos do treinamento aeróbico sobre a frequência cardíaca. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, São Paulo, v.9, n.2, p.104-12, 2003.
- ARAI, Y.; SAUL, J.P.; ALBRECHT, P.; HARTLEY, H.; LILLY, L.S.; COHEN, R. J.; COLUCCI, W.S. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *American Journal of Physiology: Heart and Circulatory Physiology*, Bethesda, v.256, n.25, p.132-41, 1989.
- AUBERT, A.E.; SEPS, B.; BECKERS, F. Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine*, Stuttgart, v.33, n.12, p.889-919, 2003.
- BARKER, T.; POOLE, D.C.; NOBLE, M.L.; BARSTOW, T. Human critical power oxygen uptake relationship at different pedaling frequencies. *Experimental Physiology*, New York, v.91, n.3, p.621-32, 2006.
- BEARDEN, S.; MOFFATT, R.J. VO₂ and heart rate kinetics in cycling: transitions from an elevated baseline. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.90, p.2081-7, 2001.
- BELL, C.; PATERSON, D.H.; KOWALCHUK, J.M.; PADILLA, J.; CUNNINGHAM, D.A. A comparison of modeling techniques used to characterize oxygen uptake kinetics during the on-transient of exercise. *Experimental Physiology*, New York, v.86, n.5, p.667-76, 2001.

- BILLAT, V.L. Use of blood lactate measurements for prediction of exercise performance and for control of training: recommendations for long distance running. **Sports Medicine**, Stuttgart, v.22, n.3, p.157-75, 1996.
- CARTER, R.; WATENPAUGH, D.E.; WASMUND, W.E.; WASMUND, E.L.; SMITH, M.L. Muscle pump and central command during recovery from exercise in humans. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.87, n.4, p.1463-9, 1999.
- CASABURI, R.; STORER, T. W.; BEN-DOV, I.; WASSERMAN, K. Effect of endurance training on possible determinants of VO₂ during heavy exercise. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.62, n.1, p.199-207, 1987.
- CASTIES, J.F.; MOTTET, D.; LE GALLAIS, D. Non-linear analyses of heart rate variability during heavy exercise and recovery in cyclists. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v.27, p.780-5, 2006.
- CHIU, H.W.; WANG, T.H.; HUANG, L.C.; TSO, H.W.; KAO, T. The influence of mean heart rate on measures of heart rate variability as markers of autonomic function: a model study. **Medical Engineering and Physics**, Oxford, v.25, p.475-81, 2003.
- COTTIN, F.; MÉDIGUE, C.; LEPRÊTRE, P.M.; PAPELIER, Y.; KORALSZTEIN, J.P.; BILLAT, V. 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.
- CUNNINGHAM, D.A.; CROIX, C.M.; PATERSON, D.H.; OZYENER, F.; WHIPP, B.J. The off-transient pulmonary oxygen uptake (VO₂) kinetics following attainment of a particular VO₂ during heavy-intensity exercise in humans. **Experimental Physiology**, New York, v.85, n.3, p.339-47, 2000.
- DAWSON, E.A.; SHAVE, R.; GEORGE, K.; WHYTE, G.; BALL, D.; GAZE, D.; COLLINSON, P. Cardiac drift during prolonged exercise with echocardiographic evidence of reduced diastolic function of the heart. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v.94, p.305-9, 2005.
- DE MEERSMAN, R.; REISMAN, S.S.; DAUM, M.; ZOROWITZ, R.; LEIFER, M.; FINDLEY, T. Influence of respiration on metabolic, hemodynamic, psychometric, and R-R interval power spectral parameters. **American Journal of Physiology: Heart and Circulatory Physiology**, Bethesda, v.269, n.38, p.1437-40, 1995.
- De VITO, G.; GALLOWAY, S. D.R.; NIMMO, M.A.; MAAS, P.; McMURRAY, J.J.V. Effects of central sympathetic inhibition on heart rate variability during steady state exercise in healthy humans. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, Oxford, v.22, n.1, p.32-8, 2002.
- DENADAI, B.S.; FIGUERA, T.R.; FAVARO, O.R.P.; GONÇALVES, M. Effect of the aerobic capacity on the validity of the anaerobic threshold for determination of the maximal lactate steady state in cycling. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, Ribeirão Preto, v.37, p.1551-6, 2004.
- EARNEST, C.P.; JURCA, R.; CHURCH, T.S.; CHICHARRO, J.L.; HOYOS, J.; LUCIA, A. Relation between physical exertion and heart rate variability characteristics in professional cyclists during the Tour of Spain. **British Journal of Sports Medicine**, London, v.38, p. 568-75, 2004.
- ENGELEN, M.; PORSZASZ, J.; RILEY, M.; WASSERMAN, K.; MAEHARA, K.; BARSTOW, T. J. Effects of hypoxic hypoxia on O₂ uptake and heart rate kinetics during heavy exercise. **Journal Applied Physiology**, Bethesda, v.81, n.6, p.2500-8, 1996.
- FERGUSON, R.A.; BALL, D.; KRUSTRUP, P.; AAGAARD, P.; KJAER, M.; SARGEANT, A.J.; HELLSTEN, Y.; BANGSBO, J. Muscle oxygen uptake and energy turnover during dynamic at different contraction frequencies in humans. **Journal of Physiology**, London, v.536, n.1, p.261-71, 2001.
- FRITZSCHE, R.G.; SWITZER, T.W.; HODGKINSON, B.J.; COYLE, E.F. Stroke volume decline during prolonged exercise is influenced by the increased in heart rate. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.86, n.3, p.799-805, 1999.
- GARCIN, M.; VAUTIER, J.F.; VANDEWALLE, H.; WOLFF, M.; MONOD, H. Ratings of perceived exertion (RPE) during cycling exercises at constant power output. **Ergonomics**, Birmingham, v.41, n.10, p.1500-9, 1998.
- GOLDBERG, J.J. Sympathovagal balance: how should we measure it? **American Journal of Physiology: Heart and Circulatory Physiology**, Bethesda, v.276, n.45, p.1273-80, 1999.
- GUEDES, D.P. Estudo da gordura corporal através da mensuração dos valores de densidade corporal e da espessura de dobras cutâneas em universitários. **Kinesis**, Santa Maria, v.2, p.183-212, 1985.
- HAUTALA, A.; TULPPO, M.P.; MÄKIKALLIO, T.H.; LAUKKANEN, R.; NISSILÄ, S.; HUIKURI, H.V. Changes in cardiac autonomic regulation after prolonged maximal exercise. **Clinical Physiology**, Oxford, v.21, n.2, p.238-45, 2001.
- HE, Z.H.; BOTTINELLI, R.; PELLEGRINO, M.A.; FERENCZI, M.A.; REGGIANI, C. ATP consumption and efficiency of human single muscle fibers with different myosin isoform composition. **Biophysical Journal**, New York, v.79, p.945-61, 2000.
- JAVORKA, M.; ZILA, I.; BALHÁREK, T.; JAVORKA, K. On- and off-responses of heart rate to exercise: relations to heart rate variability. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, Oxford, v.23, n.1, p.1-8, 2003.
- KINGSLEY, M.; LEWIS, M.J.; MARSON, R.E. Comparison of Polar 810s and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v.26, p.39-44, 2005.

- KIVINIEMI, A.M.; HAUTALA, A.J. ; MÄKIKALLIO, T.M. ; SEPPÄNEN, T.; HUIKURI, H.V.; TULPPO, M.P. Cardiac vagal outflow after aerobic training by analysis of high frequency oscillation of the R-R interval. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v.96, p.686-92, 2006.
- KOGA, S.; SHIOJIRI, T.; KONDO, N.; BARSTOW, T. J. Effect of increased muscle temperature on oxygen uptake kinetics during exercise. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.83, n.4, p.1333-8, 1997.
- MALLORY, L.A.; SCHEUERMANN, B.W.; HOELTING, B.D.; WEISS, M.L.; MCALLISTER, R.M.; BARSTOW, T. Influence of peak VO₂ and muscle fiber type on the efficiency of moderate exercise. **Medicine Science Sports and Exercise**, Madison, v.34, n.8, p.1279-87, 2002.
- McLESTER JUNIOR, J.R. Muscle contraction and fatigue. **Sports Medicine**, Stuttgart, v.23, n.5, p.287-305, 1997.
- MIYAMOTO, T.; OSHIMA, O.; IKUTA, K.; KINOSHITA, H. The heart rate increase at the onset of intensity exercise is accelerated by central blood volume loading. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v.96, p.86-96, 2006.
- NOAKES, T.D.; MYBURGH, K.H.; SCHALL, R. Peak treadmill running velocity during the VO₂max test predicts running performance. **Journal of Sports Sciences**, London, v.8, p.35-45, 1990.
- OHUCHI, H.; SUZUKI, H.; YASUDA, K.; ARAKAKI, Y.; ECHIGO, S.; KAMIYA, T. Heart rate recovery after exercise and cardiac autonomic nervous activity in children. **Pediatric Research**, Baltimore, v.47, n.3, p.329-35, 2000.
- OIDA, E.; MORITANI, T.; YAMORI, Y. Tone - entropy analysis on cardiac recovery after dynamic exercise. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.82, p.1794-1801, 1997.
- OZYENER, F.; ROSSITER, H.B.; WARD, S.A.; WHIPP, B.J. Influence of exercise intensity on the on and off transient Kinetics of pulmonary oxygen uptake in humans. **Journal of Physiology**, Cambridge, v.533, n.3, p.891-902, 2001.
- PAREKH, A.; LEE, C.M. Heart rate variability after isocaloric exercise bouts of different intensities. **Medicine Science Sports and Exercise**, Madison, v.37, n.4, p.599-605, 2005.
- ROWELL, L.B.; O'LEARY, D.S. Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.69, n.2, p.407-18, 1990.
- SABAPATHY, S.; SCHNEIDER, D.A.; MORRIS, N.R. The VO₂ slow component: Relationship between plasma ammonia and EMG activity. **Medicine Science Sports and Exercise**, Madison, v.37, n.9, p.1502-9, 2005.
- SEALS, D.R.; CHASE, P.B. Influence of physical training on heart rate variability and baroreflex circulatory control. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.66, n.4, p.1886-95, 1989.
- SIETSEMA, K.E.; JAMES, A.D.; WASSERMAN, K. Early dynamics of O₂ uptake and heart rate as affected by exercise work rate. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.67, n.6, p.2535-41, 1989.
- SIRI, W.E. Body composition from fluids spaces and density: analysis of two methods. In: BROZEK, J.; HENSCHEL, A. **Techniques for measuring body composition**. Washington: National Academy of Sciences/National Research Council, 1961. p.223-44.
- SVEDAHL, K.; MACINTOSH, B.R. Anaerobic threshold: the conception and methods of measurement. **Canadian Journal of Applied Physiology**, Champaign, v.28, n.2, p.299-323, 2003.
- TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY, THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROPHYSIOLOGY. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. **Circulation**, Baltimore, v.93, p.1043-64, 1996.
- 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.32, n.5, p.236-43, 1973.
- WHYTE, G.P.; GEORGE, K.; SHARMA, S.; LUMLEY, S.; GATES, P.; KRISHNA, P.; McKENNA, W.J. Cardiac fatigue following prolonged endurance exercise of differing distances. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, Madison, v.32, n.6, p.1067-72, 2000.
- WILKERSON, D.P.; JONES, A.M. Effects of baseline metabolic rate on pulmonary O₂ uptake on kinetics during heavy intensity exercise in humans. **Respiratory Physiology and neurobiology**, Oxford, v.156, n.2, p.203-11, 2006.
- YAMAMOTO, Y.; HUGHSON, R.L.; PETERSON, J.C. Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.71, n.3, p.1136-42, 1991.

ENDEREÇO

Eduardo Ruménig de Souza
R. Arês, 4
04930-045 - São Paulo - SP - BRASIL
e-mail: erumenig@yahoo.com

Recebido para publicação: 28/08/2007

Aceito: 18/04/2008