

Reprodutibilidade de Ajustes Matemáticos da Cinética de Frequência Cardíaca

Reproducibility of the Heart Rate on-Kinetics Mathematical Models'

(Modelos Matemáticos da Cinética de FC)

RESUMO

A cinética de frequência cardíaca (τ FC) pode ser empregada para estimar a saúde e a aptidão circulatória. O objetivo do estudo atual foi determinar o melhor ajuste matemático; a sensibilidade e a reprodutibilidade da FC em resposta à variação na intensidade do esforço. Onze voluntários com 21 ± 3 anos; $70,0 \pm 16,0$ kg foram testados no cicloergômetro. As cargas, mantidas até a exaustão voluntária, corresponderam a 3,00, 3,25 e 3,50 $W \cdot kg^{-1}$ e foram entremeadas por 20 min de repouso. O melhor modelo matemático foi estabelecido através do coeficiente de determinação (r^2) e a confiabilidade através do coeficiente correlação intraclasse (CCI). A τ FC foi confrontada a cada carga através de ANOVA *one-way* com medidas repetidas e teste *post-hoc* de Tukey-HSD ($p \leq 0,05$). O modelo monoexponencial apresentou melhor ajuste ($r^2=0,98$) do que o biexponencial ($r^2=0,68$) e maior reprodutibilidade (CCI=0,86). A τ FC diferiu em cada estágio ($p \leq 0,003$). Conclui-se que função monoexponencial é mais acurada, confiável e sensível às pequenas alterações nas intensidades de esforço.

Descritores: Aptidão física, Teste de esforço, Esforço físico e Potência.

ABSTRACT

The heart rate kinetics (τ HR) can be used to estimate the health and circulatory fitness. The aim of this study was determine the best mathematician adjust: by the sensitivity and reproducibility of HR in response to variation in the effort's intensity. Eleven volunteers with 21 ± 3 years; 70.0 ± 16.0 kg were tested on a cycle ergometer. The loads, maintained until the volitional exhaustion, corresponded to 3.00, 3.25 and 3.50 $W \cdot kg^{-1}$ and were interspersed by 20 min of rest. The best mathematical model was established using the coefficient of determination (r^2) and the reliability through the intraclass correlation coefficient (ICC). The τ HR was confronted each load through one-way ANOVA with repeated measures and *post-hoc* Tukey-HSD test ($p \leq 0.05$). The model monoexponential showed a better adjustment ($r^2 = 0.98$) than the biexponential model ($r^2 = 0.68$) and higher reproducibility (ICC= 0.86). The τ FC differed in each stage ($p \leq 0.003$). The conclusion was that the monoexponential function is more accurate, reliable and sensitive to small changes in intensities of effort.

Key words: Physical Fitness, Effort Test, Physical

Effort and Power.

INTRODUÇÃO

O início do exercício físico é acompanhado por um significativo aumento do consumo de oxigênio e do débito cardíaco¹⁻³. As modulações iniciais da frequência cardíaca (FC) durante os exercícios são devido à redução do tônus vagal e ao aumento da atividade adrenérgica sobre o miocárdio^{1, 4-7}. Acredita-se, também, que o ajuste cardiodinâmico inicial ocorra em aproximadamente quatro segundos^{1, 4, 6}. Sugere-se que neste tempo ocorram adaptações nos diâmetros dos vasos sanguíneos^{1, 3, 8}.

Uma interessante abordagem, para avaliar como o sistema cardiorrespiratório responde às alterações na carga de trabalho, é através da dinâmica do débito cardíaco^{6, 9, 10}. A cinética de FC (τ FC) é um importante método alternativo de baixo custo^{1, 11, 12}. Empregando-se a última pode-se avaliar o condicionamento cardiovascular, desde atletas até pacientes envolvidos em programas de exercícios terapêuticos^{1, 3, 11-14}.

O emprego da τ FC deve-se, também, à facilidade de mensuração da FC e de sua utilização na avaliação clínica¹⁵⁻¹⁹ e na prescrição de exercícios para diversas populações^{5, 9, 20, 21}. Um sério problema, no entanto, para a utilização rotineira da τ FC é pela maior complexidade da modelagem matemática^{1, 11, 12}. Alguns desses ajustes empregam dois¹³ ou três¹² termos exponenciais ou, ainda, funções curvilíneas associadas a uma regressão linear nos instantes iniciais da resposta da FC²². Essa variedade de modelos matemáticos cria dificuldades adicionais para a análise e comparação dos dados publicados. Além disso, parece não haver ensaios que tenham investigado a reprodutibilidade da τ FC.

Considerando a importância da τ FC no meio médico e esportivo, assim como, a escassez de informações sobre o erro desse método, os objetivos da presente investigação foram: 1) verificar o melhor ajuste matemático para modulação da resposta da FC à transição aquecimento-carga de trabalho; 2) estudar a reprodutibilidade da τ FC nessas alterações na intensidade de esforço e 3) determinar a sensibilidade da τ FC às pequenas mudanças na carga de trabalho.

Materiais e Métodos

Sujeitos

Participaram da presente investigação 11 voluntários, sendo cinco mulheres (21 ± 3 anos; $70,0 \pm 16,0$ kg), aparentemente saudáveis, não tabagistas, não

atletas, e adaptados ao cicloergômetro. Recomendou-se para as 24h prévias ao exame a abstinência de atividades físicas extenuantes (> 5 METs), de álcool e de cafeína. Solicitou-se, também, a manutenção da dieta mista e o período pós-prandial de 3h horas antes do teste. Cada sujeito foi informado quanto aos riscos e benefícios associados aos procedimentos adotados. Foi lido e assinado um termo de esclarecimento e livre consentimento. Todos os procedimentos aqui adotados foram aprovados pelo Comitê de Ética Local para Experimentos com Seres Humanos (Plataforma Brasil, CAAE: 00838412.4.0000.5257 – Parecer 115.177).

Teste de onda quadrada (SWT)

Os sujeitos realizaram duas visitas ao laboratório (M1 e M2). As visitas consistiam em esforços com intensidades correspondentes a 3,00 W • kg⁻¹; 3,25 W • kg⁻¹ e 3,50 W • kg⁻¹, até a exaustão voluntária máxima, no cicloergômetro mecânico (Monark®, São Paulo, S.P., Brasil). As potências foram fixas e entremeadas por 20 minutos de repouso. O protocolo consistiu em pedalar sem carga durante dois minutos e, posteriormente, foi aplicada a carga para a fase do esforço. Os sujeitos mantiveram a cadência constante ao longo do exame (aproximadamente 1,23 Hz). O ritmo foi controlado por um metrônomo audiovisual (Wittner® Junior Plast 826, Isny/Allgäu, Alemanha). A altura do selim foi ajustada para cada sujeito de maneira que o joelho mantivesse um ângulo próximo à extensão total (aproximadamente. 175°). Um intervalo de dois até sete dias foi aceito entre os dois momentos.

A temperatura ambiente foi mantida entre 20 e 22°C, e umidade relativa do ar próxima a 70%^{23, 24}. O conceito de esforço percebido (CEP), na escala de Borg de 6 a 20, foi coletado ao final de cada minuto. A frequência cardíaca (FC) foi registrada no padrão R-R ao longo do exame por intermédio da telemetria (Polar S810®, Polar Electro Oy, Kempele, Finlândia)^{19, 24}. O cicloergômetro foi calibrado previamente a cada exame e estágio, através de um lastro de 3 kg.

Os critérios observados para caracterização do esforço máximo foram: FC_{máx} ≥ 90% da prevista pela idade (220 - idade), CEP ≥ 18, fadiga voluntária máxima com incapacidade de manutenção do ritmo previamente estabelecido e, duração mínima de um minuto de esforço. Os sujeitos não receberam informações sobre o tempo de exaustão e carga de trabalho durante o período das coletas de dados.

Métodos para detecção da τFC por modelagem matemática

Dois modelos matemáticos exponenciais foram utilizados visando observar o melhor ajuste para determinação da τFC.

Modelo monoexponencial:

$$FC(t) = y_0 + \alpha \cdot (1 - e^{-(t/\tau)}) \quad (\text{equação 1})$$

Onde y₀ é a FC no repouso, t é o tempo em segundos, τ é a constante de tempo em segundos e α é

assíntota ou amplitude final da FC.

Modelo biexponencial:

$$FC(t) = y_0 + \alpha_1 \cdot (1 - e^{-(t/\tau_1)}) + \alpha_2 \cdot (1 - e^{-(t/\tau_2)}) \quad (\text{equação 2})$$

Onde α₁ e α₂ são as amplitudes da FC e τ₁ e τ₂ são as constantes de tempo do primeiro e segundo termo, respectivamente.

Análise estatística

O tratamento estatístico foi realizado através dos aplicativos *Statistical Package for the Social Sciences*® (SPSS® Inc., Chicago, IL, EUA), *SigmaPlot*® (*Systat*® Software Inc, Chicago IL, EUA) e *Microsoft Excel*® para *Windows*® (*Microsoft*®, Redmond, WA, EUA). Os dados apresentaram distribuição *gaussiana* segundo o teste de Komogorov. Empregou-se a estatística descritiva com a média ± desvio padrão (DP). Para determinação do modelo matemático mais adequado confrontou-se o coeficiente de determinação (r²), o erro padrão da estimativa (EPE) e o quadrado médio dos resíduos (QMR) através do teste t de Student para amostras pareadas. A confiabilidade da τFC foi estimada através da análise de regressão linear, erro padrão da estimativa (EPE), coeficiente de correlação intra-classe (CCI), limites de concordância (L), coeficiente de variação (CV%) e erro técnico da medida (ETM = D.P._{diff} ÷ √2). A τFC em cada estágio foi confrontada através de análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas para um fator (estágios I, II e III) e teste *post-hoc* de Tukey-HSD. Empregou-se a correção de Geisse-Greenhouse para a inflação do alfa. O tamanho do efeito para média das diferenças também foi apresentado como: d = (média_{monoexponencial} - média_{biexponencial})/desvio padrão_{monoexponencial}. O nível de significância adotado foi de p ≤ 0,05.

Resultados

Na Tabela 1 apresenta-se os dados da carga de trabalho (Watts), frequência cardíaca (FC), e conceito de esforço percebido (CEP). No reteste apenas sete voluntários retornaram ao laboratório para o estudo de confiabilidade.

Modelagem matemática

Na Tabela 2 apresentam-se os resultados dos parâmetros matemáticos para os modelos aqui investigados. Um total de 52 pares de testes (estágio I: M1, n = 10 e M2, n = 6; total, n = 16; estágio II: M1, n = 11 e M2, n = 7; total, n = 18; estágio III: M1, n = 11 e M2, n = 7; total, n = 18) foram usados para determinar o melhor ajuste matemático para o comportamento da FC em resposta aos esforços.

Observou-se diferença significativa entre os modelos monoexponencial *versus* biexponencial para o coeficiente de determinação (t = - 6,85; p < 0,001; d = - 0,90), para o EPE (t = 7,68; p < 0,001; d = -0,97) e para o QMR (t = 6,33; p < 0,001; d = 1,11). Os resultados dessas análises apontaram o modelo monoexponencial como o melhor ajuste à modulação da resposta da

cinética de frequência cardíaca em decorrência da variação na intensidade de esforço.

Reprodutibilidade do modelo de melhor ajuste

Os dados de reprodutibilidade do modelo monoexponencial estão apresentados Figura 1. As informações de dois sujeitos no Estágio I foram perdidas por problemas na aquisição do sinal. Foi observado o CCI = 0,86 ($p < 0,001$) e um elevado CV% = 19,13. O CCI entre a FC ao final do reteste e o A' ($y_0 + \alpha$) foi o parâmetro mais reprodutível (CCI = 0,83 – 0,98), e com o CV% baixo (CV% = 0,78 – 2,34) em cada estágio (Tabela 2). A estimativa da FC ao final do exercício nos estágios I e II, no modelo monoexponencial, também apresentou elevado e significativo CCI e baixo CV% (1,21 - 2,89%). A análise de regressão linear mostrou moderada correlação positiva entre o teste e o reteste (Figura 1A e 1B, respectivamente).

Resposta da cinética de FC aos incrementos de carga

Os dados da resposta da τ FC estão apresentados na Figura 2. A pequena variação na carga gerou um significativo aumento na constante matemática de tempo. Esses resultados mostraram que a sensibilidade desse parâmetro às pequenas variações na carga (Tabela 3). Observou-se, também, um significativo aumento no valor da linha de base de um estágio para outro ($p < 0,05$), o que foi mantido durante os dois incrementos de carga, Tabela 3. Nas cargas mais elevadas y_0 , 3,25 e 3,50 $W.kg^{-1}$, foram observadas diminuições na amplitude estimada pelo modelo monoexponencial ($p < 0,05$). Apesar das alterações na amplitude e na linha de base, a amplitude total ($A' = y_0 + \alpha$), permaneceu inalterada ($p = 0,41$), ou seja, a FC ao final do teste não foi diferente.

Discussão

O teste ergométrico e a análise da frequência cardíaca permitem estudar ajuste cardionômico em resposta às variações na intensidade de esforço^{1, 4-7}. A τ FC pode oferecer uma estimativa indireta da capacidade funcional circulatória por meio das atividades que envolvam aumentos, ou diminuições, abruptas na demanda metabólica^{1, 3, 11-13}. Há casos em que a τ FC pode ser um dos poucos meios para compreensão de mecanismos fisiopatológicos durante o esforço, como na doença pulmonar obstrutiva crônica, na insuficiência cardíaca congestiva e em transplantados cardíacos^{14, 25-28}. O presente estudo investigou a qualidade dos ajustes monoexponencial e biexponencial, para representar a resposta da FC às variações na carga de trabalho realizadas por sujeitos aparentemente saudáveis, não tabagistas e não atletas. Identificou-se que o modelo monoexponencial foi o mais acurado. Tal conclusão foi estabelecida por causa da reprodutibilidade do modelo, bem como, por sua maior sensibilidade para as alterações na carga.

Alguns estudos têm indicado que a cinética de VO_2 é melhor descrita por uma ou duas fases,

dependendo da intensidade do esforço^{1, 4, 11, 22}. Os estudos sobre cinética de VO_2 mostraram que esta apresenta uma única fase exponencial em esforços abaixo do limiar anaeróbio¹³. Acima dessa intensidade, contudo, o comportamento do VO_2 seria melhor descrito por duas fases exponenciais¹³. O surgimento da segunda fase se dá pelo aumento do número de mecanismos fisiológicos envolvidos no desequilíbrio entre a demanda energética, imposta pelos músculos envolvidos no exercício, e pela oferta de oxigênio³. Tal hipótese não pode ser extrapolada para a τ FC, devido as características vasculares e homogeneidade histológica do miocárdio. Desta forma, o modelo biexponencial, com três parâmetros, é superior ao modelo monoexponencial para o estudo da cinética de VO_2 em cargas de alta intensidade.

Linnarson¹ e Engelen e cols.² deduziram que a τ FC pode ser melhor descrita em duas fases¹. A primeira fase seria muito rápida (fase I)⁶. A segunda fase ocorre imediatamente após, sendo mais demorada (fase II)^{10, 22}. A fase I pode ser descrita como um aumento inicial e rápido da FC seguido por um platô, ou atraso, de aproximadamente quatro segundos antes do início do segundo aumento exponencial, ou fase II¹. O componente rápido da τ FC parece ser influenciado pela redução do tônus vagal^{6, 7, 11}. Enquanto a τ FC lenta pode ser específica para o aumento no aporte sanguíneo para os tecidos ativos, em resposta ao aumento da atividade adrenérgica^{1, 3, 7}.

O primeiro efeito percebido na τ FC foi o aumento da linha de base, logo após a primeira carga. Esse aumento foi mantido até o início dos estágios subsequentes, o que poderia significar um débito cardíaco mais elevado no início do exercício³⁰.

Outros fatores, além do sistema nervoso, podem afetar a τ FC para adequar a FC a intensidade do exercício. Os mecanismos possíveis são o aumento da temperatura corporal e o acúmulo de catecolaminas e de metabólitos circulantes^{29, 30}. Os valores semelhantes de FC no final do esforço em todos os estágios indicam que foi atingida a FC máxima.

Quanto à consistência interna, a média das diferenças teste-reteste no presente estudo foi de 0,25 segundos, porém, com coeficiente de variação de 19,13% para a estabilidade da medida da τ FC. As variáveis estudadas não apresentaram erros heterocedásticos, nem erro sistemático absoluto, segundo análise dos gráficos dos limites de concordância. A média das diferenças apresentou-se próxima de zero, em todas as medidas. Nota-se Figura 1, no entanto, que houve um *outlier* que deslocou a média do segundo momento para baixo. O confronto desses dados com os da literatura não foi possível uma vez que não foram localizados estudos sobre a confiabilidade da τ FC.

Uma possível limitação da presente investigação refere-se ao tempo em que foram registrados os batimentos cardíacos. Foram utilizadas médias de intervalo R-R, a cada cinco segundos. Essa resolução temporal pode ter impedido a verificação de ajustes mais finos do sistema nervoso autônomo durante

as mudanças de carga.

Conclui-se, portanto, que: 1) o modelo monoexponencial apresenta melhor ajuste para representar a modulação da resposta da frequência cardíaca; 2) o modelo monoexponencial apresenta confiabilidade para a τ_{FC} , quando mensurada em momentos próximos e; 3) aquele modelo é mais sensível às pequenas alterações nas cargas de trabalho.

Agradecimentos

Os autores desse estudo agradecem ao apoio recebido pela FAPERJ e pela CAPES. Agradecemos, também, o suporte que recebemos da Associação dos Amigos do Centro de Estudos e Aperfeiçoamento do HSE/RJ.

Referências

1. Linnarsson D. Dynamics of pulmonary gas exchange and heart rate changes at start and end of exercise. *Acta Physiol Scand Suppl.* 1974;415:1-68.
2. Engelen M, Porszasz J, Riley M, Wasserman K, Maehara K, Barstow TJ. Effects of hypoxic hypoxia on O₂ uptake and heart rate kinetics during heavy exercise. *J Appl Physiol.* 1996;81(6):2500-8.
3. Arena R, Humphrey R, Peberdy MA, Madigan M. Comparison of oxygen uptake on-kinetic calculations in heart failure. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(10):1563-9.
4. Bearden SE, Moffatt RJ. VO₂ and heart rate kinetics in cycling: transitions from an elevated baseline. *J Appl Physiol.* 2001;90(6):2081-7.
5. Kluess HA, Wood RH, Welsch MA. Vagal modulation of the heart and central hemodynamics during handgrip exercise. *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 2000;278(5):H1648-52.
6. Hayashi N, Tanaka A, Ishihara M, Yoshida T. Delayed vagal withdrawal slows circulatory but not oxygen uptake responses at work increase. *Am J Physiol.* 1998;274(5 Pt 2):R1268-73.
7. Mattioli GM, Araujo CG. Association between initial and final transient heart rate responses in exercise testing. *Arq Bras Cardiol.* 2009;93(2):141-6.
8. Salles AF, Oliveira Filho JA, de Barros Neto TL, de Almeida DR, Carvalho AC, Juliano Y, et al. Cardiorespiratory response during exercise in heart transplant recipients. Comparative ergospirometric analysis with normal health subjects. *Arq Bras Cardiol.* 1998;70(1):15-8.
9. Grassi B, Marconi C, Meyer M, Rieu M, Cerretelli P. Gas exchange and cardiovascular kinetics with different exercise protocols in heart transplant recipients. *J Appl Physiol.* 1997;82(6):1952-62.
10. Hughson RL. Alterations in the oxygen deficit-oxygen debt relationships with beta-adrenergic receptor blockade in man. *J Physiol.* 1984;349:375-87.
11. Bunc V, Heller J, Leso J. Kinetics of heart rate responses to exercise. *J Sports Sci.* 1988;6(1):39-48.
12. Wilkerson DP, Campbell IT, Jones AM. Influence of nitric oxide synthase inhibition on pulmonary O₂ uptake kinetics during supra-maximal exercise in humans. *J Physiol.* 2004;561(Pt 2):623-35.
13. Ozyener F, Rossiter HB, Ward SA, Whipp BJ. Influence of exercise intensity on the on- and off-transient kinetics of pulmonary oxygen uptake in humans. *J Physiol.* 2001;533(Pt 3):891-902.
14. Laveneziana P, Valli G, Onorati P, Paoletti P, Ferrazza AM, Palange P. Effect of heliox on heart rate kinetics and dynamic hyperinflation during high-intensity exercise in COPD. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(2):225-34.
15. Porto LG, Junqueira LF, Jr. Comparison of time-domain short-term heart interval variability analysis using a wrist-worn heart rate monitor and the conventional electrocardiogram. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2009;32(1):43-51.
16. Fagundes JE, Castro I. Predictive value of resting heart rate for cardiovascular and all-cause mortality. *Arq Bras Cardiol.* 2010;95(6):713-9.
17. Correa PR, Catai AM, Takakura IT, Machado MN, Godoy MF. Heart rate variability and pulmonary infections after myocardial revascularization. *Arq Bras Cardiol.* 2010;95(4):448-56.
18. Tuncer M, Gunes Y, Guntekin U, Gumrukcuoglu HA, Eryonucu B, Guler N, et al. Heart rate variability in patients with iron deficiency anemia. *Arq Bras Cardiol.* 2009;92(5):368-71, 85-8, 400-3.
19. Pimentel AS, Alves Eda S, Alvim Rde O, Nunes RT, Costa CM, Lovisi JC, et al. Polar S810 as an alternative resource to the use of the electrocardiogram in the 4-second exercise test. *Arq Bras Cardiol.* 2010;94(5):580-4.
20. Camarda SR, Tebexreni AS, Pafaro CN, Sasai FB, Tambeiro VL, Juliano Y, et al. Comparison of maximal heart rate using the prediction equations proposed by Karvonen and Tanaka. *Arq Bras Cardiol.* 2008;91(5):311-4.
21. Araujo CG, Pinto VL. Maximal heart rate in exercise tests on treadmill and in a cycloergometer of lower limbs. *Arq Bras Cardiol.* 2005;85(1):45-50.
22. Bell C, Paterson DH, Kowalchuk JM, Padilla J, Cunningham DA. A comparison of modelling techniques used to characterise oxygen uptake kinetics during the on-transient of exercise. *Exp Physiol.* 2001;86(5):667-76.
23. Yazbek Junior P, de Carvalho RT, Sabbag LM, Battistella LR. Ergospirometry. Cardiopulmonary exercise test, methodology and interpretation. *Arq Bras Cardiol.* 1998;71(5):719-24.
24. Guimarães JI, Stein R, Vilas-Boas F. Standardization of techniques and devices for ergometric and ergospirometric exams. *Arq Bras Cardiol.* 2003;80(4):457-64.
25. Laveneziana P, Palange P, Ora J, Martolini D, O'Donnell DE. Bronchodilator effect on ventilatory, pulmonary gas exchange, and heart rate kinetics during high-intensity exercise in COPD. *Eur J Appl Physiol.* 2009;107(6):633-43.
26. Karsten M, Contini M, Cefalu C, Cattadori G, Palermo P, Apostolo A, et al. Effects of carvedilol on

oxygen uptake and heart rate kinetics in patients with chronic heart failure at simulated altitude. *Eur J Prev Cardiol.* 2012;19(3):444-51.

27. Tomczak CR, Warburton DE, Riess KJ, Jendzjowsky NG, Esch BT, Liang Y, et al. Pulmonary oxygen uptake and heart rate kinetics during the six-minute walk test in transplant recipients. *Transplantation.* 2008;85(1):29-35.

28. Massin MM, Leclercq-Foucart J, Sacre JP. Gas exchange and heart rate kinetics during binary sequence exercise in cystic fibrosis. *Med Sci Monit.* 2000;6(1):55-62.

29. Renza Perini, Claudio Orizio, Amando Gamba, Arsenio Veicsteinas. Kinetics of heart rate and catecholamines during exercise in humans. The effect of heart denervation. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, Berlin,* 1993; 66(6):500-506.

30. Azmy Faisal, Keith R. Beavers, Andrew D. Robertson and Richard L. Hughson *J Appl Physiol.* 2009;106:1553-1563.

Tabela 1. Variáveis ergométricas obtidas no exame em cicloergômetro.

	1º Estágio	2º Estágio	3º Estágio	P
Carga (W)	208 ± 54	224 ± 54	241 ± 54	0,382
FC _{max} (bpm)	179 ± 11	180 ± 7	178 ± 6	0,838
CEP	20 ± 0	20 ± 0	20 ± 0	0,607

Sendo: Média ± DP, *p* = significância da diferença entre estágios, determinada pela ANOVA.

Tabela 2. Parâmetros obtidos em cada modelo matemático para a modelagem da cinética de Frequência Cardíaca (τ FC).

Monoexponencial	Biexponencial	p
------------------------	----------------------	----------

	y_0	α	$\tau(s)$	r^2	EP E	Q M R	α_1	$\tau_1(s)$	α_2	$\tau_2(s)$	r^2	EP E	QM R
Mé	108,	70,	21,	0,9	3	7,1	64,	17,	116,	552,	0,6	11	187,
dia	46	07	19	76		8	76	08	26	42	77		90
DP	16,3	14,	10,	0,0	1	5,1	15,	8,8	16,4	261,	0,3	8	204,
	1	86	59	19		6	65	7	5	65	09		34

Sendo: Estimativa da FC no repouso (y_0 , bpm), amplitude final da FC (α , bpm) e Constante matemática de tempo (τ , s) no modelo Monoexponencial; amplitude ao final da primeira constante de tempo (α_1 , bpm), amplitude ao final da segunda constante de tempo (α_2 , bpm), primeira constante matemática de tempo (τ_1), segunda constante matemática de tempo (τ_2) no modelo Biexponencial; Coeficiente de Determinação (r^2), Erro Padrão da Estimativa (EPE) e Quadrado Médio dos Resíduos (QMR) empregado na modelagem da cinética de FC, foram obtidos 52 pares de comparação.

Tabela 3. Variáveis da cinética de Frequência Cardíaca.

	Estágio I			Estágio II			Estágio III			p
y_0	92,44	±	10,39	113,34*	±	17,50	116,50*	±	13,45	0,001
A	78,31	±	6,53	66,93*	±	13,14	60,74*	±	10,06	0,003
A'	173,81	±	8,23	179,36	±	11,78	177,43	±	8,82	0,406

Sendo: Estimativa da FC no repouso (y_0 , bpm), amplitude final da FC (α , bpm) e amplitude total (A', bpm). Média ± DP; Diferença entre os grupos determinada pela ANOVA de uma classificação; *Diferença significativa em relação ao Estágio I, $p = 0,001$. †Diferença significativa em relação à Estágio II, $p < 0,05$.

Figura 1. Análise de regressão mostrando a associação entre teste *versus* reteste à esquerda, e à direita é mostrado os Limites de Concordância de Bland-Altman para os valores da τ_{FC} medidos através do modelo monoexponencial.

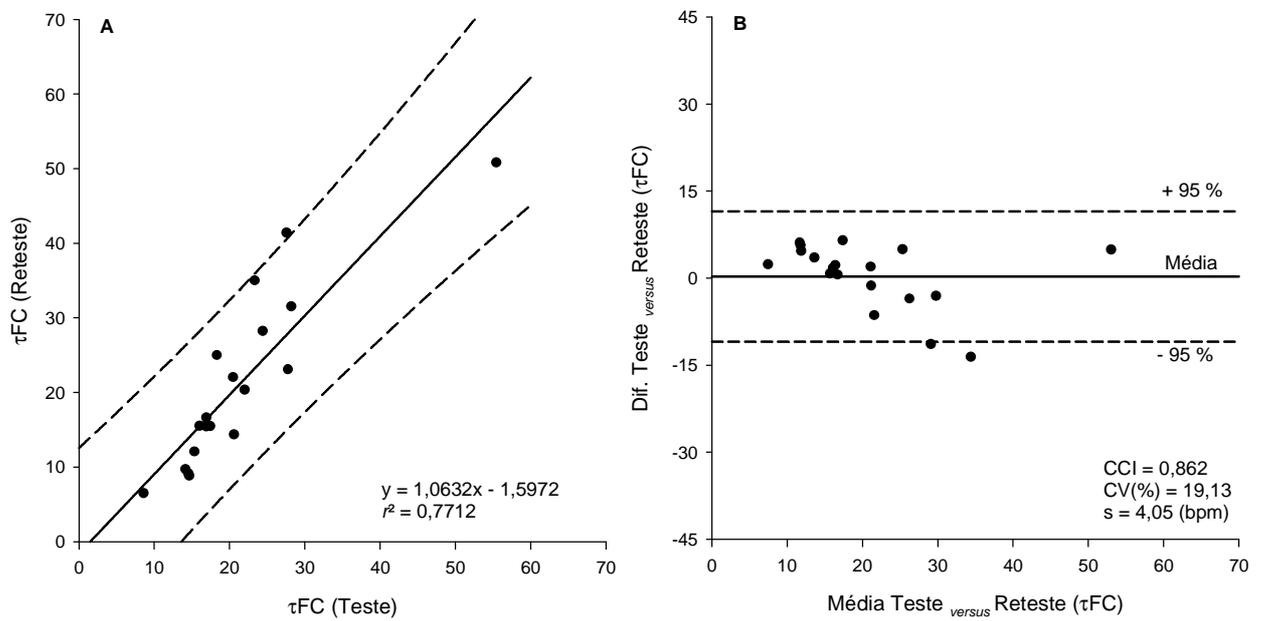
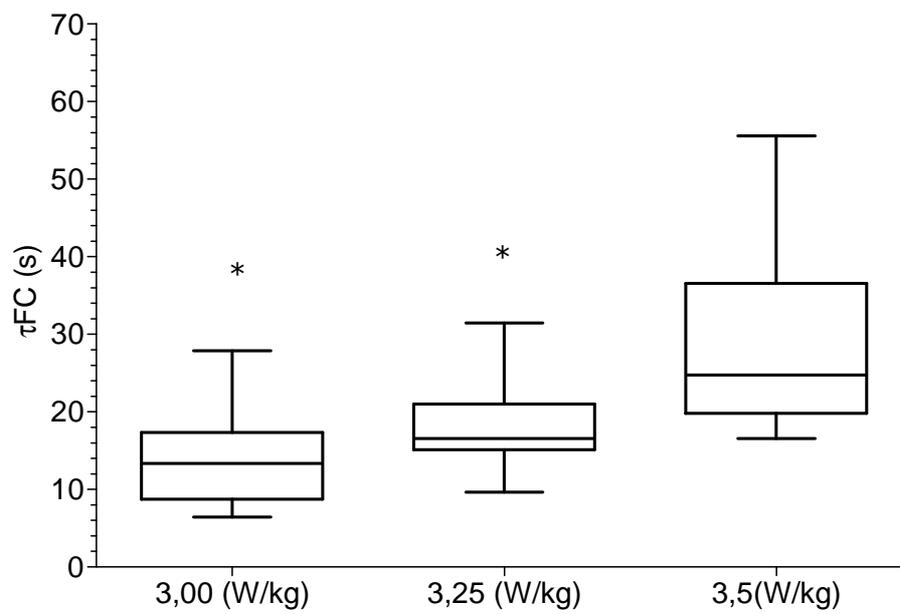


Figura 2. Variações da τFC de acordo com o incremento de carga.



* Diferença significativa de 3,5 W/kg