



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
INSTITUTO DE BIOLOGIA
DEPARTAMENTO DE FISIOLOGIA E BIOFÍSICA

Este exemplar corresponde à redação final
da Tese defendida pelo candidato Ester da
SILVA e aprovada pela Comissão Julgadora.

Henri Guez h.

Campinas 6/12/88

"MODELOS MATEMÁTICOS DA RESPOSTA DA
FREQUÊNCIA CARDÍACA AO EXERCÍCIO FÍSICO
DINÂMICO EM INDIVÍDUOS NORMAIS"

ESTER DA SILVA

Campinas
1988

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
INSTITUTO DE BIOLOGIA
DEPARTAMENTO DE FISIOLÓGIA E BIOFÍSICA

"MODELOS MATEMÁTICOS DA RESPOSTA DA
FREQUÊNCIA CARDÍACA AO EXERCÍCIO FÍSICO
DINÂMICO EM INDIVÍDUOS NORMAIS"

ESTER DA SILVA

Campinas
1988

Tese apresentada ao Instituto de
Biologia da Universidade Estadual
de Campinas para obtenção do
título de Mestre em Ciências.

Orientador:
Prof. Dr. Lourenço Gallo Junior

Investigação realizada na seção de Hemodinâmica e Função Pulmonar do departamento de clínica médica da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, sob os auspícios da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES - PÍGD).

Meu profundo reconhecimento ao Prof. Dr. Lourenço Gallo Junior, pela orientação e apoio dado durante o desenvolvimento deste trabalho, a Luiz Eduardo Barreto Martins e a Benedito Carlos Maciel, pela preciosa colaboração na realização de partes fundamentais, sem a qual o mesmo não teria sido concluído.

Aos meus pais, Sebastião e Luzia,
pela dedicação e incentivo
constante para minha progressão
profissional.

Aos meus irmãos, pelo carinho e
apoio.

Ao Denis, que ampliou os horizontes
da minha vida.

AGRADECIMENTOS

- As funcionárias da Seção de Hemodinâmica e Função Pulmonar, Aparecida Luiza Rusato Zethi, Cleide Marques Antioja, Eliza Landi Bortoglieri Cinto, Rosa Maria Pereira Coquely, Célia Fernandes Brandão, Carmem Silvia Castilho, Tânia Maria de Oliveira Tomaselli, Leduvina de Souza Pereira da Silva, Maria Margarida Martins, Celina Maria Costa, Sônia Aparecida de Souza, pela ajuda constante e receptividade durante a realização deste trabalho.
- Ao Darlei Lázaro Baldi pela colaboração e apoio.
- Ao José Inácio Bertanha pela confecção de gráficos, LMA-UFSCar.
- Aos colegas Lucia Pereira da Silva e Luis Aparecido Milan do Departamento de Estatística da UFSCar, pela colaboração com seus conhecimentos.
- A Sonia M. G. Zabotto pela datilografia desta dissertação de mestrado e amizade.
- A Terezinha Riolo Gonçalves pela amizade e apoio constante em todos os instantes.
- Aos colegas do Departamento de Fisiologia da UNICAMP - Valderez Garcia R. Valle e Edson Antunes, pela contribuição e apoio que me foi dedicado durante os cursos, e pela amizade sincera que perdura.
- A profª e amiga Aparecida Maria Catal, pela colaboração nas atividades do Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, durante a realização deste trabalho.
- em especial, aos sinceros amigos que de alguma forma contribuíram.

ABREVIACÕES E SÍMBOLOS

Significado das principais abreviações e símbolos utilizados no texto.

AFC	= amplitude entre a frequência cardíaca (FC) de repouso e a frequência cardíaca em regime permanente.
A ₁ FC	= amplitude da FC associada ao sistema rápido(subsistema parassimpático).
A ₂ FC	= amplitude da FC associada ao subsistema de resposta lento(subsistema simpático).
AT	= antes do treinamento físico.
BB	= batimento-a-batimento.
bat	= batimento.
CT	= constante de tempo do sistema.
CT ₁	= constante de tempo associada ao subsistema de resposta rápida (subsistema parassimpático).
CT ₂	= constante de tempo associada ao subsistema de resposta lenta (subsistema simpático).
EP	= medida de efeito dos parâmetros.
FC	= frequência cardíaca.
FCRP	= frequência cardíaca em regime permanente.
IN	= medida de curvatura intrínseca.
M5	= média de 5 em 5 segundos.

M10 = média de 10 em 10 segundos.

min = minuto.

n = número de dados.

N = número de indivíduos.

NC = não convergência.

NR = não realizou o teste de esforço físico.

PT = após o treinamento físico.

s = segundo.

SQRM = média das somas de quadrados dos resíduos.

W = "watt".

ÍNDICE

I - INTRODUÇÃO	1
A. Exercício Físico	2
B. Modelos Matemáticos	10
C. Objetivos	14
II - MATERIAL E MÉTODOS	16
A. Indivíduos Estudados e Experimentos Realizados ...	17
B. Abordagem Experimental	20
C. Equipamentos	24
D. Análise dos Dados	25
E. Modelos Matemáticos	27
F. Métodos Estatísticos	33
III - RESULTADOS	34
A. Resposta da Frequência Cardíaca ao Exercício Dinâmico	35
B. Ajuste dos Modelos Matemáticos Estudados	38
C. Análise das Constantes de Tempo Obtidas pelos Ajustes dos Modelos Matemáticos	43
D. Análise dos Parâmetros Obtidos pelos Ajustes dos Modelos Matemáticos Antes e Após o Treinamento Físico	47
IV - DISCUSSÃO	59
V - SUMÁRIO E CONCLUSÕES	79
VI - SUMMARY AND CONCLUSIONS	84
VII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89

VIII - APÊNDICE A 100

IX - APÊNDICE B 108

X - APÊNDICE C 114

IX - APÊNDICE D 152

I - INTRODUÇÃO

A. EXERCÍCIO FÍSICO

Durante o exercício físico ocorrem alterações cardiocirculatórias, respiratórias, humorais e metabólicas extremamente complexas, que têm a finalidade de manter a homeostase do organismo. Essas alterações visam satisfazer as crescentes demandas energéticas, no sentido de transportar rapidamente o oxigênio e demais nutrientes, bem como, remover o dióxido de carbono e outros metabólitos produzidos em nível celular. A velocidade e precisão com que estas alterações ocorrem no organismo, como resposta ao exercício físico, são indicações convincentes da existência de mecanismos de controle, que adaptam essas respostas às novas exigências metabólicas. Diversos fatores podem modificar tanto a natureza como a intensidade dessas respostas, tais como: as condições ambientais onde o exercício é realizado; o tipo do mesmo, se isométrico ou isotônico (dinâmico); a postura corporal; as características genéticas e antropométricas de quem o realiza; a extensão dos grupos musculares envolvidos no exercício, a intensidade e duração do mesmo; se este tem início a partir do repouso ou com um prévio aquecimento muscular; se o indivíduo é treinado ou não, nesse tipo de exercício (Fujihara et alii, 1973; Gallo Jr. et alii, 1978; Maciel, 1979).

A magnitude da resposta das variáveis cardiocirculatórias ao exercício dinâmico é muito variável: assim, enquanto a frequência cardíaca e o débito cardíaco se elevam substancialmente durante a execução do esforço, outras variáveis não mostram variações significativas, como é o caso da

pressão arterial sistêmica diastólica (Bevegard e Shepherd, 1967).

Estudos conduzidos no homem, durante a realização de exercício dinâmico, demonstram elevação rápida, quase imediata, do débito cardíaco a partir do início do exercício físico, com tendências a estabilização total ou parcial desta variável circulatória ao redor do primeiro minuto de atividade (Smith et alii, 1976). Esse aumento, que se relaciona linearmente com a elevação do consumo de oxigênio (Ekelund e Holmgren, 1967; Wasserman e Whipp, 1975), se deve predominantemente a modificações do volume ejetado por sístole e/ou pelo aumento da frequência cardíaca, na dependência da posição do corpo e da intensidade do exercício dinâmico realizado. Durante o exercício, leve ou moderado, executado na posição supina, o aumento da frequência cardíaca é o que contribui mais efetivamente para a elevação do débito cardíaco, ao passo que, o incremento do volume sistólico parece participar provavelmente dessa resposta nas seguintes condições: 1) quando o exercício é realizado na posição ereta; 2) durante o exercício de grande intensidade e 3) quando ocorre limitação no aumento da frequência cardíaca (Bevegard e Shepherd, 1967). Embora diferentes sistemas de controle participem destes ajustes cardiocirculatórios, é marcante o papel desempenhado pelo sistema nervoso autônomo (Bevegard e Shepherd, 1967; Denolin et alii, 1966).

O sistema nervoso autônomo, com suas divisões simpática e parassimpática, tem ação na homeostase circulatória, ação essa que depende de arcos reflexos, compostos de ramos aferentes e eferentes, com ligações em áreas superiores, principalmente

hipotalâmicas e com alguma influência de áreas corticais e subcorticais. Dentre os ajustes cardiocirculatórios desempenhados pelo sistema nervoso autônomo é marcante sua atuação na modificação da resposta da frequência cardíaca. Esta variável, que é a que mais rapidamente responde frente ao exercício dinâmico, também é a mais frequentemente estudada devido a facilidade com que pode ser obtida por técnicas não invasivas (através de registro de batimento-a-batimento e com erro de medida irrelevante).

O interesse pelo entendimento dos mecanismos envolvidos na taquicardia, induzida pelo exercício dinâmico, data de 1914, quando Gasser e Meek, observavam que em cães vagotomizados ocorria uma pequena elevação da frequência cardíaca, e com a gangliotectomia do estrelado, não se documentava redução considerável da resposta da frequência cardíaca, durante o exercício. O conceito tradicional da regulação autonômica do coração, considera as alterações de frequência cardíaca como um envolvimento recíproco de ação de ambas divisões eferentes, de maneira que, a aceleração do coração se deveria à diminuição da estimulação parassimpática e, ao concomitante aumento da estimulação simpática. Essa idéia, cuja origem remonta a 1845, lançada por Edward e Ernest Weber (Berne e Levy, 1967), não resistiu, às evidências experimentais que aos poucos foram sendo documentadas na literatura (Epstein et alii, 1965; Robinson et alii, 1966; Smith et alii, 1976) que tem demonstrado que na dependência da condição fisiológica momentânea, existem possibilidades de interação (sinergismo e antagonismo). Por outro lado, o efeito somatório da estimulação simpática e

parassimpática parece não obedecer, na maioria das condições fisiológicas, o caráter algébrico como proposto inicialmente por Rosenblueth e Simeone em 1934 (Levy, 1971).

No que diz respeito a resposta da frequência cardíaca ao exercício físico, a mesma se caracteriza por um aumento rápido e imediato, subsequente ao início do exercício. Assim, documenta-se tanto para o exercício isométrico (Petro et alii, 1970), e como para o exercício dinâmico (Broman e Wigertz, 1971; Fujihara et alii, 1973a e b; Linnarsson, 1974; Greco et alii, 1986), um período de latência menor do que 1 segundo, entre o início do esforço muscular, e a elevação subsequente da frequência cardíaca, o que sugere que mecanismos nervosos periféricos e centrais devam estar envolvidos para justificar tal rapidez da resposta (Paulev, 1971).

Com a finalidade de melhor caracterizar a resposta de frequência cardíaca ao exercício dinâmico, em indivíduos normais, Linnarsson (1974) analisou mais detalhadamente esta variável no decurso do tempo, subdividindo-a em 3 fases, a saber: uma primeira, com duração de 10 a 15 segundos a partir do início do exercício, onde se nota uma elevação rápida da frequência cardíaca; uma segunda elevação lenta da frequência cardíaca, que se instala entre 60 e 90 segundos do exercício e, finalmente, uma terceira, também de instalação lenta, de curso quase linear, que se prolonga por todo o período de execução do exercício. Existem evidências de que essa primeira fase de elevação rápida da frequência cardíaca, que parece ser independente da potência aplicada, se deva a uma inibição acentuada do tônus parassimpático (Craig e Gummings, 1963; Freyschus, 1970b;

Fagraeus e Linnarsson, 1976; Maciel, 1979 e 1983). Estes trabalhos também estabeleceram que a inibição vagal, em cada nível de exercício dinâmico, completava-se ao redor do primeiro minuto, sendo o tônus vagal residual, inversamente proporcional a potência de esforço aplicada (Maciel, 1979). Assim, se por um lado, a contribuição do subsistema parassimpático é maior no exercício dinâmico de menor potência, por outro lado, a participação simpática começa a prevalecer com o aumento da intensidade da mesma (Robinson et alii, 1966; Ekblom et alii, 1972; Smith et alii, 1976; Maciel, 1983), e se faz notar mais tardiamente, que após os 30 segundos subsequentes ao início do esforço. Destaca-se que entre 30 e 60 segundos, ainda se pode detectar, além da estimulação simpática, pequeno grau de diminuição da atividade vagal, como mecanismo eferente de aumento da frequência cardíaca (Maciel, 1979, 1983).

A magnitude de cada um destes dois subsistemas eferentes é variável de indivíduo para indivíduo, sendo que o grau de contribuição simpática e parassimpática é dependente, entre outros fatores, do nível de treinamento físico individual (Maciel, 1983).

Quando se estuda o comportamento da frequência cardíaca, em indivíduos que passaram por um programa de treinamento físico dinâmico de intensidade de esforço, duração e frequência semanal consideráveis, é possível observar modificações adaptativas na resposta da frequência cardíaca, não só em condições de atividade muscular, mas também em repouso (Scheuer e Tipton, 1977). As adaptações mais evidentes frente ao treinamento físico dinâmico, dizem respeito à redução na

frequência cardíaca de repouso e a menor elevação desta variável, quando se trabalha com a intensidade submáxima de carga. Essas manifestações adaptativas da frequência cardíaca, induzidas pelo treinamento físico dinâmico, parecem estar na dependência de um mecanismo de adaptação circulatória central, intimamente associada com a utilização por parte do indivíduo de grandes grupos musculares, e também, aos valores de consumo de oxigênio atingidos em cada sessão de treinamento (Clausen, 1977). Por outro lado, também pode-se documentar uma adaptação periférica, na medida em que, as modificações cronotrópicas em esforço podem ser evocadas pelo exercício envolvendo pequenos grupos musculares, previamente treinados (Clausen, 1977).

A bradicardia de repouso induzida pelo treinamento físico tem sido objeto de muitos estudos, no que diz respeito aos possíveis mecanismos envolvidos, com particular ênfase ao papel do sistema nervoso autônomo. Assim, tem sido relatado na literatura, não só aumento da concentração de acetilcolina (Tipton e Taylor, 1965), como diminuição da concentração de catecolaminas no coração (De Schryver et alii, 1967 e 1969). Entretanto, a esse respeito os dados encontrados na literatura são de natureza contraditória: assim, no que diz respeito a possível participação simpática, se de um lado, existem observações consistentes de uma menor sensibilidade cronotrópica às catecolaminas induzidas pelo treinamento físico (Brundin e Cernigliaro, 1975), de outro lado, estes resultados não têm sido sistematicamente confirmados em outros estudos (Sigvardsson et alii, 1977; Williams et alii, 1981). As controvérsias, entretanto, não param por aqui. Assim, enquanto Hartley et alii

(1972), a partir da observação de que as catecolaminas circulantes estão reduzidas em repouso e durante o exercício submáximo após treinamento, atribuem a participação adrenérgica na gênese da bradicardia de repouso, Brundin e Cernigliaro (1975) não referem modificações da excreção urinária de catecolaminas subsequentes ao treinamento físico. Outros trabalhos utilizando uma abordagem diferente, mediante a utilização de bloqueio adrenérgico ou duplo bloqueio, antes e após o treinamento, tem atribuído a diminuição da frequência cardíaca em repouso, a um menor grau de estimulação simpática; mecanismo este responsável pela menor taquicardia em níveis submáximos de esforço (Frick et alii, 1967; Ekblom et alii, 1973; Maciel, 1983).

O envolvimento do subsistema parassimpático, na gênese da bradicardia de repouso, foi admitida a partir de evidências de maior concentração de acetilcolina no átrio de ratos treinados, quando comparados com ratos normais, e após administração de inibidores de colinesterase (Herrlick et alii, 1960; Tipton et alii, 1969; De Schryver e Mertens-Strythagen, 1975). Com a administração de doses submáximas de atropina em animais treinados, observou-se menor aceleração cardíaca do que em animais não treinados. Por outro lado, com a administração de doses máximas de atropina em cães e ratos, não se observou diferença significativa nas modificações da frequência cardíaca, evocadas pelo bloqueio parassimpático, entre os animais treinados e sedentários. Estes achados ressaltam a complexidade dos mecanismos envolvidos nas modificações colinérgicas, induzidas pelo treinamento físico (Scheuer e Tipton, 1977).

Além dos mecanismos autonômicos acima referidos, tem sido atribuído à bradicardia de repouso induzida pelo treinamento físico, um mecanismo de natureza intrínseca (Lewis et alii, 1980a). Ressalta-se que resultados discordantes a este respeito, são também referidos por outros autores (Penparkgul e Scheuer, 1970; Tipton et alii, 1977; Lewis et alii 1980b). As razões desta divergência não são claras, embora se admita (Lewis et alii, 1980a), que seja necessário um programa de treinamento muito intenso e por um período prolongado, para desencadear modificações intrínsecas da frequência cardíaca.

Não obstante, todas estas discordâncias, pelo menos no homem, acumulam evidências no sentido de que o mecanismo intrínseco seja mais importante que o autonômico, como indutor da bradicardia de repouso subsequente ao treinamento físico aeróbico (Katona et alii, 1982).

B. MODELOS MATEMÁTICOS

A caracterização matemática de fenômenos observados, sempre foi uma antiga preocupação de cientistas de diversas áreas. Entretanto, somente a partir da década de 40, com o desenvolvimento da teoria de controle clássico, a aplicação de modelos matemáticos tornou-se sistematizada.

Esta metodologia foi desenvolvida para sistemas ditos lineares, aos quais devem ser válidas as hipóteses de somabilidade e invariância no tempo. O princípio de somabilidade é conceituado como: a resposta de um sistema a uma entrada genérica, é igual à soma das respostas deste sistema a qualquer decomposição (por soma) da entrada inicial; e por invariância no tempo, entende-se que um sistema fornece o mesmo sinal de saída ou resposta, independente do instante em que o sinal de entrada ou estímulo é aplicado.

A caracterização destes sistemas pode ser feita pela análise da sua resposta no domínio do tempo ou da frequência. A análise de um sistema no domínio do tempo é feita pelo estudo de sua resposta a uma entrada tipo rampa, degrau ou pulso, e no domínio da frequência, quando esta entrada é uma senóide ou composição de senóides (sinais aleatórios).

A partir da década de 60, a metodologia desenvolvida na teoria de controle clássico, passou a ser utilizada na análise da frequência cardíaca (variável de saída) ao esforço físico dinâmico. Diversos trabalhos têm sido realizados, utilizando diferentes protocolos de testes de exercício físico, como entrada (estímulo) para produzir respostas, que poderiam ser descritas

matematicamente por funções de transferência. Admitindo-se como hipótese inicial de trabalho, que o sistema cardiorrespiratório se comporte como um sistema linear e invariante no tempo, Stegemann (1963) estudou a elevação da frequência cardíaca em resposta a testes senoidais de esforço físico dinâmico, e estimou uma constante de tempo (parâmetro que caracteriza a dinâmica de um sistema linear simples), para o sistema de controle cardíaco. A partir da década de 70, Wigertz (1970) utilizou entrada de forma senoidal e aplicou testes de análise harmônica para estudar a função de controle cardíaco no domínio da frequência. Subsequentemente, diversos trabalhos dentro desta linha foram desenvolvidos, utilizando-se testes de superposição e ajustes de funções de transferência, de primeira e de segunda ordem. Desse modo, variações na carga de trabalho do tipo: degrau (Broman & Wigertz, 1971); rampa (Karlsson & Wigertz, 1971), também demonstraram que o sistema regulatório da frequência cardíaca, comportava-se linearmente. Usando testes de superposição, um método decorrente da definição de sistemas lineares, Fujihara et alii (1973a e b) para testes de forma de pulso, degrau e rampa, obtiveram resultados que demonstraram um comportamento linear para o sistema de controle cardíaco, segundo critérios restritos.

Linnarsson (1974), utilizou o modelo de dupla exponencial, que demonstrava um ajuste satisfatório do comportamento da frequência cardíaca, ao exercício dinâmico de forma de degrau. Este modelo apresenta dois valores de constantes de tempo: o menor valor, representando um sistema de resposta rápida, foi associado ao subsistema parassimpático e, o maior valor, foi atribuído ao subsistema simpático. Sato et alii (1976

e 1980), utilizando protocolo semi-aleatório em teste de esforço de duplo degrau, obtiveram, por determinação das funções de autocorrelação e correlação cruzada (estudo no domínio da frequência), a representação de um sistema de terceira ordem, para a resposta da frequência cardíaca durante exercício dinâmico, apresentando resultados, que podem ser considerados discordantes. Outras abordagens do problema de controle cardíaco, pode ser visto em Bakker et alii (1980) que utilizaram testes de esforço para análise no domínio do tempo (pulso) e no domínio da frequência (senóides), demonstrando que a dinâmica da resposta da frequência cardíaca, comportava-se não-linearmente e dependente do tipo de esforço realizado. Miyamoto et alii (1982), utilizando entradas tipo degrau, para análise no domínio do tempo, obtiveram resultados que sugeriam, que a resposta da frequência cardíaca ao exercício parecia depender de mecanismo de controle de irradiação cortical. Greco et alii (1986), utilizaram estímulos do tipo pulso de amplitude moderada, de sequência binária pseudo-aleatório. Estes pesquisadores procederam a análise decorrente do protocolo utilizado, através de análises de covariância cruzada, inferindo que, o aumento abrupto da frequência cardíaca no início do exercício era consistente com um estímulo não humoral.

É importante lembrar que, nos trabalhos acima referidos, sempre esteve presente a hipótese inicial da ocorrência de um comportamento linear do sistema de controle cardíaco. Além disso, conhecimentos obtidos através destes estudos são valiosos para o entendimento deste sistema de

controle. Entretanto, deve-se ter em mente que, levando-se em conta a complexidade dos sistemas biológicos, existem restrições inerentes ao procedimento adotado, de se correlacionar nos modelos matemáticos, os parâmetros que refletem as suas propriedades dinâmicas, com as funções fisiológicas do sistema real, objeto de estudo.

C. OBJETIVOS

Apesar de os trabalhos existentes na literatura já anteriormente citados, terem por objetivo a busca de modelos matemáticos, que estudam as respostas cardio-respiratórias induzidas pelo exercício dinâmico, ainda não foi possível, mesmo em indivíduos normais, chegar-se a um modelo que possa caracterizar adequadamente, as respostas fisiológicas nas mais variadas condições em que o mesmo é executado. Assim sendo, até o momento, os estudos têm apenas procurado demonstrar, que é possível determinar padrões de respostas, que permitem um ajustamento de curvas de maneira semelhante ao que ocorre quando analisamos vários fenômenos físicos.

Entretanto, a modelagem matemática tem sido realizada em condições muito restritas do ponto de vista fisiológico, pois os estudos são conduzidos em um pequeno número de indivíduos e sob condições muito particulares: 1) o exercício é em geral executado somente em alguns níveis de potência, de intensidade baixa ou alta; 2) os estudos têm sido conduzidos em apenas algumas condições fisiológicas, não sendo possível inferir, como os modelos se comportariam em um amplo espectro de condições fisiológicas, que se pressupõem ser de natureza adaptativa. Por outro lado, a multiplicidade de protocolos experimentais utilizados em trabalhos que têm por objetivo, a caracterização de modelos matemáticos, e as diferentes abordagens de análise (no domínio do tempo e/ou da frequência) dificultam ainda mais, a comparação entre os resultados obtidos.

Em decorrência destas circunstâncias, os modelos até aqui propostos, não puderam ser generalizados a uma população de indivíduos sadios, e muito menos, as múltiplas condições fisiológicas em que o exercício é executado.

E dentro deste contexto, que se insere o presente trabalho, cujo objetivo é testar alguns modelos matemáticos de 1ª e 2ª ordem, que procuram:

- 1) Caracterizar a resposta Global da frequência cardíaca ao exercício físico dinâmico.
- 2) Identificar a atuação dos subsistemas simpático e parassimpático no controle da frequência cardíaca, durante exercício físico dinâmico.
- 3) Avaliar a utilidade dos modelos matemáticos propostos na caracterização fisiológica dos mecanismos autonômicos, responsáveis pelo controle da frequência cardíaca em exercício, antes e após um período de treinamento físico aeróbico.

II - MATERIAL E MÉTODOS

A. INDIVÍDUOS ESTUDADOS E EXPERIMENTOS REALIZADOS

O presente trabalho diz respeito à análise da resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico obtida em 12 (doze) indivíduos voluntários, do sexo masculino, com idades entre 24 e 34 anos (média 30 e EP 1,4), e padrão de vida relativamente sedentário, os quais foram submetidos a testes clínicos e laboratoriais, não se evidenciando quaisquer anormalidades cardiocirculatórias. Além do eletrocardiograma (ECG) e exame de tórax terem sido normais, eles também apresentavam reação sorológica, para doença de Chagas, negativa. As características antropométricas do grupo estudado estão representadas nas tabelas I e II.

Estava previsto, que os 12 participantes cumprissem três etapas distintas, a saber:

- 1) Avaliação basal (controle)
- 2) Treinamento físico com duração de 10 semanas
- 3) Reavaliação pós-treinamento.

Do total de 12 indivíduos que realizaram a 1ª etapa do estudo, apenas 6 concluíram-na integralmente (grupo B). Os 6 indivíduos que realizaram somente a etapa inicial serão denominados grupo A.

TABELA 1. Características antropométricas dos indivíduos normais estudados, não submetidos a treinamento físico (Grupo A).

INDIVÍDUO	SEXO	IDADE (anos)	PESO (kg)	ALTURA (cm)	SUPERFÍCIE CORPORAL (m ²)
AVL	M	30	58,0	154	1,56
JEB	M	30	68,0	175	1,82
JFCF	M	31	61,3	179	1,78
JES	M	34	77,0	180	1,96
NHM	M	32	69,5	174	1,84
RCS	M	24	69,0	176	1,84
MÉDIA		30	67	173	1,80
* E.P.		1,4	2,7	3,9	0,05

*E.P.: erro padrão da média

TABELA II - Características antropométricas dos indivíduos normais submetidos a treinamento físico. (Grupo B)

INDIVÍDUO	SEXO	IDADE (anos)	ALTURA (cm)	PESO (kg)		SUPERFÍCIE CORPORAL (m ²)	
				CONTROLE	PÓS-TREINAMENTO	CONTROLE	PÓS-TREINAMENTO
FCM	M	29	177	58,5	58,3	1,74	1,73
CAF	M	30	181	88,2	87,9	2,08	2,08
IAM	M	29	166	73,5	69,0	1,82	1,77
LAPF	M	27	163	56,0	55,8	1,60	1,59
ROD	M	34	166	69,3	69,0	1,78	1,77
WA	M	28	171	58,7	57,5	1,70	1,68
MEDIA		29	171	67,4	66,2	1,79	1,77
E.P.A		0,99	2,9	5,0	4,9	0,07	0,07

AE.P. = erro padrão de média.

B. ABORDAGEM EXPERIMENTAL

A abordagem experimental constou de:

- 1) Período controle, em que participaram os 12 indivíduos voluntários, sedentários, que foram submetidos aos seguintes testes funcionais:
 - a) Exercício físico dinâmico na ausência de bloqueio farmacológico (teste controle);
 - b) Exercício físico dinâmico na vigência de bloqueio farmacológico do subsistema parassimpático. Um intervalo de pelo menos uma semana foi observado entre a execução desses dois testes.

2) Período de treinamento físico dinâmico

O período de treinamento físico objetivou aumentar a capacidade física aeróbica dos seis indivíduos que participaram dessa etapa, e foi executado em bicicleta ergométrica durante 10 semanas, a uma frequência de 5 vezes por semana. Cada sessão diária compreendia 4 períodos de exercício de 7, 6, 6 e 6 minutos cada um, intercalados com intervalos de repouso, que variavam de 2 a 4 minutos. Em cada um desses períodos de exercício, a intensidade da carga de trabalho (potência) imposta ao indivíduo, era ajustada de modo que a frequência cardíaca alvo fosse de 60, 70, 80 e 90%, respectivamente, do maior valor atingido na prova de consumo máximo de oxigênio, realizada no início da investigação. No último dia de treinamento de cada semana, era realizado nos indivíduos estudados, monitorização durante o treinamento físico dinâmico, de modo a se obter a potência alvo a ser reajustada na semana seguinte. Durante este período, os

indivíduos foram orientados a manter uma atividade física diária relativamente restrita, sendo a alguns deles permitido participação eventual (até uma vez por semana) em esporte coletivo, envolvendo exercício do tipo dinâmico.

3) Período pós-treinamento físico

Completado o período de treinamento de 10 semanas, os 6 indivíduos foram reavaliados obedecendo-se ao mesmo protocolo seguido na condição controle. Foi estabelecido um prazo de uma semana, para que os testes fossem realizados, sendo que neste período, os indivíduos continuaram a manter as características do treinamento atingidas por ocasião da 10ª semana.

Antes da realização da primeira sessão experimental, todos os indivíduos foram levados a sala de exames, com a finalidade de se familiarizarem com os equipamentos e procedimentos experimentais, a serem utilizadas ao longo da pesquisa. Cada sessão experimental foi sempre realizada em período pós-prandial, 2 a 3 horas após uma refeição leve. Nenhum dos indivíduos estudados fazia uso de qualquer medicamento que pudesse interferir na resposta aos testes. Além disso, no dia em que participavam das sessões experimentais, eles se mantinham afastados de qualquer atividade física excessiva. Para evitar a suposta interferência de variações circadianas da frequência cardíaca, as provas foram realizadas sempre no mesmo período do dia (Cohen e Muehl, 1977).

Toda a investigação foi realizada com o indivíduo respirando espontaneamente ar atmosférico, à uma temperatura ambiental mantida entre 23 e 25°C. Do ponto de vista

técnico, as provas foram efetuadas em condições não-invasivas, registrando-se apenas, as variações da frequência cardíaca e dos movimentos respiratórios.

O protocolo experimental utilizado para a execução dos testes é descrito como se segue:

a) Teste de exercício físico dinâmico na ausência de bloqueio farmacológico (teste controle)

Esta prova foi realizada com o indivíduo sentado na bicicleta ergométrica, tendo-se cuidado para que o mesmo não executasse durante a realização do teste, esforço isométrico com os membros superiores. Nos testes funcionais, sempre se trabalhou com potências aplicadas em degrau descontínuo (figura 1), cujas intensidades correspondessem a 25, 50, 75, 100 e 150 "watts" (W), e que tivessem uma duração de 4 minutos. Um período de repouso suficiente para o retorno da frequência cardíaca aos seus valores de controle era interposto entre os diferentes valores de potências aplicadas. Também se tomou cuidado para que a velocidade com a qual os indivíduos pedalavam, fosse sempre mantida em torno de 60 rotações por minuto. O eletrocardiograma e a frequência cardíaca instantânea foram registrados continuamente, desde 30 segundos antes do início da prova até 1 minuto após a sua interrupção, e ainda, no terceiro e quinto minutos da fase de recuperação.

b) Teste de exercício físico dinâmico com bloqueio farmacológico do parassimpático

Os indivíduos foram submetidos a um protocolo de esforço semelhante ao acima referido, na vigência de bloqueio

farmacológico do sistema nervoso parassimpático, obtido mediante a administração endovenosa periférica de sulfato de atropina, na dose de 0,04 mg/kg de peso corporal, injetado em 90 segundos, na posição supina, em repouso. A frequência cardíaca era monitorizada continuamente e os seus valores, bem como os de pressão arterial sistêmica, obtidos por esfigmomanômetro aneróide, foram medidos antes e no 5º minuto subsequente ao término da infusão da droga.

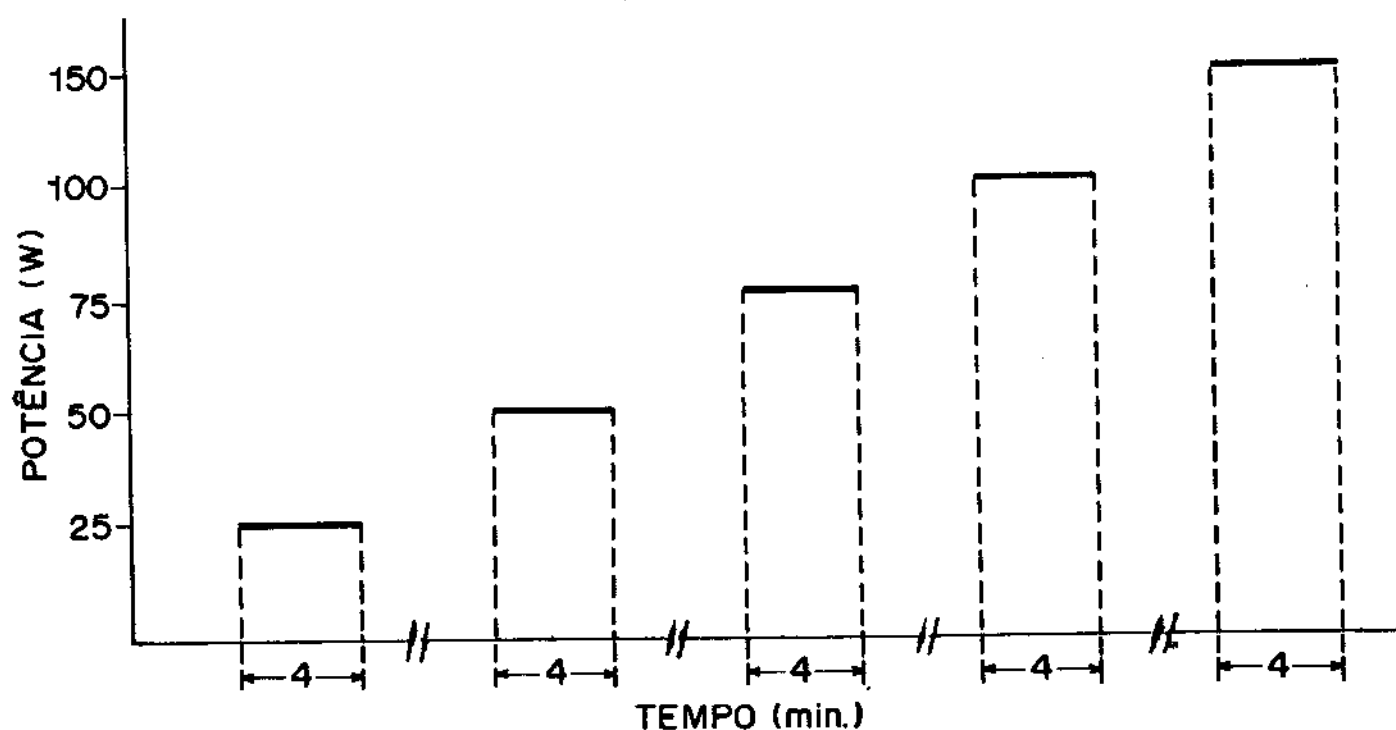


FIGURA 1 - Representação esquemática do teste de esforço, em degrau descontínuo, nas potências de 25, 50, 75, 100 e 150 W, com duração de 4 minutos, e com os períodos de repouso intercalados.

C) EQUIPAMENTOS

O eletrocardiograma, a frequência cardíaca instantânea e os movimentos respiratórios, foram registrados em unidade de registro de inscrição direta, de 4 canais (7754 A Hewlett Packard).

O eletrocardiograma foi obtido através de amplificador bio-elétrico (modelo 8811 A - Hewlett Packard), sendo utilizada sempre uma derivação bipolar torácica, com o polo negativo localizado no manúbrio esternal e o positivo na região do 5º espaço intercostal esquerdo, correspondente ao "ictus cordis" (CM5). Um cardiotaquímetro (modelo 8812 A Hewlett Packard), ativado pelo sinal eletrocardiográfico da derivação bipolar, permitia a medida da frequência cardíaca instantânea.

O exercício dinâmico foi executado em bicicleta ergométrica (Godart, N.V.) tipo Lanooy (Lanooy e Nonjer, 1956) na qual foram aplicados diretamente, as potências de esforço por variação da resistência às pedaladas, através de um potenciômetro que exerce breque magnético em um disco de cobre. Os níveis de esforço impostos eram verificados em um medidor de potência com escalas entre 0 a 200 e 0 a 400 W. A velocidade foi sempre mantida em torno de 60 rotações por minuto, mediante controle visual do indivíduo, através de um marcador de velocidade acoplado à bicicleta. Embora nesse tipo de bicicleta o trabalho realizado não dependa da velocidade, tem-se observado (Banister e Jackson, 1967; Ekelund, 1969), que a magnitude das respostas circulatórias depende parcialmente da velocidade em que o exercício é realizado, mesmo em condições de trabalho constante.

D) ANÁLISE DOS DADOS

1) Cálculo da Frequência Cardíaca

A partir dos traçados eletrocardiográficos obtidos no registrador de 4 canais (7754 A Hewlett Packard), foram calculados, para cada um dos indivíduos estudados, os valores numéricos da frequência cardíaca por minuto (bat/min) a partir do número de batimentos contidos em intervalos de 5 em 5 e de 10 em 10 segundos. Esses dados foram introduzidos no computador (modelo M-1000 Hewlett Packard) através de um programa editor e armazenados em arquivos individuais em disco magnético. Esse procedimento foi adotado para todos os 12 indivíduos, que participaram deste projeto de pesquisa e em todas as potências estudadas. A frequência cardíaca foi calculada desde 30 segundos antes do início do exercício físico até o 49 minuto do mesmo.

Também foram realizadas cópias xerográficas dos registros eletrocardiográficos de cada indivíduo, em todas as potências estudadas, desde os primeiros 30 segundos de repouso até o final do 49 minuto do esforço físico. Após a devida identificação, estas cópias eram emendadas sequencialmente e recortadas em fitas de 24 mm de largura, para que pudessem ser colocadas no projetor de 35 mm de um analisador digital (Vanguard Motion Analyser M-350) acoplado a um cursor sônico (Graf/pen - Science Accessories Corporation), para a coleta dos dados da frequência cardíaca de batimento-a-batimento (intervalos R-R).

Utilizando-se um programa em linguagem FORTRAN (DGTFC - desenvolvido por Luciano Dall Belo - 1983 especialmente para esta pesquisa), procedeu-se o cálculo do intervalo R-R através da

amostragem das ondas R na mesa do analisador digital. Na inicialização do referido programa, a distância equivalente a 1 segundo, era indicada para fornecer a calibração e fatores de conversão de referência, passando-se a partir deste ponto a não depender da velocidade do papel, e nem do fator de ampliação da mesa do analisador digital. Numa segunda fase, as ondas R eram pontuadas com a caneta sônica de modo que os espaços correspondentes aos intervalos R-R fossem convertidos em valores numéricos, e armazenados em disco magnético (HP 9600 B).

Como a medida do intervalo R-R reflete uma medida de distância entre dois pontos (AX), e considerando o erro introduzido pela conversão analógica digital como constante, a relação ruído/sinal desta medida, aumenta hiperbolicamente com a diminuição do intervalo R-R. Com a finalidade de reduzir este ruído, foi desenvolvido um filtro digital de variância variável, linear, recursivo de 1ª ordem e com parâmetros variáveis visando a uniformização da "variabilidade" da frequência cardíaca (Martins, 1986). Detalhes e resultados referentes às características deste filtro encontram-se disponíveis no Apêndice A.

E) MODELOS MATEMÁTICOS

1) Modelos matemáticos adotados no estudo da resposta da frequência cardíaca durante o exercício físico dinâmico

Foram desenvolvidos modelos matemáticos baseados nas várias hipóteses de atuação dos fenômenos fisiológicos, envolvidos no controle da frequência cardíaca (FC), durante o exercício dinâmico. A metodologia para se adotar modelos matemáticos segue, aproximadamente, a abordagem sugerida por Zaden e Desoer (1963) e está descrita no Apêndice B.

Os modelos matemáticos utilizados são apresentados a seguir, acompanhados da definição de seus parâmetros e das respectivas hipóteses fisiológicas, que suportaram a concepção de cada modelo.

Modelo 1A - Considerando-se a hipótese de que os subsistemas simpático e parassimpático atuam de forma indistinguível, adotou-se um modelo de primeira ordem (mono-exponencial) para representar a resposta da frequência cardíaca durante exercício dinâmico, na ausência de drogas, em teste de esforço tipo degrau, que tem sua equação na forma:

$$FC(t) = FCRP - AFC \times \exp^{(-t/CT)} ;$$

onde a $FC(t)$ representa a resposta de frequência cardíaca no tempo (t). A figura 2 representa a definição dos parâmetros $FCRP$, AFC e CT a serem determinados pelos ajustes dos modelos.

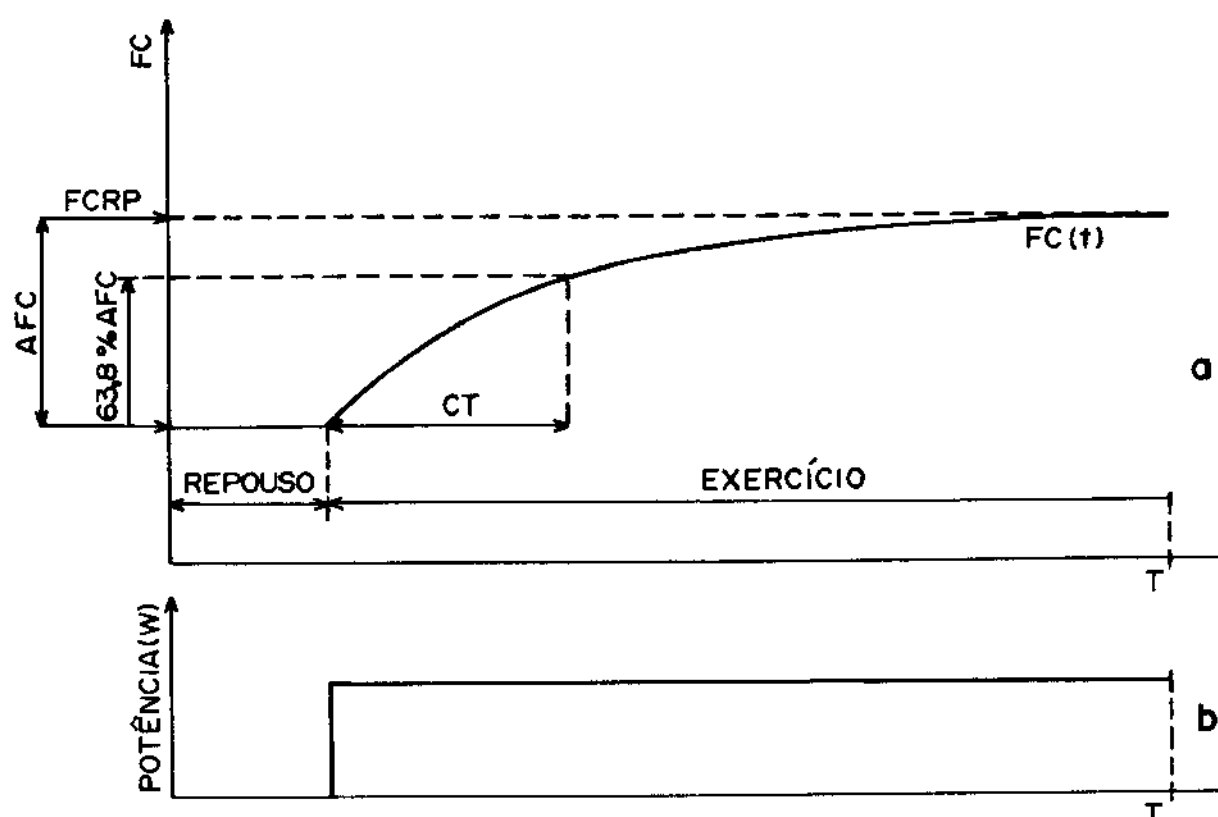


FIGURA 2 - a) resposta da frequência cardíaca (FC) considerada como um sistema de 1ª ordem a um estímulo-exercício (potência).

b) estímulo-exercício (em watts) do tipo degrau.

Na figura (a), FC representa a frequência cardíaca em batimentos por minuto; $FCRP$ representa a frequência cardíaca em regime permanente, definida pelo valor que a frequência cardíaca assumiria se o teste ergométrico prosseguisse indefinidamente (assintoticamente); AFC representa a amplitude da frequência cardíaca, definida pela diferença entre a frequência cardíaca de regime permanente e a frequência cardíaca de repouso; CT representa a constante de tempo, que é definida como o tempo necessário para que a frequência cardíaca se eleve a um valor de 63,8% da AFC . (CT representa a velocidade com a qual o sistema reage a um determinado estímulo); e T representa o tempo total do experimento.

Modelo 1B - Foi adotado o mesmo modelo acima descrito (modelo 1A) para resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico, porém, na vigência de bloqueio farmacológico do subsistema parassimpático com sulfato de atropina; nestas

condições, o ajustamento da curva exponencial identificaria o subsistema de elevação da frequência cardíaca, simpático dependente.

Modelo 2 - Considerando-se a hipótese de que na ausência de drogas, os subsistemas simpático e parassimpático atuam durante o exercício de forma paralela, como descrito por Levy (1977), cada um dos subsistemas seria representado por um modelo de primeira ordem. Sua representação global correspondente a soma de 2 exponenciais pode ser descrita pela equação:

$$FC(t) = FCRP - A_1FC \times \exp^{-(t/CT_1)} - A_2FC \times \exp^{-(t/CT_2)}$$

onde $FC(t)$ representa a resposta da frequência cardíaca no tempo (t) ; $FCRP$ representa a frequência cardíaca em regime permanente; A_1FC representa a amplitude da frequência cardíaca relacionada ao sistema de resposta rápida, associada à contribuição do parassimpático na elevação da frequência cardíaca, frente ao exercício dinâmico; CT_1 representa a constante de tempo associada a A_1FC ; A_2FC representa a amplitude da frequência cardíaca relacionada ao sistema de resposta lenta associada à contribuição simpática, na elevação da frequência cardíaca frente ao exercício dinâmico e CT_2 representa a constante de tempo associada a A_2FC . Consideramos CT_1 como sendo sempre menor que CT_2 .

Modelo 3 - Baseado na hipótese de que os mecanismos de controle da frequência cardíaca (citados na Introdução), os subsistemas simpático e parassimpático, atuam de forma paralela, e assumindo o princípio de somabilidade (i. e, a resposta global da frequência cardíaca ao exercício dinâmico é a soma da resposta

devido ao estímulo simpático mais a resposta do estímulo parassimpático) foi desenvolvido este modelo de 1ª ordem com o objetivo de avaliar, a contribuição do subsistema parassimpático na resposta da frequência cardíaca, durante o exercício dinâmico.

O processo para a obtenção dos dados de frequência cardíaca referentes a atuação do subsistema parassimpático está representado na figura 3.

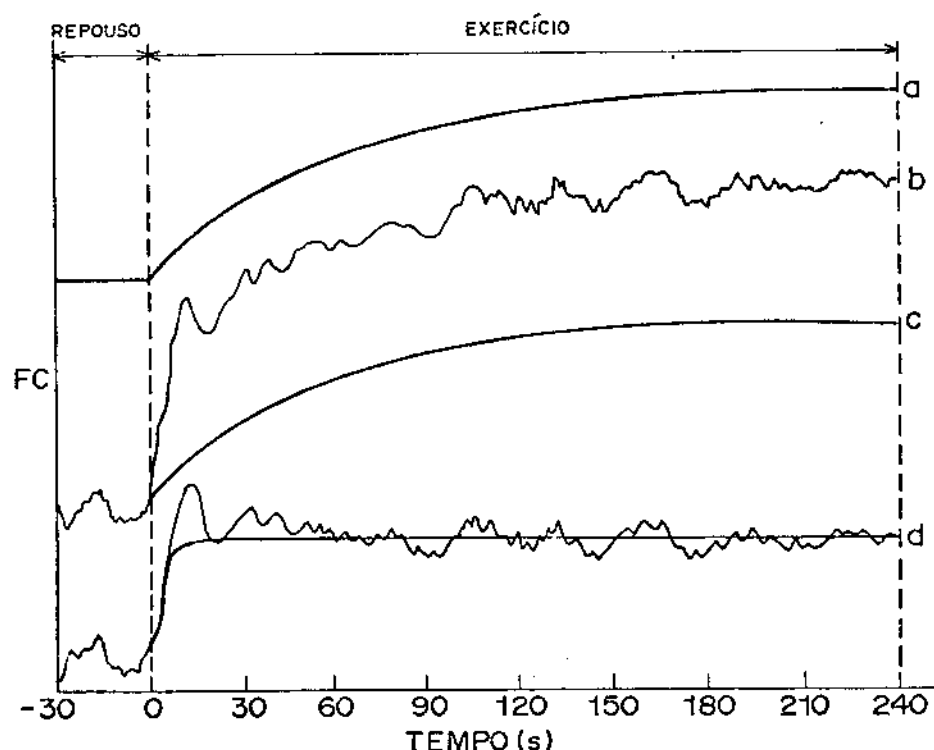


FIGURA 3 - Representação esquemática do processo para obtenção dos dados relativos à atuação parassimpática (modelo 3) na elevação da FC ao exercício dinâmico.

- a) ajuste da resposta da FC obtida em vigência de atropinização considerada como a atuação do subsistema simpático;
- b) dados da resposta da FC ao exercício dinâmico na condição controle;
- c) deslocamento da curva (a) para se obter a FC de repouso idêntica à da curva (b).
- d) diferença entre as curvas (b) e (c) representando a atuação do subsistema parassimpático na elevação da FC durante o exercício dinâmico. Um modelo de 1ª ordem foi ajustado a este conjunto de dados. Para definição dos parâmetros ver figura 2.

Modelo 4 - É descrito na literatura (Linnarsson, 1974; Freyschuss, 1970b; Craig et alii, 1965; Fagraeus e Linnarsson, 1976; Maciel, 1979 e 1983) que a inibição vagal completa-se até o primeiro minuto do exercício dinâmico e, a retomada da atividade vagal ocorre de maneira inversamente proporcional à potência do exercício aplicado (Maciel, 1983). Por outro lado, a resposta da frequência cardíaca ao exercício físico na fase tardia (a partir de 60s), ocorre de forma lenta e com curso quase linear (Linnarsson, 1974) até o final do exercício dinâmico. Baseado nestes dados, foi desenvolvido este modelo da atuação do subsistema parassimpático em potências elevadas de exercício, utilizando-se os seguintes procedimentos:

- a) Ajusta-se uma reta aos dados de frequência cardíaca, na condição de atropinização, compreendidos entre o 1º e 4º minuto de exercício. O coeficiente angular (α) da reta ajustada representa o aumento linear, tardio, da frequência cardíaca simpático dependente.
- b) A partir de 30 s de exercício, efetua-se uma rotação α , obtida acima, aos dados de frequência cardíaca na condição controle.
- c) A este conjunto de dados, representando a participação parassimpática na elevação da frequência cardíaca ao esforço físico dinâmico, ajusta-se um modelo de 1ª ordem (idêntico ao modelo 1A).

O processo para obtenção dos dados para o modelo 4 está esquematizado na figura 4.

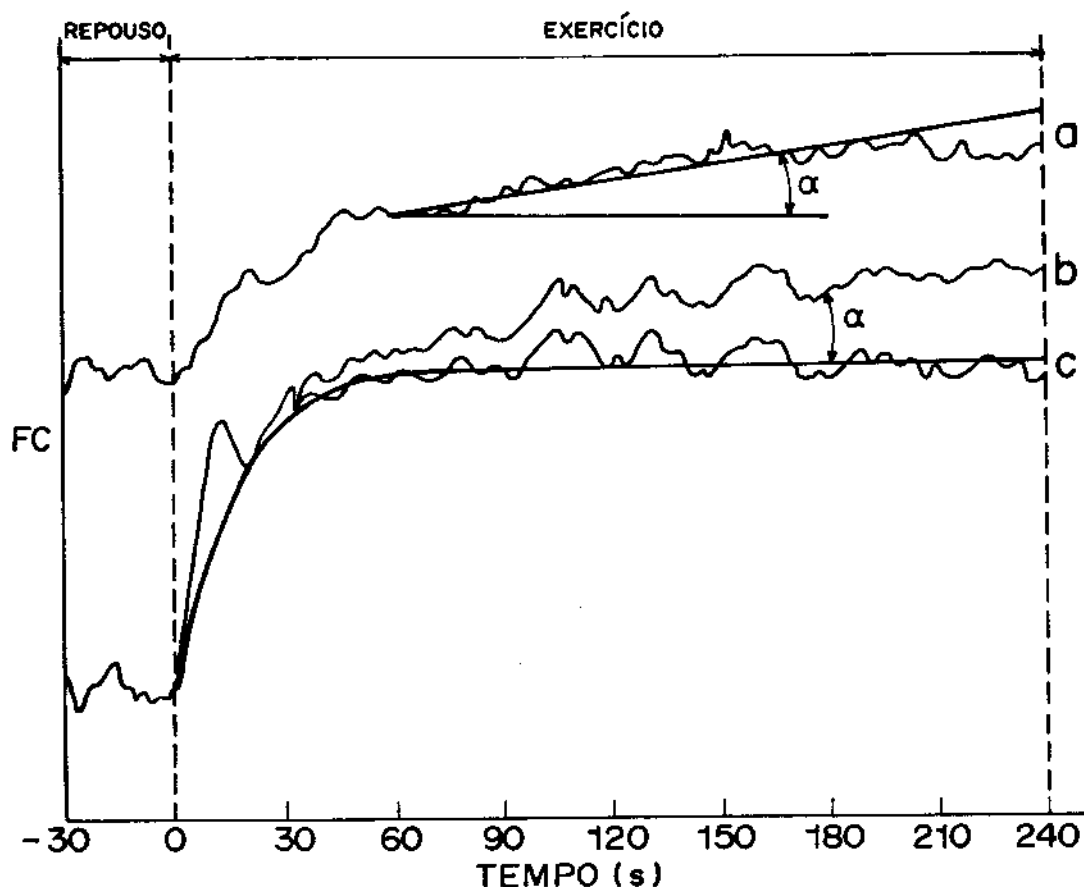


FIGURA 4 - Representação esquemática do processo para obtenção dos dados relativos à atuação parassimpática (modelo 1) na elevação da FC ao exercício dinâmico em potências elevadas (100 e 150w);

- a) representa os dados da elevação da FC ao exercício dinâmico na condição de atropinização, aos quais se ajustou uma reta, também representada, entre o 1º e 4º minuto, obtendo o coeficiente angular α ;
- b) dados da resposta da FC ao exercício dinâmico relativo a condição controle;
- c) dados da resposta da FC obtidos pela rotação α da curva b, entre 30 s ao 4º minuto, aos quais foi ajustado um modelo de 1ª ordem.

F) MÉTODOS ESTATÍSTICOS

1) Métodos Estatísticos utilizados na Análise dos Modelos Matemáticos adotados.

O critério de mínimos quadrados foi utilizado nos ajustes dos conjuntos modelos/dados. Para se obter a estimativa dos parâmetros, utilizou-se o método de Newton-Gauss. Após o ajuste, uma série de testes estatísticos foram efetuados no sentido de avaliar a adequação dos modelos adotados e, para a validação dos parâmetros obtidos, ferramentas, estas, essenciais na interpretação dos modelos matemáticos aplicados.

Os estudos de adequação dos modelos adotados baseiam-se em:

- a) ocorrência de convergência do algoritmo de Newton-Gauss na obtenção dos parâmetros;
- b) utilização da soma de quadrados dos resíduos médios na comparação entre modelos;
- c) avaliação visual dos resíduos;
- d) medidas intrínsecas e de efeito de parâmetro de não linearidades dos conjuntos modelos/dados.

Os estudos de validação dos parâmetros obtidos nos ajustes baseiam-se em:

- a) teste de significância estatística;
- b) medida de vício de Box;
- c) estudos das propriedades das distribuições dos parâmetros, por meio de simulação em computador.

As definições, procedimentos e resultados dos testes estatísticos utilizados estão descritos no Apêndice C.

III - RESULTADOS

A. RESPOSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA AO EXERCÍCIO DINÂMICO

As figuras 5, 6 e 7 exemplificam o comportamento da resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico nas potências de 25, 50, 100 e 150 Watts (W) obtidas pelo cálculo da frequência cardíaca como: 1) média de 10 em 10 s (M10); 2) média de 5 em 5 s (M5) e 3) batimento-a-batimento (BB) por processamento digital de um indivíduo (LAPF) estudado na condição controle (sem atropinização) antes do programa de treinamento físico.

Podemos observar em termos de valores médios, que o padrão de resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico é semelhante nas três formas de obtenção dos dados. Assim, nos primeiros 15 a 25 segundos de atividade, a frequência cardíaca eleva-se rapidamente, posteriormente observa-se um decréscimo transitório e discreto dessa variável, a partir desta fase passa a crescer de forma mais lenta e, dependendo da potência do esforço, pode chegar até à estabilização de seus valores, ou ainda, apresentar algum decréscimo após certo tempo de trabalho muscular.

Quando analisamos as respostas em termos de variabilidade dos valores obtidos em M10, M5 e BB, torna-se evidente que, a representação de BB por incorporar os componentes de variação rápida da frequência cardíaca, permite uma melhor caracterização da resposta fisiológica, razão pela qual, utilizamos apenas, os valores dos parâmetros obtidos dessa forma para a análise dos modelos matemáticos.

É importante observar, adicionalmente, que nos ajustes dos modelos estudados, a porcentagem de convergência e significância, foi superior para os dados de BB em relação aos dados de M5. Para os dados de BB, foi em torno de 100% nos modelos 1A, 1B e 4 e para os modelos 2 e 3 foi em torno de 50% (ver figura C1, no apêndice C para maiores detalhes).

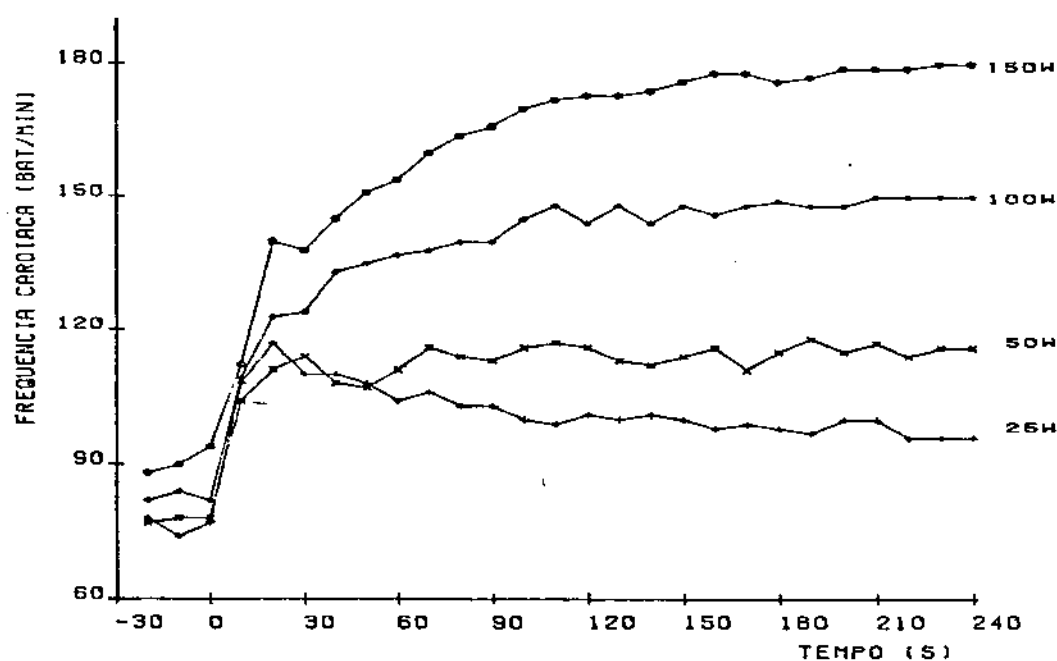


FIGURA 5 - Resposta da FC ao exercício dinâmico nas potências de 25, 50, 100 e 150W na condição controle obtidas como valor médio de intervalos de 10 segundos, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

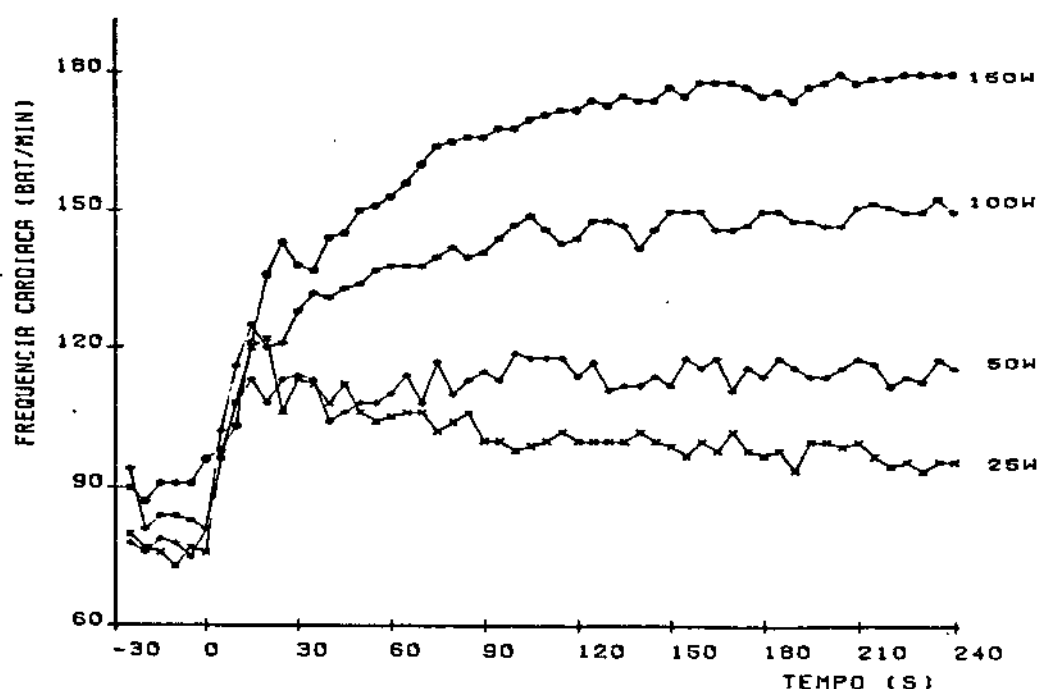


FIGURA 6 - Resposta da FC ao exercício dinâmico nas potências de 25, 50, 100 e 150 W na condição controle obtidas como valor médio de intervalos de 5 segundos, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

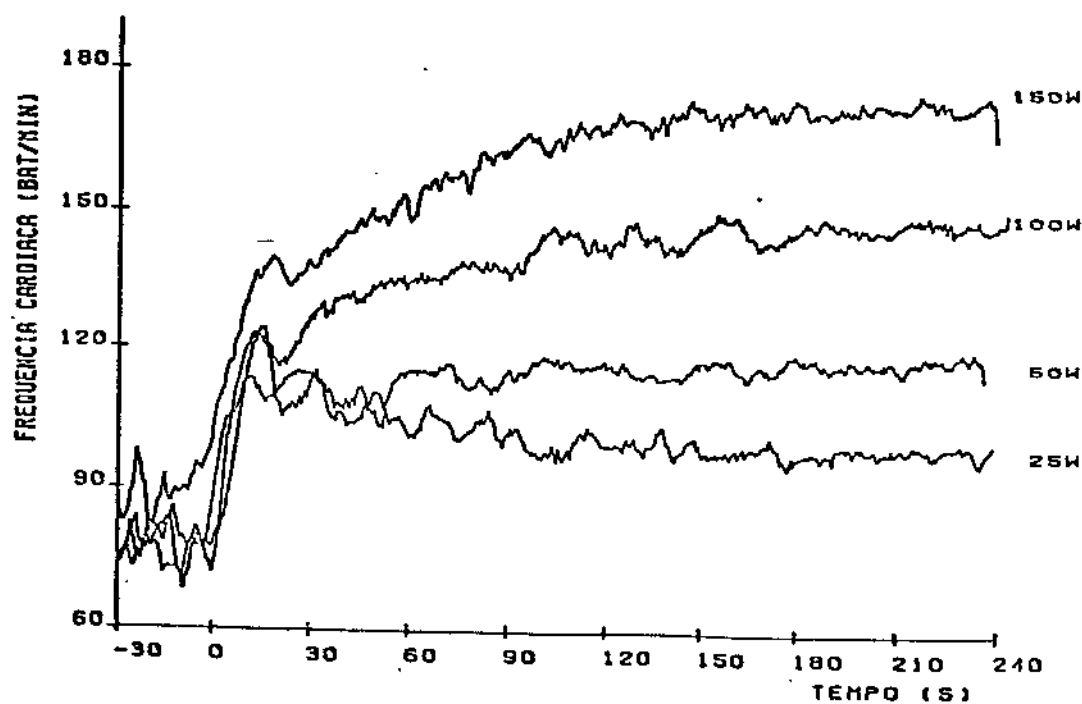


FIGURA 7 - Resposta da FC ao exercício dinâmico nas potências de 25, 50, 100 e 150 W na condição controle obtidas de BB, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

B. AJUSTE DOS MODELOS MATEMÁTICOS ESTUDADOS

No apêndice D estão tabelados os resultados mais relevantes obtidos dos ajustes dos modelos matemáticos adotados.

Pela observação das figuras 8 e 10 a 12, que mostram as curvas de ajuste dos modelos 1A, 2, 3 e 4 (obtidos pelo método de mínimos quadrados) aos dados de um mesmo indivíduo estudado antes do treinamento físico, notamos que nos 30 segundos iniciais de atividade, ocorre a maior variação da frequência cardíaca com um número maior de pontos se afastando da curva ajustada. A partir dos 30 segundos do início do exercício, os valores dos resíduos distribuem-se mais uniformemente em torno do valor nulo (ver figuras C10, C12 à C14, no apêndice C, para maiores detalhes). O modelo 1B difere deste comportamento geral, uma vez que, os valores dos resíduos oscilam em torno do valor nulo durante todo o período de atividade física, indicando que o seu ajuste apresentou em relação aos demais, um melhor desempenho.

Adicionalmente, é possível constatar pela comparação entre a curva ajustada e a resposta real da frequência cardíaca, na figura 10, que o modelo 2 apresentou melhor desempenho que os modelos 1A, 3 e 4 (ver figuras C4, C7 e C8, no apêndice C, para maiores detalhes). Por outro lado, o modelo 1B (figura 9) mostrou um melhor desempenho do que o modelo 1A (figura 8). A comparação entre os modelos 1A, 3 e 4 (figuras 8, 11 e 12) não permite constatar-se superioridade de um, em relação a outro.

Uma análise quantitativa dos parâmetros de adequação dos modelos matemáticos estudados permite várias considerações.

Assim, dentre os resultados apresentados no apêndice C, podemos observar, pela comparação das médias da soma de quadrados dos resíduos, entre modelos (ver figuras C4 a C9), que o modelo 2 apresentou melhor desempenho que o modelo 1A. Por outro lado, os resultados do modelo 2 indicam superioridade de desempenho deste em relação aos modelos 3 e 4. No entanto, entre os modelos 1A e 4 e modelos 3 e 4, não se observa superioridade de um modelo em relação ao outro, o que significa que estes modelos apresentaram desempenho semelhante.

Não obstante a análise da soma dos quadrados dos resíduos ter mostrado que o modelo 2 é superior aos demais modelos, as suas medidas de não linearidade assumiram valores acima do limite crítico estabelecido em todos os casos em que este modelo convergiu, o que em si revela uma inadequação de ajuste (Ver tabela C3, apêndice C, para maiores detalhes).

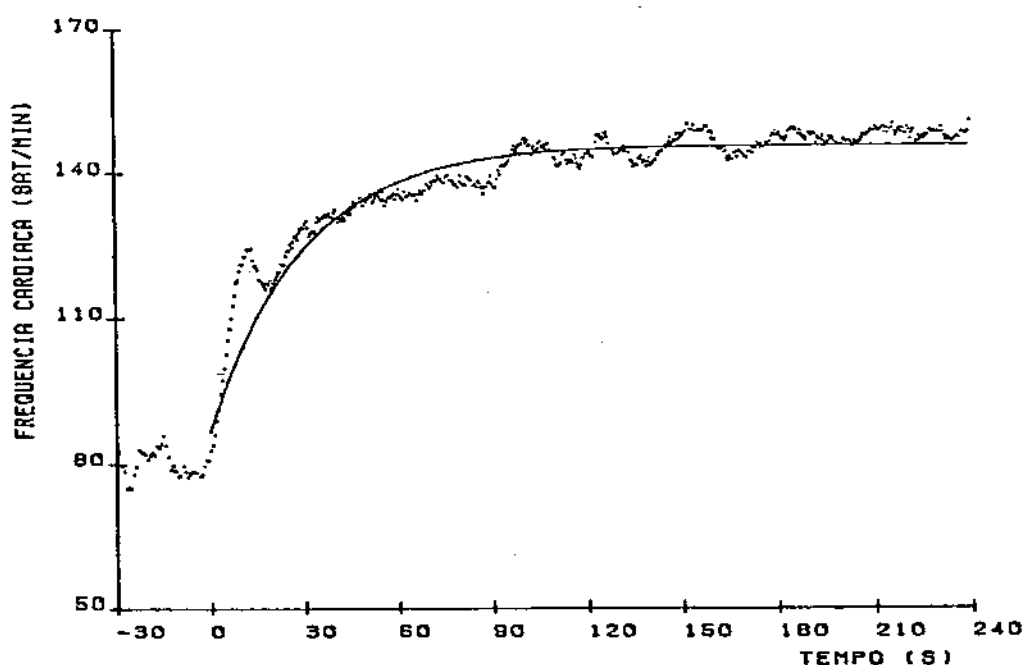


FIGURA 8 - Ajuste do modelo 1A para os dados de BB da resposta da FC durante exercício dinâmico na potência de 100 W na condição controle em um dos indivíduos estudados (LAPF).

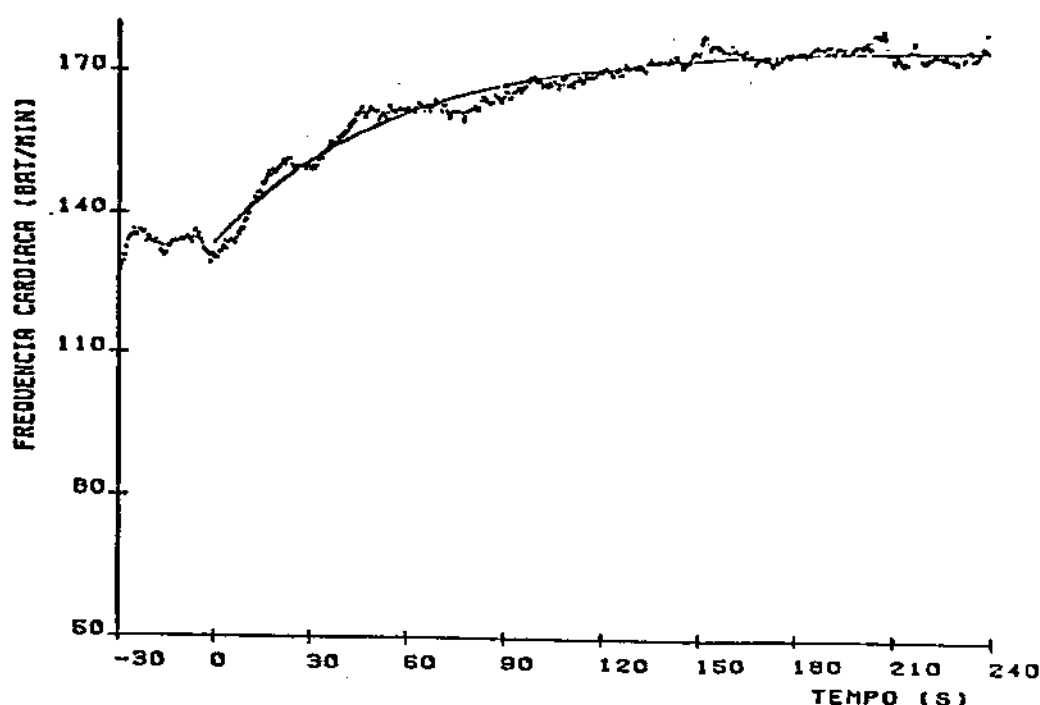


FIGURA 9 - Ajuste do modelo 1B para os dados de BB da resposta da FC durante exercício dinâmico na potência de 100 W na condição de atropinização, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

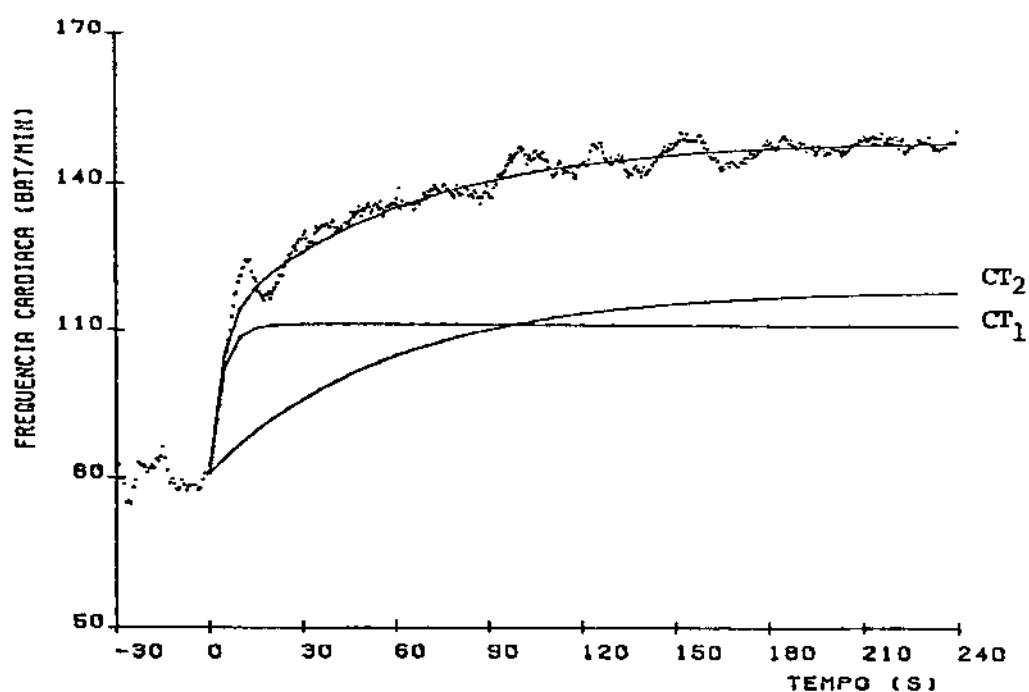


FIGURA 10 - Ajuste do modelo 2 (curva superior) para os dados de BB da resposta da FC durante exercício dinâmico, na potência de 100 W na condição controle em um dos indivíduos estudados (LAPF). Simulação de 2 modelos de 1ª ordem para os valores de CT_1 e CT_2 encontrados.

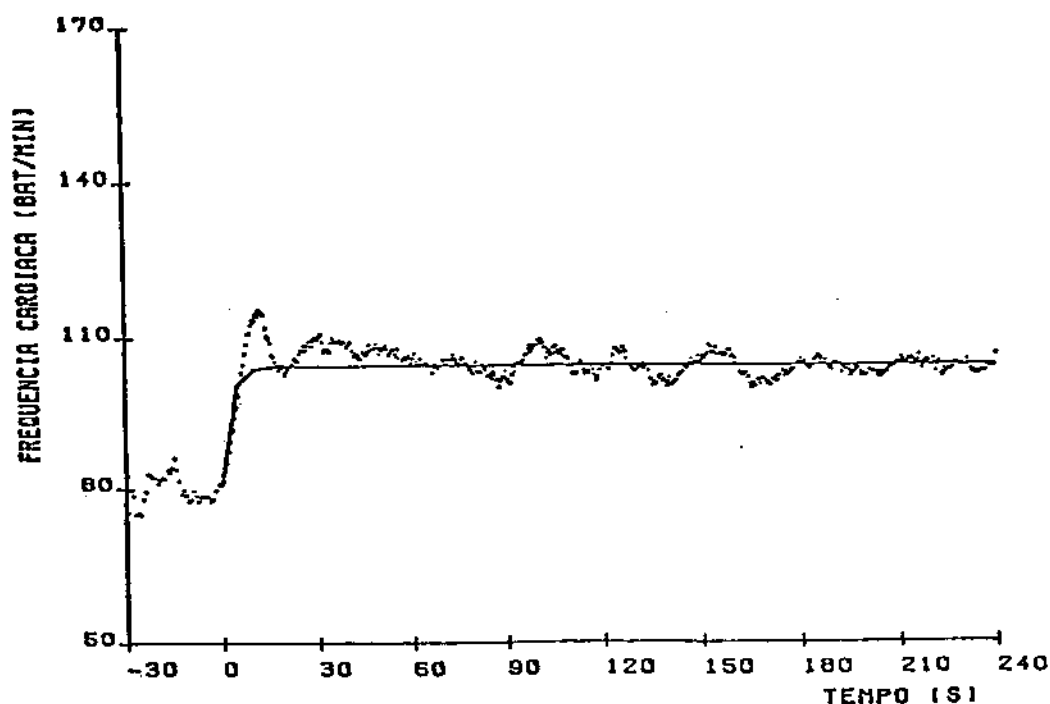


FIGURA 11 - Ajuste do modelo 3, para os dados de BB da resposta da FC durante o exercício dinâmico na potência de 100 W na condição controle em um dos indivíduos estudados (LAPF). (Ver texto sobre descrição do ajuste).

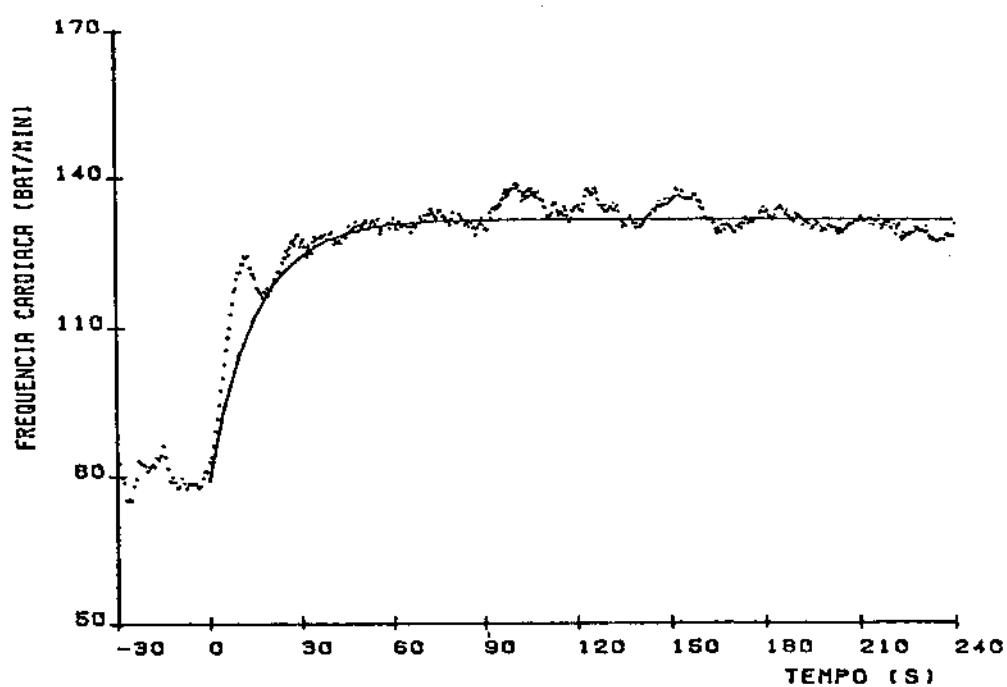


FIGURA 12 - Ajuste do modelo 4 para os dados de BB da resposta da FC durante o exercício dinâmico na potência de 100 W, na condição controle em um dos indivíduos estudados (LAPF). (Ver texto sobre descrição do ajuste).

C. ANÁLISE DAS CONSTANTES DE TEMPO OBTIDAS PELOS AJUSTES DOS MODELOS MATEMÁTICOS

Dentre os parâmetros analisados nos vários modelos, especial ênfase foi atribuída às constantes de tempo (CTs), uma vez que as mesmas refletem a velocidade de resposta do sistema em estudo, permitindo inferências à respeito do grau de contribuição do simpático e parassimpático no controle da frequência cardíaca em exercício.

A figura 13 compara a CT longa (CT2) de uma das exponenciais do modelo 2 (na ausência de drogas), que se admite como sendo, possivelmente devida à estimulação simpática, com a CT do modelo 1B, correspondente à condição em que sob bloqueio parassimpático, o ajuste do referido modelo corresponde à estimulação isolada do simpático, responsável pela elevação da frequência cardíaca em exercício. Observa-se que a maior parte dos dados se encontra acima da bissetriz, indicando que os valores obtidos no ajuste do modelo 2, foram mais elevados que aqueles obtidos com o modelo 1B. Ainda nesta mesma figura, ao proceder-se à avaliação comparativa entre as constantes de tempo dos modelos, com os dados da figura 14 que procuram representar a contribuição do subsistema parassimpático na taquicardia evocada pelo exercício, observa-se que os valores das CT₁s (rápida) do modelo 2 e as CTs do modelo 3 (figura 14) estão restritos a valores máximos de 15 segundos e que, os mesmos mostram-se distribuídos simetricamente à bissetriz. Os valores das CTs do modelo 3 e os valores das CTs do modelo 4, figura 15,

-se acima da bissetriz, indicando que os valores obtidos no ajuste do modelo 3 foram menores.

Na figura 16 estão representados os valores reais de frequência cardíaca, correspondentes a um período de exercício na condição controle, na potência de 150 W, (indivíduo LAPF), com a respectiva curva de ajuste do modelo 2, bem como as duas curvas exponenciais correspondentes às CTs rápida e lenta. Superposto, também está representada a resposta ao teste com atropina (para o mesmo indivíduo, na mesma potência), deslocada na escala de forma que, as duas apresentem a mesma frequência cardíaca de repouso, bem como os valores hipotéticos de frequência cardíaca, que correspondem à contribuição parassimpática (obtidos a partir dos valores diferenciais entre a condição controle e a condição em vigência de bloqueio vagal com atropina). Merece destaque o fato que durante toda a duração do esforço físico as curvas correspondentes às exponenciais com CTs longa (CT2) e curta (CT1) do modelo 2 serem nitidamente diferentes das respostas da frequência cardíaca devida respectivamente à contribuição isolada dos componentes simpático e parassimpático, obtidas experimentalmente mediante bloqueio autonômico.

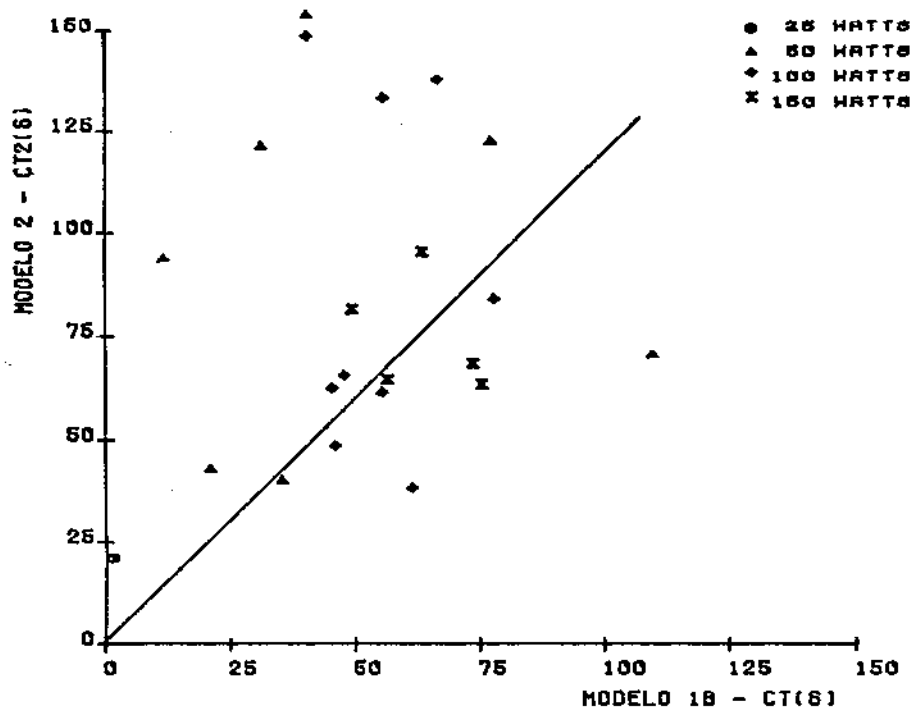


FIGURA 13 - Comparação entre CT2 obtida do ajuste do modelo 2 e a CT obtida do ajuste do modelo 1B, para os dados BB dos grupos A e B.

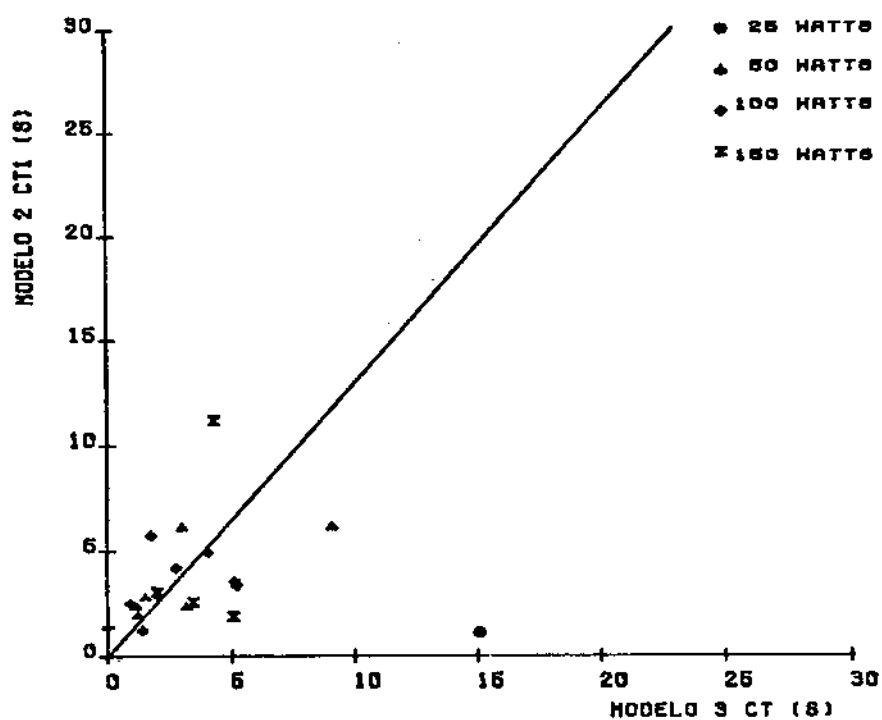


FIGURA 14 - Comparação entre CT1 (s) do modelo 2 e a CT(s) do modelo 3, para os dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, dos grupos A e B.

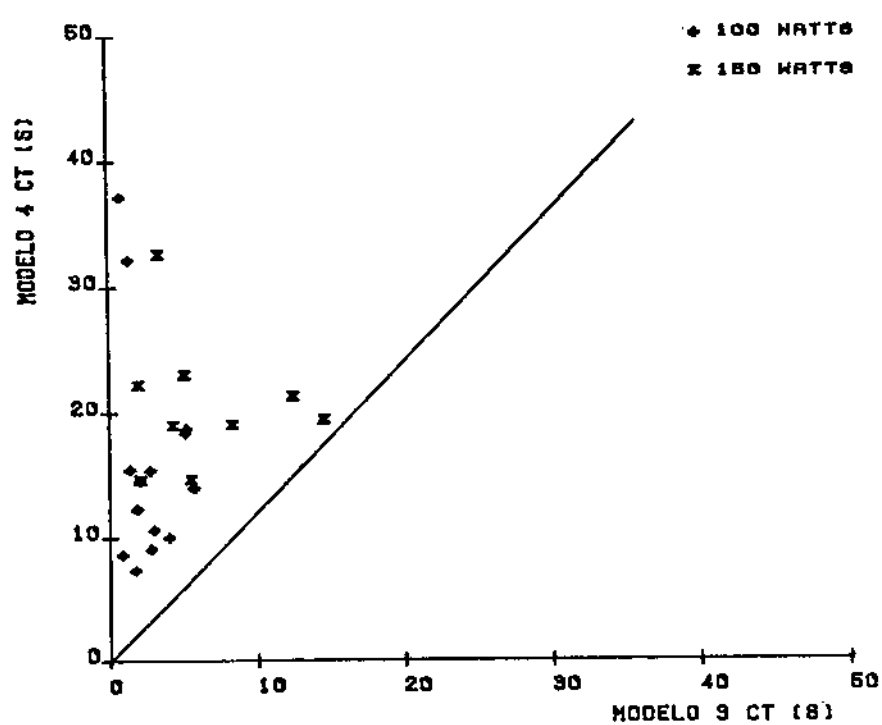


FIGURA 15 - Comparação entre CT(s) do modelo 3 e da CT(s) do modelo 4 para os dados de BB nas potências de 100 e 150 W dos grupos A e B.

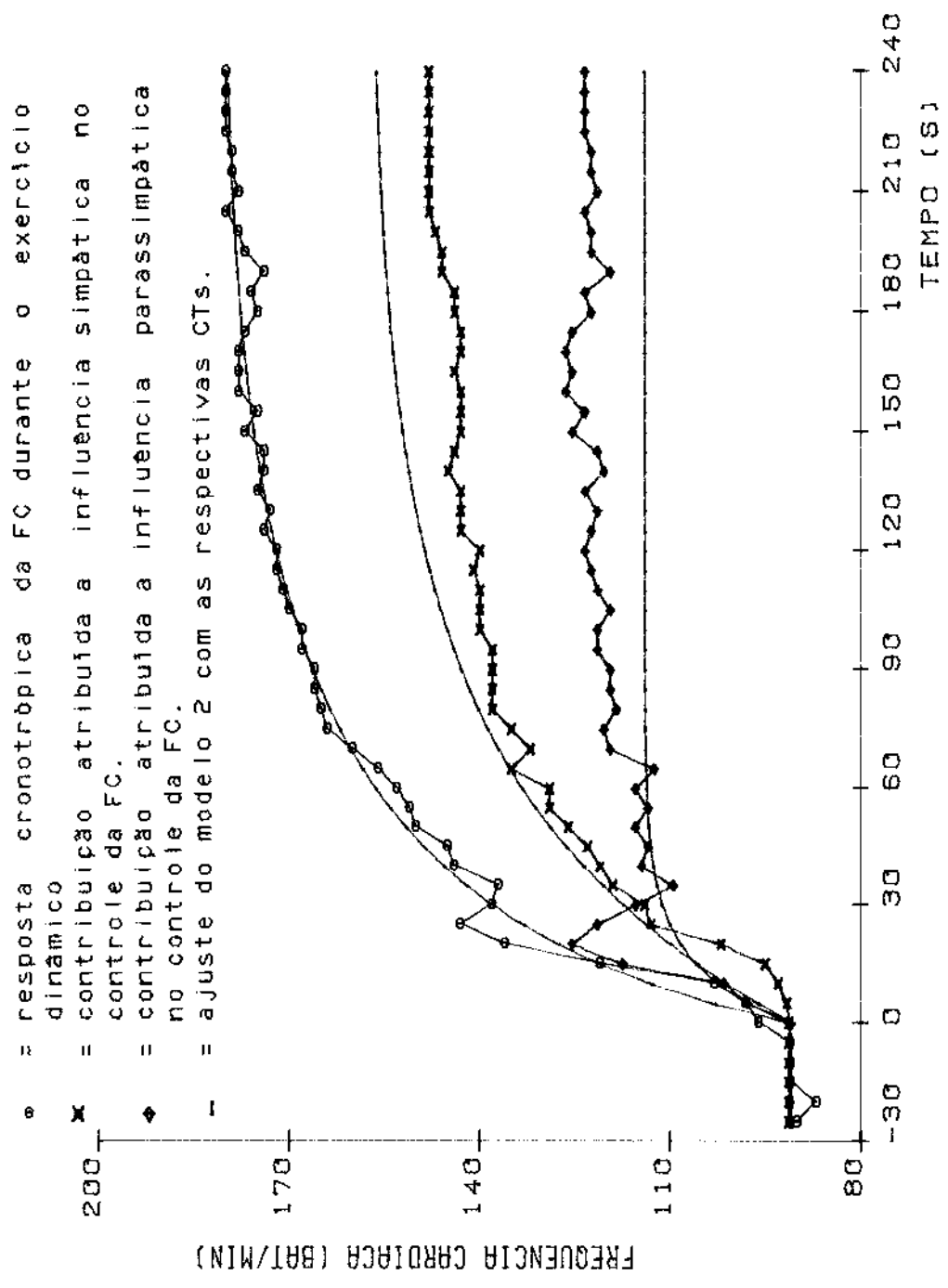


FIGURA 16 - Decomposição da resposta da FC ao exercício dinâmico segundo interpretação fisiológica de sub-sistemas simpático e parassimpático, e ajuste do modelo 2, na potência de 150 W, dados de M5 de um dos indivíduos estudados (LAPF). (ver legenda para interpretação).

D. ANÁLISE DOS PARÂMETROS OBTIDOS PELOS AJUSTES DOS MODELOS MATEMÁTICOS ANTES E APÓS O TREINAMENTO FÍSICO

No que diz respeito as porcentagens de convergência e de significância das constantes de tempo, destaca-se que o treinamento físico não as modificou significativamente, mesmo quando os seus valores foram os mais baixos, como nos casos dos ajustes dos modelos 2 e 3 em baixas potências de esforço (ver figuras C2 e C3, no apêndice C).

As figuras 17 a 32 contêm os valores dos parâmetros obtidos pelos ajustes dos modelos matemáticos estudados com os dados de BB, representativos da resposta de frequência cardíaca ao exercício dinâmico, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, antes e após o treinamento físico em seis indivíduos estudados. Estes dados são apresentados, de modo a permitir uma análise comparativa dos parâmetros antes (AT) e após o treinamento (PT).

A observação dos dados expostos nestas figuras evidencia, que somente em alguns casos ocorreu uma discreta redução dos parâmetros analisados. Assim, as modificações dos parâmetros, que representam a dinâmica e magnitude da frequência cardíaca evocada pelo treinamento físico, podem ser observadas nas figuras 17, 18, 19, 20, 26 e 28. Ainda que, não se observem diferenças de uma forma global, particularmente nas figuras 17, 20, 27 e 30 é possível constatar nas maiores potências (100 e 150 W), a redução do parâmetro "frequência cardíaca de regime permanente" após o treinamento.

Analisando-se mais detalhadamente o modelo 1A observa-se que a frequência cardíaca de regime permanente (FCRP) (figura

17) mostra em 25 W valores dispersos em torno da bissetriz; em contrapartida, nos níveis de carga mais elevados, ocorreu a manutenção ou redução predominante deste parâmetro para os dados após o treinamento (PT). No que diz respeito a amplitude da frequência cardíaca (AFC) (diferença entre a frequência cardíaca de repouso e a FCRP durante o exercício dinâmico), observa-se que, com uma exceção em 50 W e outra em 150 W, este parâmetro não se modificou ou apresentou uma redução discreta, após o programa de treinamento físico (figura 18). Considerando-se o efeito do treinamento físico sobre a CT (figura 19), observa-se nas potências de 25 e 50 W dispersão em torno da bissetriz, e para 100 e 150 W redução dos mesmos, após o programa de treinamento físico.

Passando-se a analisar o modelo 1B, para o parâmetro FCRP (figura 20) observa-se que ocorreu predominância de valores abaixo da bissetriz, o que mostra que, os mesmos foram menores no pós-treinamento (PT). Já as figuras 21 e 22 mostram respectivamente dispersão dos valores dos parâmetros AFC e CT em torno da bissetriz, o que aponta para a ausência de modificações subsequentes ao treinamento físico.

As figuras 23 a 26 mostram o efeito do treinamento físico sobre os parâmetros (FCRP, A_1FC , CT_1 , CT_2 e A_2FC) obtidos a partir do ajuste do modelo 2, nas potências de 50, 100 e 150 W dos seis indivíduos estudados. Se por um lado os parâmetros FCRP, A_1FC e CT_1 (figuras 23 a 25) mostram uma dispersão dos valores em torno da bissetriz, o parâmetro CT_2 (figura 26), com uma única exceção apresenta redução de valores na condição de pós-treinamento.

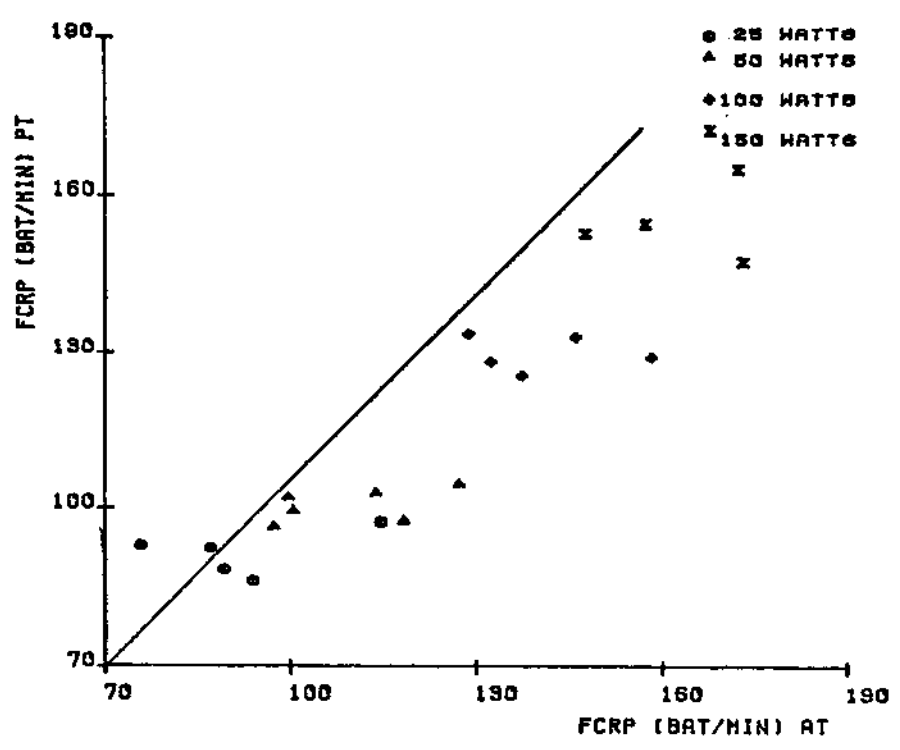


FIGURA 17 - Comparação entre valores da FCRP (bat/min) do modelo 1A antes (AT) e após o treinamento (PT), dos dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W.

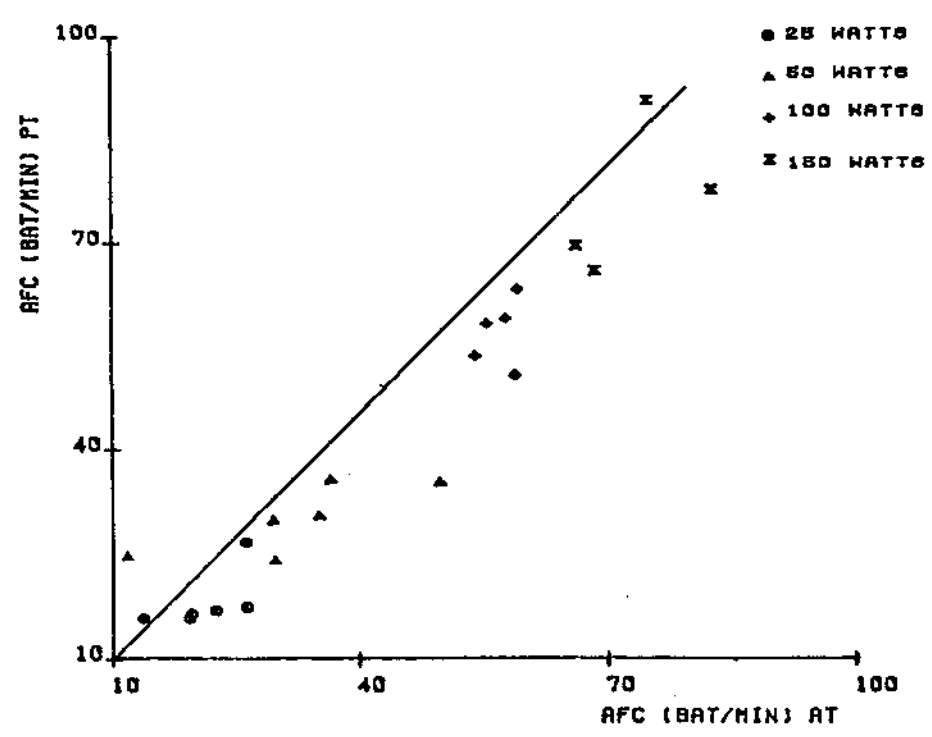


FIGURA 18 - Comparação entre os valores da AFC (bat/min) do ajuste do modelo 1A, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W.

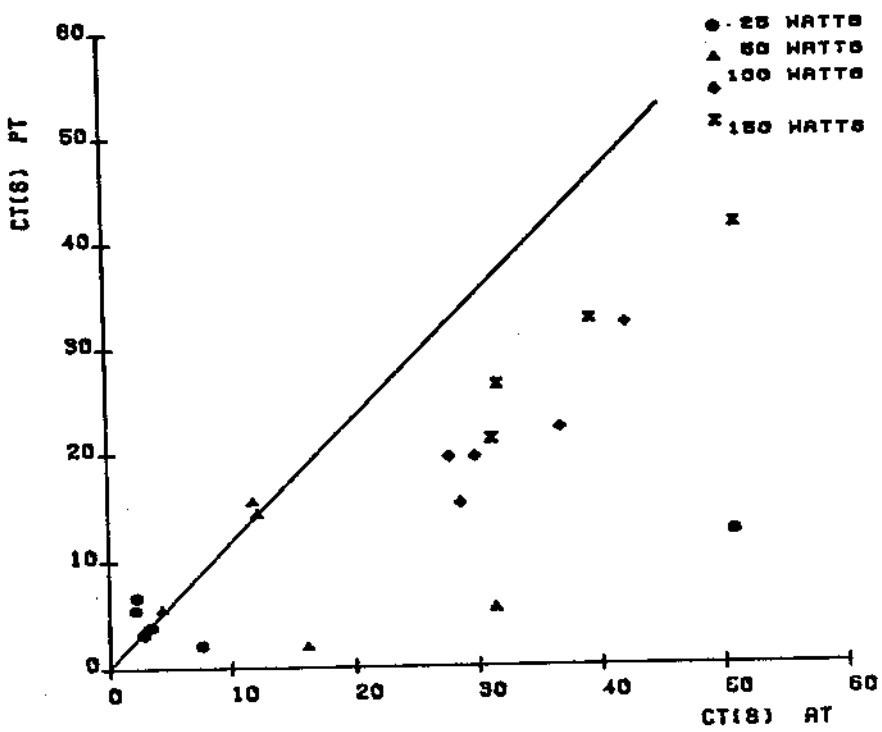


FIGURA 19 - Comparação entre os valores de CT(s) ajustadas do modelo 1A, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB nas potências de 25, 50, 100 e 150 W.

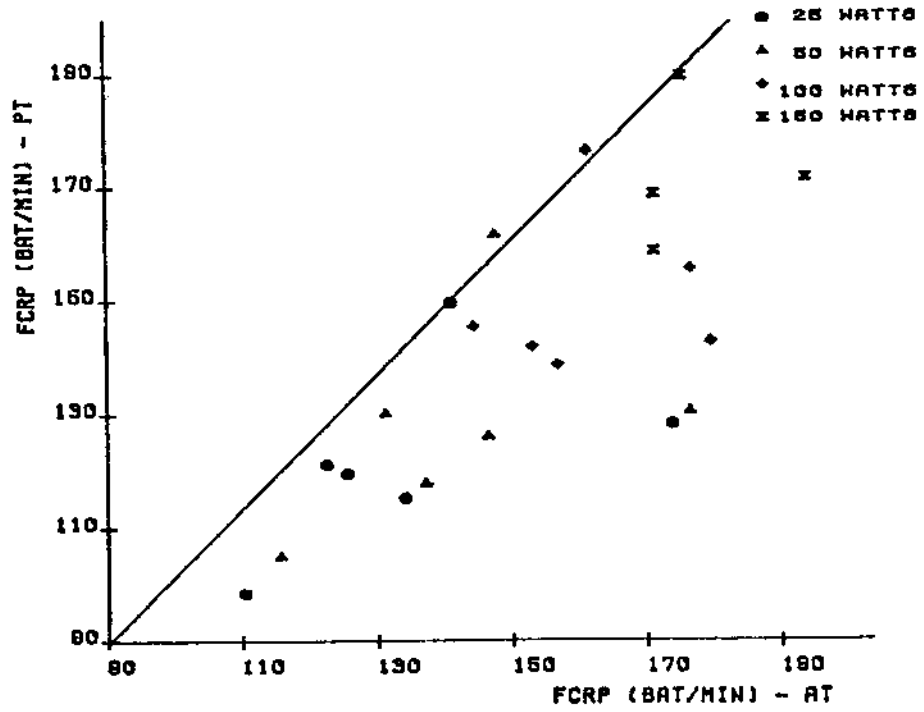


FIGURA 20 - Comparação entre os valores de FCRP (bat/min) do modelo 1B, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB nas potências de 25, 50, 100 e 150 W.

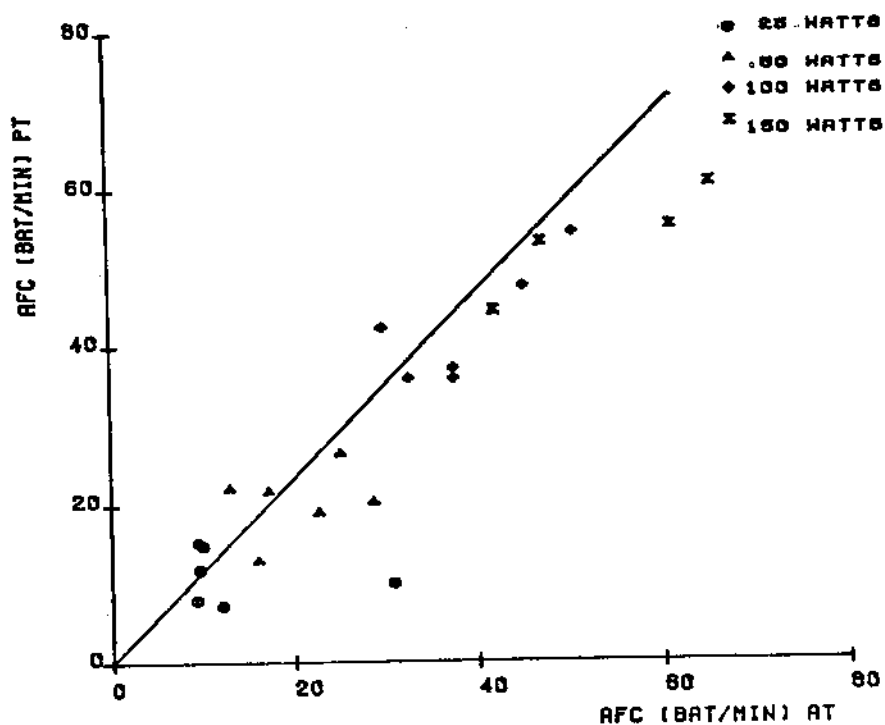


FIGURA 21 - Comparação entre os valores da AFC (bat/min) do ajuste do modelo 1B, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W.

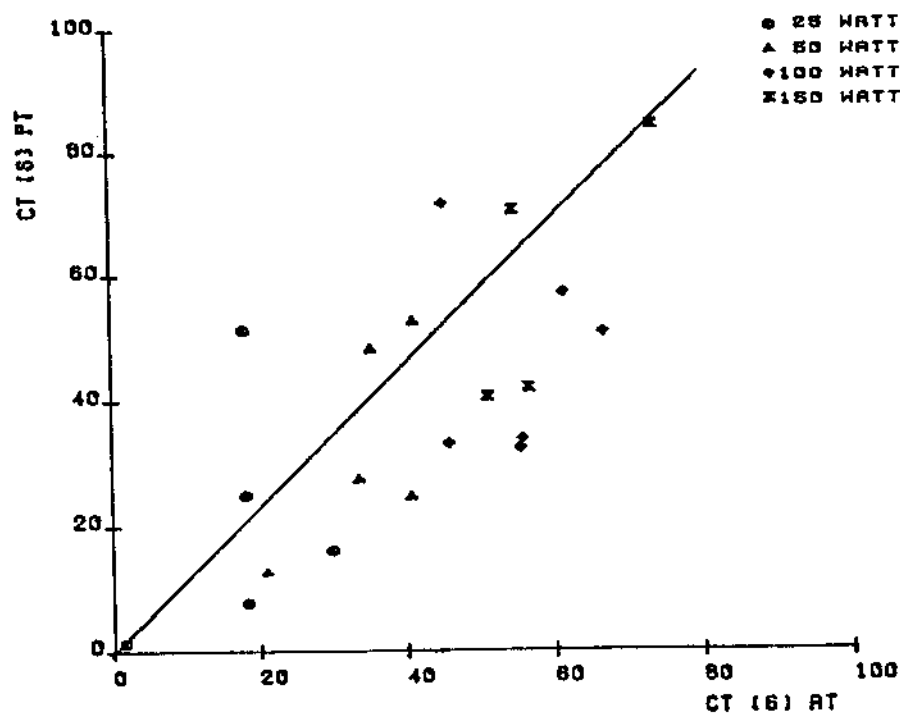


FIGURA 22 - Comparação entre os valores de CT(s) ajustadas do modelo 1B, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W.

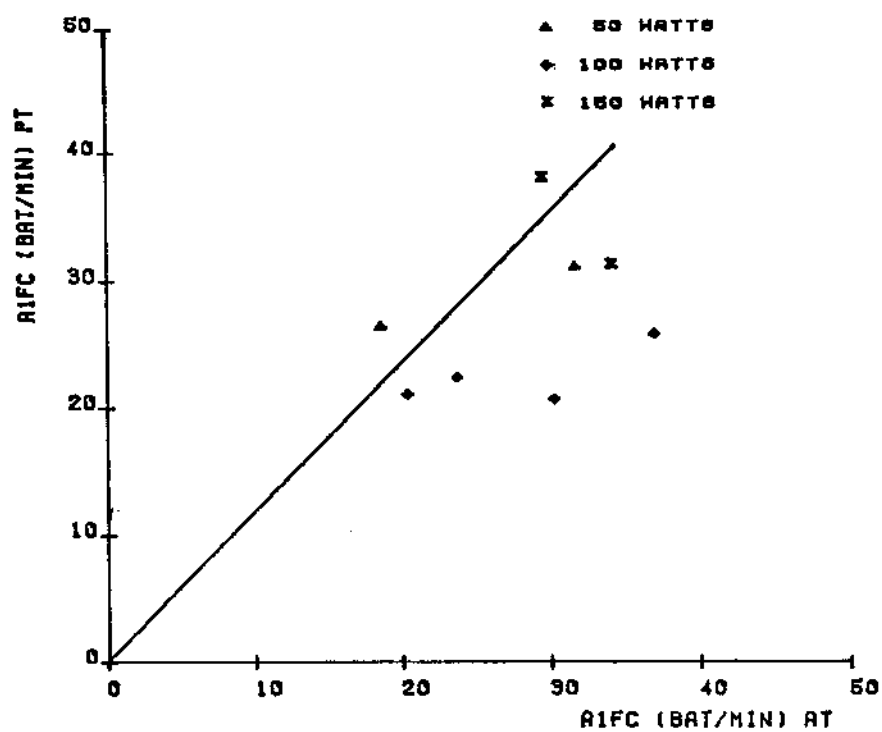


FIGURA 23 - Comparação entre os valores de A_1FC (bat/min) no ajuste do modelo 2, antes (AT) e após o treinamento (PT), dos dados de BB, nas potências de 50, 100 e 150 W.

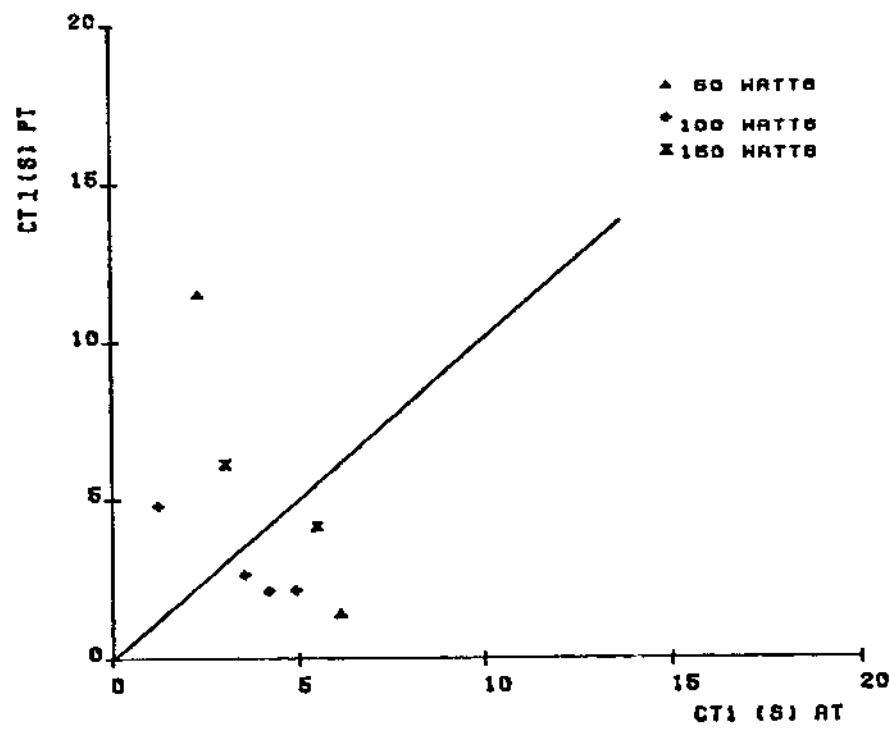


FIGURA 24 - Comparação entre os valores das $CT_1(s)$ do ajuste do modelo 2, antes (AT) e após o treinamento (PT), dos dados de BB, nas potências de 50, 100 e 150 W.

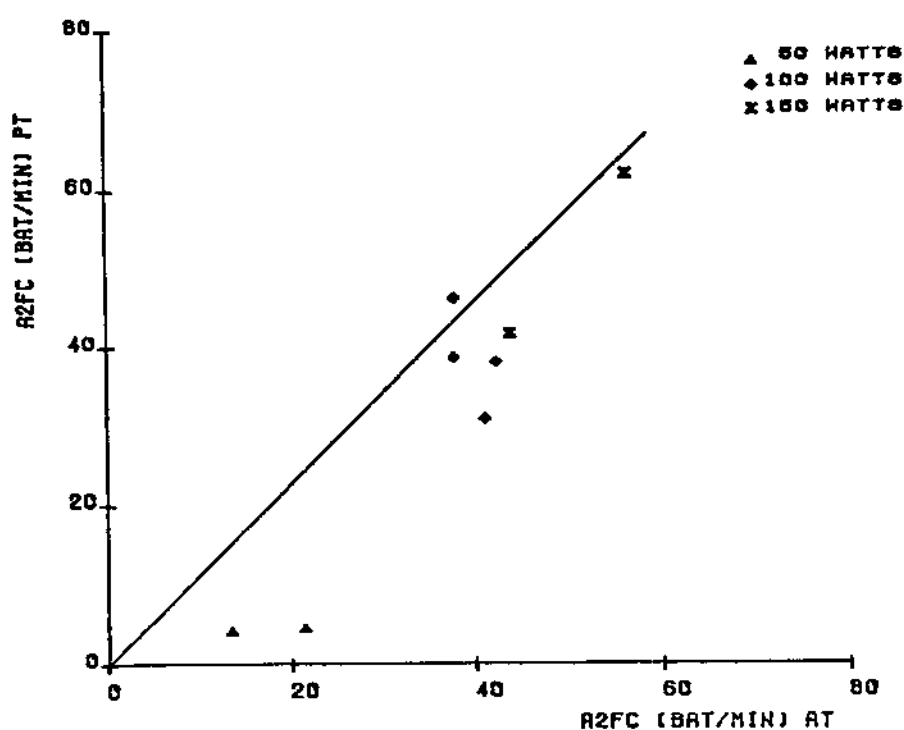


FIGURA 25 - Comparação entre os valores de A_2FC (bat/min) do ajuste do modelo 2, antes (AT) e após o treinamento (PT), dos dados de BB, nas potências de 50, 100 e 150 W.

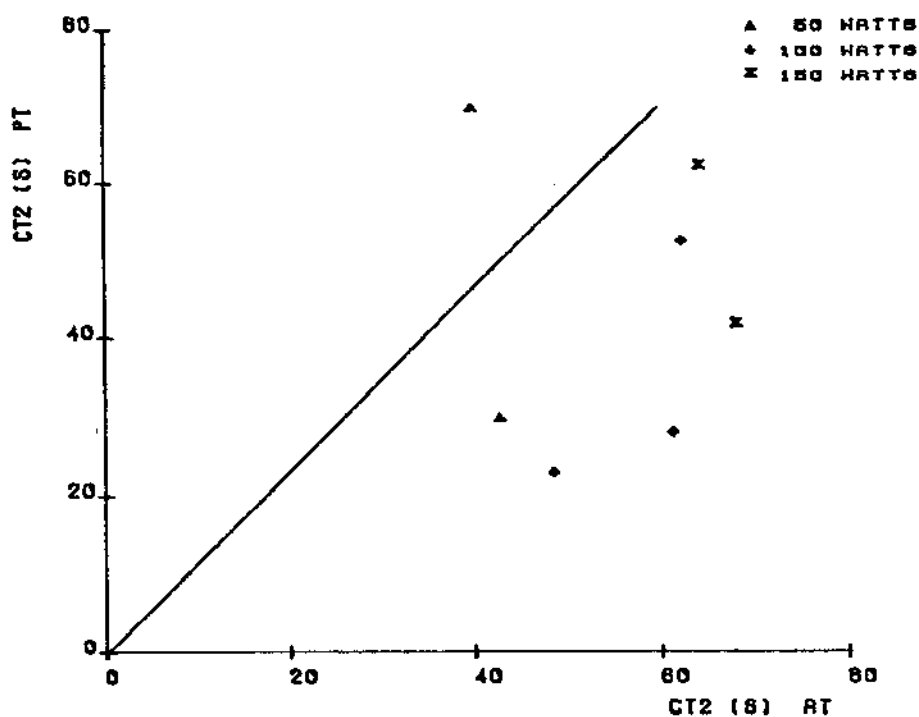


FIGURA 26 - Comparação entre os valores da CT_2 (s) do ajuste do modelo 2, antes (AT) e após o treinamento (PT), dos dados de BB, nas potências de 50, 100 e 150 W.

Analisando-se o modelo 3, observa-se que os parâmetros FCRP e CT (figuras 27 e 29) mostram dispersão dos resultados em torno da bissetriz, enquanto o parâmetro AFC (figura 28) mostra uma discreta redução de seus valores após o treinamento.

Finalmente, as figuras 30 a 32 mostram o efeito do treinamento físico sobre os parâmetros (FCRP, AFC e CT) para o modelo 4 nas potências de 100 e 150 W nos seis indivíduos estudados. A dispersão dos resultados em torno da bissetriz, aponta para ausência de modificações subsequentes ao treinamento físico.

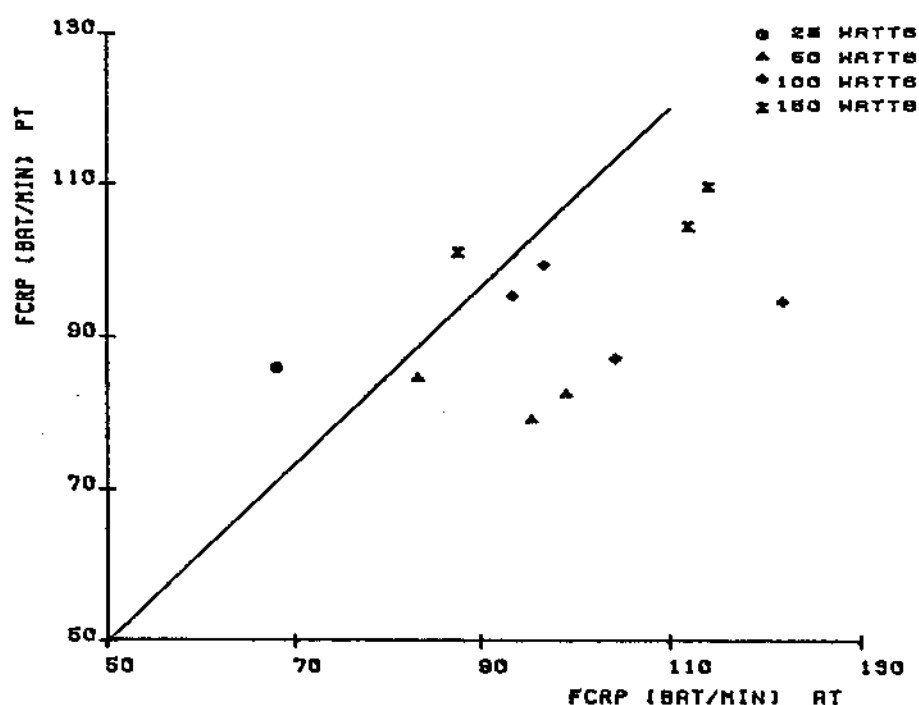


FIGURA 27 - Comparação entre os valores da FCRP (bat/min) do ajuste do modelo 3, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W.

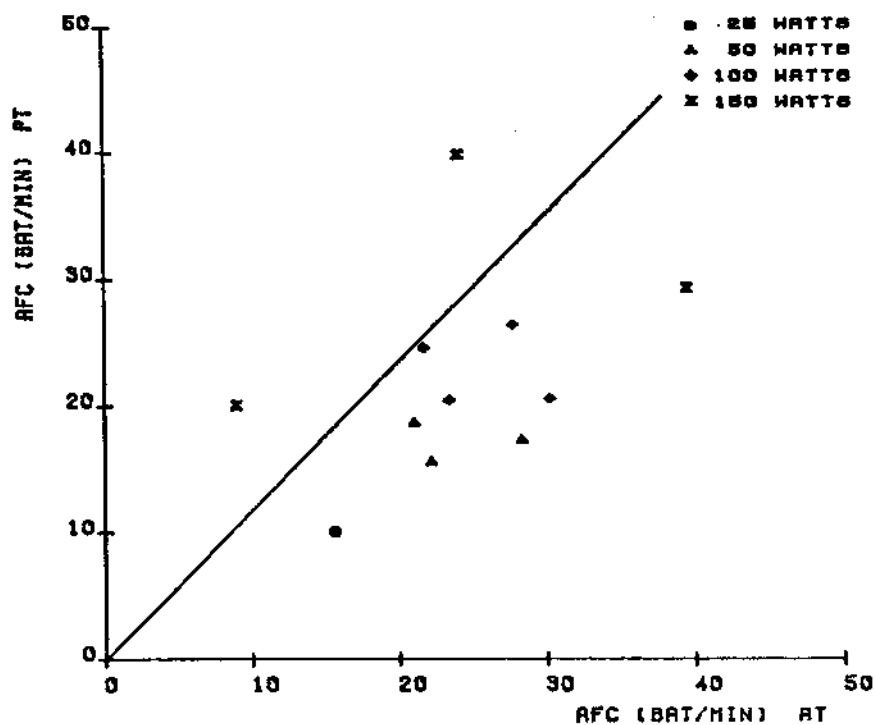


FIGURA 28 - Comparação entre os valores de AFC (bat/min) do ajuste do modelo 3, antes (AT) e após o treinamento (PT) nas potências de 25, 50, 100 e 150 W.

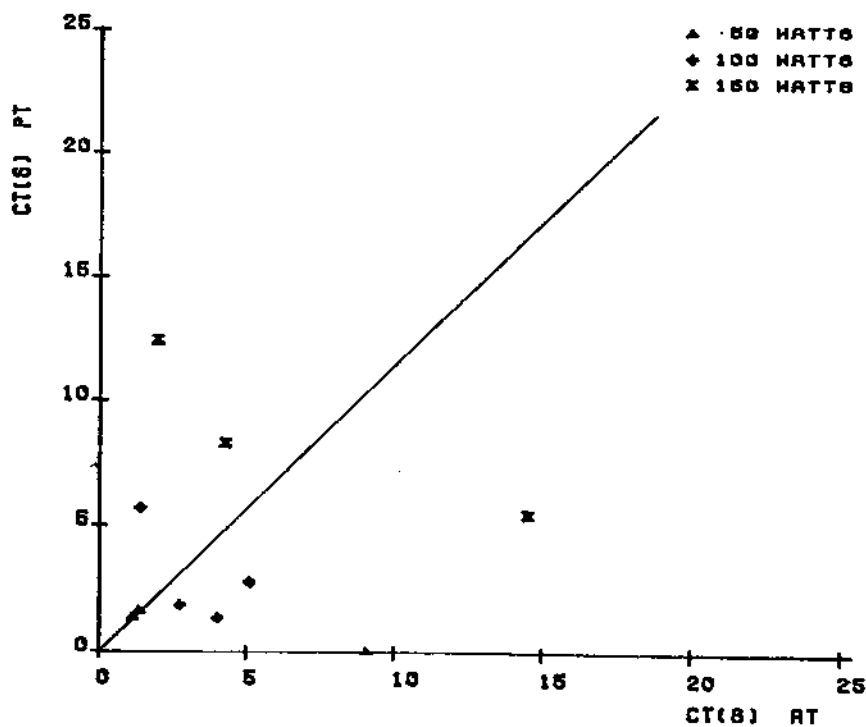


FIGURA 29 - Comparação entre os valores de CTs(s) do ajuste do modelo 3, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB, nas potências de 50, 100 e 150 W.

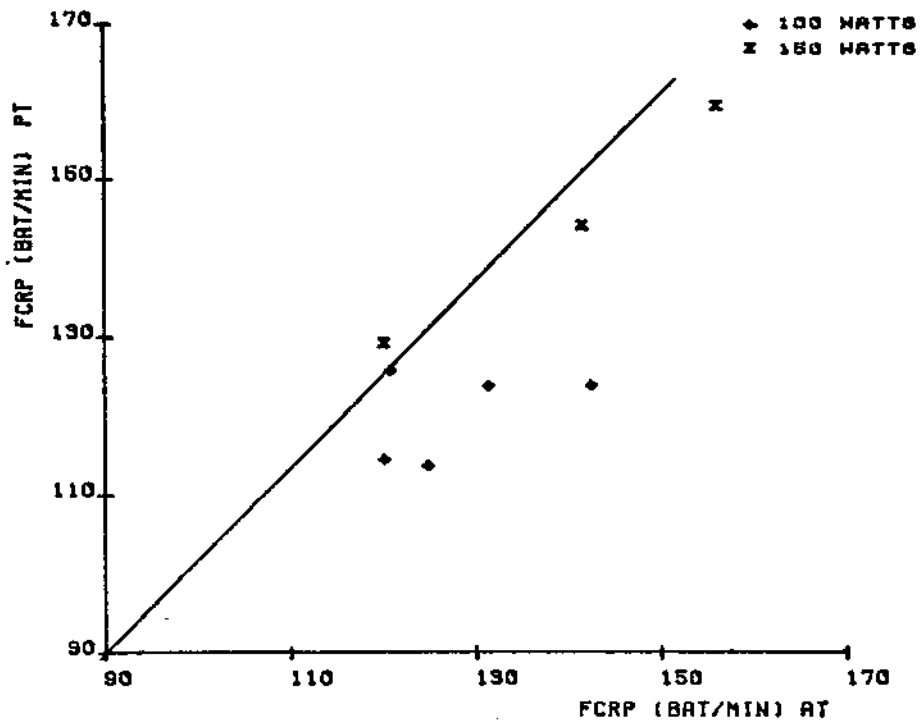


FIGURA 30 - Comparação entre os valores da FCRP (bat/min) do ajuste do modelo 4, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB, nas potências de 100 e 150 W.

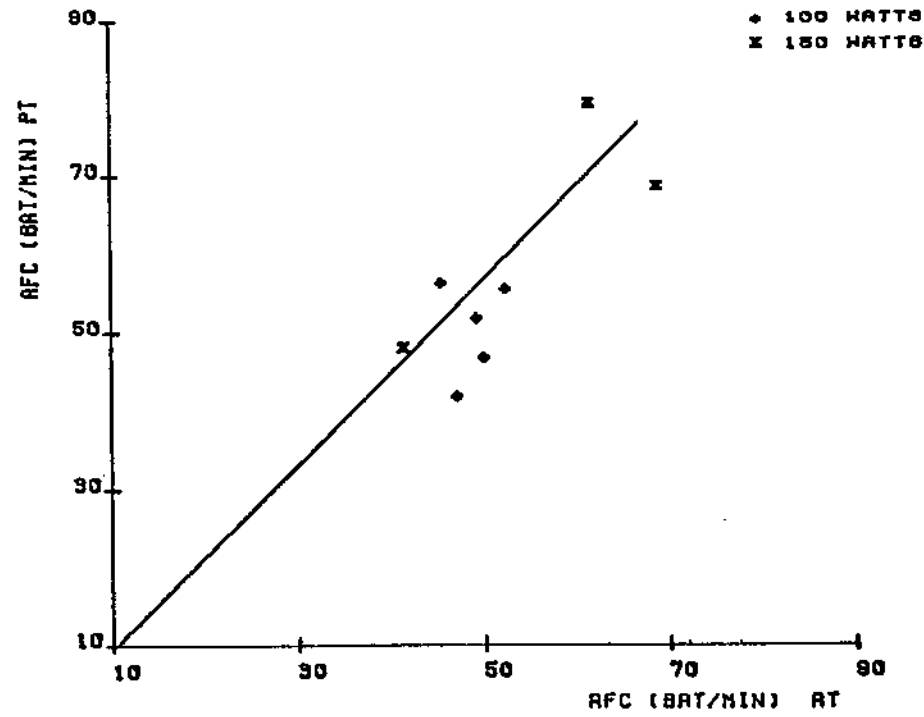


FIGURA 31 - Comparação entre os valores de AFC (bat/min) do ajuste do modelo 4, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de BB, nas potências de 100 e 150 W.

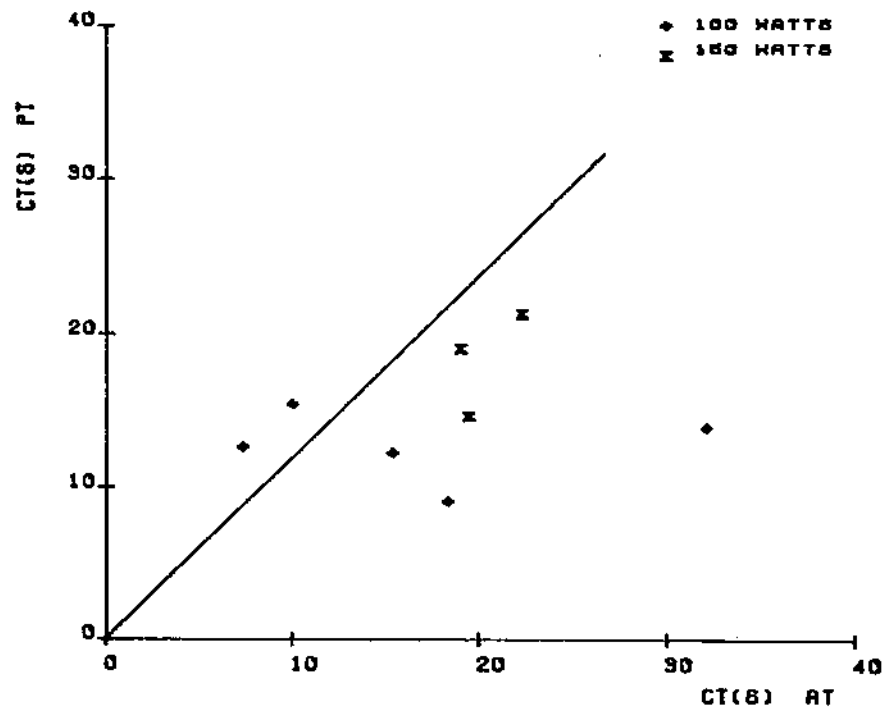


FIGURA 32 - Comparação entre os valores de CTs(s) do ajuste do modelo 4, antes (AT) e após o treinamento (PT), para os dados de 88, nas potências de 100 e 150 W.

IV - DISCUSSÃO

O procedimento de se incluir no presente trabalho dados processados em M10, M5 e BB (figuras 5, 6 e 7) constitui-se em um refinamento fundamental, que permite uma melhor interpretação fisiológica dos valores dos parâmetros obtidos. Como exposto no apêndice C (figura C1), os dados processados em BB apresentaram maior porcentagem de convergência de ajuste dos modelos, e de constantes de tempo significantes. Por esta razão, utilizamos na interpretação dos modelos matemáticos, apenas valores dos parâmetros obtidos a partir dos dados de BB. Com relação a este aspecto, a metodologia de coleta de dados, Wigertz (1970); Broman e Wigertz (1971); Linnarsson (1974) e Greco et alii (1986), foi semelhante a deste trabalho, porém com protocolo experimental e abordagem diferentes. Também utilizaram filtros digitais passa-baixas, que causam um alisamento médio nos dados. Entretanto, as características destes filtros não estão especificadas nos respectivos trabalhos, o que dificulta a comparação dos resultados destes autores com os do nosso trabalho.

Na literatura que trata de modelos matemáticos semelhantes aos por nós utilizados, apenas Wigertz (1970) cita a falha de convergência, em alguns casos de ajustes de função do tipo do modelo 2. Outros autores como Broman e Wigertz (1971) e Linnarsson (1974) não informam se os dados não referidos nos respectivos trabalhos são devidos a problemas ligados à coleta de dados, ou à não convergência do ajuste.

Além da falta de convergência, a média da soma dos quadrados residuais é outro indicador do desempenho de adequação do ajuste de um modelo a um conjunto de dados, que tem sido usado

na literatura (Wigertz, 1970).

No presente trabalho, mesmo com o aumento do número de parâmetros a serem determinados, em termos de média da soma dos quadrados residuais, o modelo 2 foi o que mostrou melhor desempenho (ver figuras C4 e C7). Neste sentido, os nossos resultados estão de acordo com os de outros autores (Linnarsson, 1974 e Broman e Wigertz, 1971), que encontraram o valor da média da soma dos quadrados residuais, no modelo de 2ª ordem como sendo, aproximadamente, um décimo do valor obtido no modelo de 1ª ordem.

Embora a literatura que aplica modelos matemáticos no estudo da resposta da frequência cardíaca durante o exercício dinâmico, não detenha-se na análise das não linearidades envolvidas na determinação de parâmetros dos vários conjuntos modelos/dados, algumas considerações são pertinentes: os resultados obtidos neste trabalho apontam, que os modelos matemáticos utilizados apresentam uma dependência entre a potência do esforço e a determinação dos parâmetros (FCRP, AFC e CT); no modelo 1A onde ocorreu convergência total (para os dados de BB), os resultados obtidos pela medida de curvatura intrínseca, nos vários conjuntos modelos/dados utilizados, sugerem que, mesmo uma reparametrização do modelo dificilmente levaria a resultados mais promissores. Neste sentido o fato do modelo 2 mostrar evidência de inadequação de ajuste, uma vez que revela valores de não linearidade acima dos limites críticos estabelecidos.

Portanto, surge uma primeira indicação de que, em baixas potências (25 e 50 W), os modelos matemáticos de 1ª e

2ª ordem não sejam intrinsecamente adequados, para representar a resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico. Esta constatação abre novas perspectivas, no sentido de que outras estruturas de modelos possam ser implementados para identificação dos subsistemas simpático e parassimpático, no controle da frequência cardíaca no exercício dinâmico.

Além disso, os estudos de simulação conduzidos mostram resultados indicativos, que o parâmetro AFC foi o que mais comumente se desviou da média (em especial no modelo 1B, apêndice C), indicando que o tempo de coleta de dados no período de repouso, antes do início do exercício dinâmico, tenha sido um fator determinante nos resultados obtidos. Assim, as medidas anteriormente utilizadas por outros autores, como Linnarsson (1974) e Broman e Wigertz (1971), que não determinaram este parâmetro, substituindo-o pelo valor médio de repouso, não contribuem para resolver este tipo de problema.

As medidas de não linearidades relatadas até este ponto, estão em um contexto estatístico do problema de identificação dos parâmetros. Como relatado anteriormente, optou-se no presente trabalho pela adoção de modelos lineares no sentido de engenharia de controles, procedimento este extensivamente usado na literatura (Wigertz, 1970; Broman e Wigertz, 1971; Karlsson e Wigertz, 1971; Fujihara et alii, 1973a e b; Linnarsson, 1974; Miyamoto et alii, 1982 e Greco et alii, 1986), com as devidas variações de enfoque (no domínio do tempo ou da frequência) para diferentes protocolos de teste de esforço físico (tabela III).

TABELA III - Resumo da metodologia utilizada e dos resultados obtidos em trabalhos realizados por diferentes autores que usaram a modelagem matemática para estudar a resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico.

AUTOR	TIPO DE INDIVÍDUO		PROTOCOLO EXPERIMENTAL	TIPO DE ABORDAGEM		ORDEN DO MODELO							
						2ª			3ª				
						1ª	CT	CT ₁	CT ₂	CT ₁	CT ₂	CT ₃	
	S	A	Exercício (tipo)	Potência (W)	Domínio do Tempo	Domínio da Frequência							
Wigertz (1970)		x	senoidal	65 - 106		x	35,8	21	147				
Hroman e Wigertz (1971)		x	degrau	0 - 108 50 - 158 108 - 216		x	12,1 21,8 35,7	9 11,7 10,6	219,1 132,9 110,9				
Fujihara et alii (1973b)	x		pulso degrau rampa	30 - 100 30 - 90 30 - 233	x					29,6	3,6	10,8	
Linnerasen (1974)	x		degrau	0 - 80 0 - 160 0 - 240	x			11,2 22,4 20,3	367 1510 165				
Rakker et alii (1980)	x	x	senoidal pulso	40 - 160 70 - 300		x	33,8	3,0	26,8				
Miyamoto et alii (1982)	x		degrau	0 60 120	x			6,1 38,0	216,3 301				
Greco et alii (1986)	x		Pulso moder. pseudo-aleatório de sequência binária	25 - 105	x					27,1	5,2	7,0	
No presente trabalho	x		degrau	rep. - 25 rep. - 50 rep. - 100 rep. - 150	x		13,11 15,95 39,93 45,42	1,11 3,47 3,54 4,68	21,16 100,64 92,55 74,23				

S = sedentário; A = atleta; W = watts; CT(CTs) = constantes de tempo.

Assim, Fujihara et alii. (1973a), utilizando-se de uma variedade de testes de pulso e de regime permanente, concluíram que os reguladores cardio-respiratórios são essencialmente lineares em regime de exercício, uma vez que o princípio da superposição (propriedade axiomática dos sistemas lineares) mostrou-se válido, ao menos dentro dos limites de precisão esperados. Entretanto, deve ser enfatizado que esta opinião não é compartilhada por Martins (1987), que utilizando a técnica de resposta de frequência, encontrou evidências de não linearidade em períodos menores que 2 minutos, valor este que em termos da CT em estudo, no domínio do tempo, poderia ser interpretado como CT menor que 10 s. Resultados semelhantes aos nossos quanto a não linearidade foram também publicados por outros autores, como Sato et alii (1976).

Nos vários modelos estudados no presente trabalho, as constantes de tempo são os parâmetros que refletem a característica dinâmica do sistema envolvido na resposta da frequência cardíaca ao esforço dinâmico. Assim sendo, especial ênfase foi dada à análise deste parâmetro, razão pela qual confeccionamos a Tabela III, que permite que sejam comparados os valores deste parâmetro por nós obtidos, com os de outros autores referidos na literatura. Neste sentido, no que diz respeito ao modelo 1A, nossos resultados são comparáveis aos encontrados por Wigertz (1970) e Bakker et alii (1980), mas superiores aos referidos por Broman e Wigertz (1971). Com referência ao modelo 2, os valores apresentados por Broman e Wigertz (1971), Linnarsson (1974), Wigertz (1970) e Miyamoto et alii (1982) das CT1 e CT2 são superiores aos valores por nós encontrados e os

valores de Bakker et alii (1980) são inferiores; assim sendo, os referidos valores estão, em parte, concordantes para baixas potências. Os maiores valores de CT1 por nós encontrados, quando comparados aos daqueles autores referidos na tabela III, devem-se aos aspectos que serão adiante discutidos detalhadamente. Por outro lado, há que se destacar que, em modelo de 3ª ordem, Greco et alii (1986) e Fujihara et alii (1973b) relatam valores de CT compatíveis aos por nós observados. Uma análise global destes resultados permite-nos constatar, que os valores de CTs mais baixos foram encontrados, quando o teste de exercício dinâmico tipo degrau foi aplicado a partir do repouso.

As disparidades de valores das CTs apresentadas na tabela III, entre os diferentes autores podem ser atribuídos a diferenças de metodologia por eles utilizada: 1) assim, enquanto em alguns destes estudos o estímulo foi aplicado a partir da condição de repouso, em outros foi a partir de um estímulo prévio que correspondia à execução de exercício dinâmico em baixas potências (de 0 a 5 watts); 2) por outro lado, diferenças ligadas ao tipo de análise e processamento dos dados (análise nos domínios do tempo x frequência) podem levar a resultados diferentes, seja devido ao fato de implicarem em diferenças relacionadas ao tempo de coleta dos dados, uma vez que os sistemas biológicos não são invariantes no tempo, mas também porque cada tipo de sinal de entrada usado para a aplicação do esforço, no caso a potência (função tipo degrau, escada, rampa, etc...) causa modificações das propriedades do sistema que não são semelhantes; 3) existe a possibilidade, de que as potências

referidas em diferentes cicloergômetros utilizados nos trabalhos acima referidos, corresponda a diferentes valores reais (Martins et alii, 1985).

Ainda quanto a análise do comportamento das CTs nos vários modelos, vários comentários são pertinentes. Assim, as CTs do modelo de 1ª ordem encontradas no presente trabalho, com os dados expressos em M5, foram na faixa de 5 a 15 s, para baixas potências. Portanto, como exposto no apêndice C (ver figura C16, para maiores detalhes), estes resultados indicam presença de imprecisão. Quando a CT é rápida, as observações perdem sua influência rapidamente ao longo do tempo, como previsto no estudo teórico, devido ao fato que, quanto menor a CT (mantendo-se a metodologia de coleta de dados), menor será a precisão de sua determinação. No modelo 2 foram encontrados valores ainda menores de CT1 (entre 2 e 9 s). Esta situação pode ser revertida aumentando-se o número de observações realizadas na vizinhança do instante de tempo igual à CT (Box e Lucas, 1959), ou seja, utilizando nos ajustes os dados de BB. Por esta razão, utilizamos na interpretação dos modelos matemáticos, apenas valores dos parâmetros obtidos a partir dos dados de BB.

Se por um lado os valores das CTs rápidas, apresentam imprecisões devido ao número de observações, que detenham informações sobre sua determinação, por outro lado, um valor alto para as CTs necessita ser analisado quanto a dois aspectos: a) amplitude relativa total da resposta da frequência cardíaca durante o exercício dinâmico e b) variação no padrão de resposta simulada, em decorrência do aumento da CT. Os valores altos de CT2 são geralmente encontrados no ajuste do modelo 2. Neste

trabalho, em uma determinada situação particular, foi encontrado um valor de CT2 de 450 s, o que representa aproximadamente o dobro do tempo de duração do teste de exercício dinâmico.

Usou-se o termo "amplitude relativa total" durante o exercício dinâmico, para expressar a elevação da resposta de frequência cardíaca, resultante da CT de longa duração, simulada com sua respectiva amplitude de variação, no tempo total do teste de exercício dinâmico. No presente trabalho, o maior valor de CT ocorreu no caso anteriormente relatado, resultando em um valor de amplitude relativa total de aproximadamente 10 bat/min. Exemplificando-se a influência de uma CT lenta durante um teste de exercício dinâmico, e calculando-se a "amplitude relativa total", para os dados publicados por Linnarsson (1974), obtêm-se na potência de 80 W um valor correspondente a 2 bat/min. Usando os valores médios publicados por Broman e Wigertz (1971), obtêm-se um valor de 6 bat/min, mostrando que os parâmetros podem ter valores de forma a resultar em incremento da frequência cardíaca, durante o teste de exercício dinâmico, semelhante a uma variabilidade de qualquer origem, e portanto, de difícil associação ao subsistema simpático.

Em conclusão, um baixo valor de CT implica que a sua determinação seja obtida (por ajustes) de forma imprecisa, pois somente parte dos valores experimentais são realmente importantes na sua obtenção. Neste sentido, deve ser enfatizado que o uso de uma outra metodologia, não nos parece ser uma solução ideal, uma vez que a relação estímulo-resposta está ligada intrinsecamente aos valores fisiológicos assumidos pela frequência cardíaca, ou seja, o número de observações possíveis. Por outro lado, quando o

valor de CT é alto, o tempo total de experimento que permitiria obter-se um padrão de resposta, estaria muito acima do tempo em que o exercício dinâmico seria "suportável" por indivíduos normais. (Ver apêndice C, para maiores detalhes).

Outro aspecto a ser considerado nos modelos matemáticos em estudo é a existência de atraso (latência), na resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico. Assim, enquanto um atraso positivo seria interpretado como devido a um arranjo dos subsistemas de controle, com uma possível participação efetiva dos vários tipos de mecanismos de realimentação, um atraso negativo representaria não causalidade destes sistemas, sob a ótica dos modelos matemáticos adotados. Assim, restaria a hipótese de que a elevação da frequência cardíaca no início do exercício dinâmico seria oriunda, principalmente, de reflexos centrais ou de irradiação cortical, portanto estaria intimamente ligados à reação de antecipação ao início do esforço físico. Petro et alii (1970) estudando o comportamento da frequência cardíaca no início do esforço físico isométrico, encontraram a existência de atraso positivo de resposta da frequência cardíaca, alguns décimos de segundo, excluindo pois, a influência de antecipação e alarme. É interessante a observação de que estudos com modelos matemáticos (Broman e Wigertz, 1971; Fujihara et alii, 1973b; Linnarsson, 1974; Sato et alii, 1976 e Bakker et alii, 1980), apesar de incluírem componente de atraso em média positiva, mostram alguns valores individuais negativos, indicando que as condições experimentais (particularidades no início do exercício dinâmico) e o pequeno valor de atraso (< 1 s) encontrado entre o início do exercício, e as variações do intervalo R-R não tenham maior

significado, uma vez que não esclarecem a questão dos mecanismos envolvidos nesta fase inicial do exercício. Devido às razões acima expostas, e levando-se em conta os problemas estatísticos de se determinar um parâmetro da ordem de grandeza de dois dados subseqüentes, não foram incorporados aos modelos estudados no presente trabalho, parâmetros correspondentes ao fator atraso.

Até este ponto, tratamos do problema da identificação dos parâmetros representativos da resposta transiente da frequência cardíaca ao exercício dinâmico, sob o ponto de vista de análise de sistemas, ou seja, funções determinísticas de entrada são utilizadas para encontrar características dinâmicas das respostas cardiorespiratórias, ao exercício muscular no homem (Karlsson e Wigertz, 1971). Porém, estas características encontradas são apenas vagamente relacionadas aos mecanismos de controle fisiológicos, atualmente conhecidos. A partir deste ponto, a interpretação fisiológica dos parâmetros e suas alterações promovidas pelo programa de treinamento físico, passa a constituir-se no principal enfoque desta discussão. Em outras palavras, interessa-nos desvendar, em termos de modelagem matemática, a atuação dos subsistemas simpático e parassimpático sobre a frequência cardíaca, e as alterações induzidas neste sistema por um programa de treinamento físico dinâmico.

Em relação a este aspecto, a figura 16 dimensiona adequadamente a dificuldade de se utilizar a abordagem proposta, quando procuramos interpretar o ajuste da curva obtida; o mesmo se diga quando os seus resíduos (que estão apresentados na figura C12), e todas as medidas de não linearidades associadas, são analisadas detalhadamente (apêndice C). Assim, a análise da

figura 16 mostra que a reconstrução da resposta da frequência cardíaca associada ao subsistemas parassimpático (obtida a partir da resposta da frequência cardíaca do teste sem atropina, menos a resposta da frequência cardíaca do teste com atropina), e simpático (obtida a partir do bloqueio vagal após atropinização) mostra-se dissociada dos resultados das CT1 e CT2 obtidos por simulação, o que nos permite concluir, que não é válido o princípio da somabilidade, fato este que se constitui em uma propriedade axiomática dos sistemas dinâmicos lineares.

Em contrapartida, alguns resultados aparentemente incoerentes levam à considerações interessantes, a saber: os modelos 1A, 1B e 4, que foram os mais bem determinados no sentido estatístico (se tomarmos por exemplo, a convergência e significância da CT), apresentaram o valor de CT correlacionável com a potência (tabelas do apêndice D), o que coincide com os resultados obtidos por Broman e Wigertz (1971) e Linnarsson (1974). Este resultado, em termos de engenharia de sistemas, representa evidência de comportamento não linear, o que é contrário às hipóteses inicialmente propostas. Não obstante estas considerações, os resultados dos modelos 2 e 3 da figura 14 (quando retirados neste último, os valores de CT com erros grosseiros, "out-liers") (Snedecor e Cochran, 1967), não apresentam esta correlação. Os modelos construídos sem a hipótese de que, a resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico resultam da soma de dois subsistemas (um de CT rápida e outro de CT lenta) apresentam uma correlação positiva com a potência. Assim sendo, uma interpretação fisiológica pode ser vislumbrada como propôs Maciel et alii (1986), onde a resposta da frequência

cardíaca em níveis de esforço não intensos, em regime permanente, pode ser mediada predominantemente por redução da atividade parassimpática (representada pelo subsistema de CT_1 rápida), enquanto que, em níveis de esforço mais elevados, a estimulação simpática (representada pelo sistema de CT_2 lenta) adquire importância crescente e predominante.

Uma análise semelhante pode ser delineada, usando-se os resultados de ajuste do modelo 2. Enquanto a CT_1 rápida e sua A_1FC permanecem aproximadamente constantes em todos os níveis de potência, a simulação com CT_2 lentas e A_2FC , aumentam sua influência progressivamente com a potência. Comparativamente, o modelo 2 apresenta suas CT_2 s em maiores valores que o modelo 1B (figura 13), que é fisiologicamente associado ao subsistema simpático, ressaltando a hipótese de uma inacuracidade na determinação dos parâmetros do modelo 2, uma vez que este é "soma de duas funções iguais".

Frente aos aspectos já discutidos sobre a determinação de uma CT rápida, o modelo 3 que apresenta valores de CT comparáveis à CT_1 do modelo 2 (figura 14), fisiologicamente associado ao subsistema parassimpático, apresenta valores (com exceção de valores grosseiros, que não são considerados nesta análise) de CT da ordem de 2 s. Além disso, a existência de resíduos mais elevados semelhantes a um "overshoot" na fase inicial do exercício dinâmico (figura C13), mostra que o subsistema parassimpático no controle da frequência cardíaca, apresenta um comportamento mais influente do que o estimado pelo modelo 3, no início do exercício dinâmico. Obviamente, estas observações não pretendem identificar a estrutura do subsistema

parassimpático, mas apenas fornecer uma região temporal da atuação do mesmo. Não obstante, as considerações destes resultados estão de acordo com o conceito de que no início do exercício dinâmico, um componente nervoso e não humoral subsidie o controle da cardí-aceleração (Craig et alii, 1963; Freyschus, 1970a; Paulev, 1971; Linnarsson, 1974; Fagraeus e Linnarsson, 1976 e; Maciel et alii, 1986).

O procedimento adotado no modelo 4 assume a hipótese de ocorrer entre o 1º e o 4º minuto do exercício, um aumento quase linear da frequência cardíaca, semelhante à 3ª fase de mecanismos propostos por Linnarsson (1974). Este modelo propõe, a avaliação das interações dos subsistemas simpático e parassimpático em potências elevadas. Uma vez que, a influência da atividade simpática do 1º ao 4º minuto foi retirada pelo ajuste linear no teste de atropinização, esta influência remanescente pode ser observada por: a) existência de correlação da AFC com a potência e b) pelo acréscimo da mesma comparada à do modelo 3 (figura 15). Estas observações sugerem a interação não algébrica dos dois subsistemas, o que é partilhada por outros autores como Levy (1971), Sato et alii (1980), Maciel et alii (1986).

Pela forma de equacionamento dos modelos matemáticos utilizados neste trabalho, não se observa diretamente, a frequência cardíaca de repouso e suas modificações fisiológicas, induzidas por programas de treinamento físico. Essa frequência cardíaca de repouso é obtida pela diferença entre a FCRP e a AFC (parâmetros dos modelos), técnica essa que gera uma incerteza estatística na análise da bradicardia de repouso, induzida pelo programa de treinamento físico dinâmico.

O modelo 1A, representando o sistema de controle da frequência cardíaca de forma global, mostra uma pequena redução na FCRP induzida pelo programa de treinamento físico (figura 17), e a bradicardia de repouso não pode ser claramente avaliada, uma vez que, a AFC também se apresenta reduzida, embora de maneira mais discreta (figura 18). A alteração no sistema de controle da frequência cardíaca, pode ser vista pela redução da CT após o programa de treinamento físico (figura 19), especialmente nas potências mais elevadas.

A utilização de bloqueio farmacológico do sistema parassimpático com sulfato de atropina, para avaliação do simpático (modelo 1B), não mostrou a ocorrência de alterações observáveis induzidas pelo treinamento físico, em nenhum dos três parâmetros (figuras 20 a 22). De forma semelhante, o modelo 3 (que foi utilizado para representar o sistema parassimpático) também não apresenta evidências de alterações dos seus parâmetros (figuras 27 a 29). Constata-se pois, que o modelo global é capaz de detectar uma alteração no controle da frequência cardíaca, enquanto que, os modelos de cada subsistema não são significativamente alterados pelo programa de treinamento físico.

Existem várias possibilidades para explicar estas discordâncias:

- 1 - O bloqueio farmacológico do parassimpático pode não ter sido completo, o que introduziria um erro na tentativa de se isolar a resposta da frequência cardíaca, devido a cada um dos subsistemas que compõe a resposta global do sistema nervoso autônomo. Esta hipótese ganha um certo suporte, a partir de dados fisiológicos obtidos em estudo de natureza transversal (atletas x

sedentários) e longitudinal (treinamento físico) conduzidos em nosso laboratório (Maciel, 1983), que demonstraram que o treinamento físico aeróbico modifica o comportamento da frequência cardíaca, causando maior elevação nos 10-20 segundos iniciais do esforço (componente rápido), dependente da liberação vagal, e simultaneamente, menor aumento da frequência cardíaca dos 30 segundos ao 4º minuto (componente lento), que é dependente da estimulação simpática atuante sobre o nódulo sinusal. Assim sendo, como na vigência de atropinização, ainda aparece um pequeno componente de elevação rápida da frequência cardíaca, sempre antes dos 30 segundos iniciais do exercício, o mesmo dificilmente poderia ser explicado pela estimulação simpática, que se manifesta a partir deste instante. A referida resposta seria, pois, devida a uma pequena liberação vagal, o que implicaria na existência de tônus residual correspondente, mesmo na vigência das doses de atropina usadas no presente trabalho (0,04 mg/kg de peso corporal), e que por sinal foram as habitualmente recomendadas na literatura (Jose, 1970), quando se tem em mente obter-se farmacologicamente, um bloqueio colinérgico que seja completo.

2 - A interação entre os subsistemas simpático e parassimpático seria de natureza a não permitir que o bloqueio farmacológico de um dos subsistemas, no caso o parassimpático, não interferisse no subsistema não bloqueado, ou seja, o simpático. Esta possibilidade também não pode ser totalmente afastada porque existe na literatura, grande número de trabalhos mostrando que a interação simpática-parassimpática é de natureza

multo complexa (Levy, 1971 e 1984; Muschall, 1980). Neste sentido, existem evidências de que esta interação possa ocorrer em nível prê e pós-juncional (sináptico): a) em nível prê-juncional, a acetilcolina liberada das terminações nervosas inibe a liberação de noradrenalina; b) em nível pós-juncional, a resposta da célula efetora cardíaca à ação de uma determinada concentração de noradrenalina diminui, à medida que aumenta a concentração de acetilcolina. Esta discussão poderia atingir um plano ainda mais complexo se levássemos em consideração, que o sulfato de atropina bloqueia vários tipos de receptores muscarínicos e nicotínicos, em diferentes segmentos da cadeia nervosa, e que pode inclusive apresentar efeitos não suficientemente esclarecidos em outras estruturas celulares (Tanz et alii, 1978; Rigel et alii, 1984). Diante destas considerações, poderíamos imaginar que, em exercício, a atropinização que bloqueia os receptores muscarínicos seria capaz de potencializar o efeito da estimulação simpática sobre o nódulo sinusal. Entretanto, esta hipótese ganha menos suporte à medida que resultados obtidos em nosso laboratório, não demonstram que a atropinização aumente o nível de estimulação simpática durante o exercício dinâmico, uma vez que, a taquicardia dos 30 segundos ao 4º minuto do esforço, nas potências mais elevadas (100 e 150 W), não se modifica significativamente na vigência da atropinização aguda (Maciel, 1983). Por outro lado, pacientes chagásicos com lesão crônica do subsistema eferente vagal, não apresentam, em relação aos indivíduos normais, maior grau de estimulação simpática quando se submetem ao esforço dinâmico (Gallo et alii, 1987). Não obstante

estas considerações, a discussão sobre este assunto não está encerrada, o que nos tem estimulado, a buscarmos, em nosso laboratório, outras alternativas fisiológicas, que possibilitem avaliarmos a magnitude da contribuição simpática e parassimpática determinantes da elevação da frequência cardíaca durante o exercício dinâmico (Gallo et alii, 1988), sem os inconvenientes decorrentes do bloqueio farmacológico.

3 - Inadequação do modelo proposto para caracterizar a resposta real do sistema fisiológico, particularmente no que tange à resposta rápida em baixas potências (25 watts). A simples análise visual dos gráficos referentes às respostas da frequência cardíaca ao exercício, nas várias potências estudadas, mostra que o exercício dinâmico realizado em altas potências, exibe um padrão de resposta cuja curva é de aspecto exponencial; ao contrário, no exercício dinâmico realizado em baixas potências, o aspecto da curva de resposta se afasta nitidamente do referido padrão (figuras 5, 6 e 7). Por outro lado, nos modelos testados, considerou-se o sistema como tendo latência de resposta nula, o que do ponto de vista fisiológico, não parece ser absolutamente correto, uma vez que, como referido no item 1, existem algumas evidências preliminares sugerindo que, a estimulação simpática só se torne aparente a partir dos 30 segundos subsequentes, ao início do exercício dinâmico (Maciel, 1983).

4 - O modelo utilizado para caracterizar cada um dos subsistemas, foi incapaz de detectar as modificações fisiológicas ocorridas devido ao fato de serem elas, isoladamente, de pequena magnitude. Embora esta hipótese não possa ser totalmente

descartada, dificilmente ela poderia ser suficiente para explicar os resultados obtidos, particularmente no que diz respeito ao componente lento de elevação da frequência cardíaca (dos 30 segundos ao 4º minuto de esforço) decorrente da estimulação simpática, uma vez que resultados obtidos no nosso laboratório demonstram que, o mesmo é significativamente modificado pelo treinamento físico aeróbico (Maciel, 1983).

O modelo 2, associado a uma soma dos 2 subsistemas de controle independentes, mostra uma alteração na CT2 (figura 26), induzida pelo programa de treinamento físico, ou seja, uma alteração na dinâmica do subsistema de atuação lenta, neste sentido se destacando do comportamento dos demais parâmetros, que não se mostraram alterados significativamente (figuras 23 a 25). Da mesma forma, o modelo 4 (figuras 30 a 32) mostra alterações na CT (figura 32), com menor valor na condição PT, e não apresenta alterações significativas entre os valores de AFC nas condições AT e PT (figura 31). A questão acima exposta envolvendo o conceito do aumento da atividade simpática, com o nível de exercício físico, sugere que a frequência cardíaca durante a realização do mesmo, seja controlada por dois subsistemas, um rápido (parassimpático) e um lento (simpático), que se interagem. O subsistema lento exibe uma resposta dependente do estímulo (potência) e é estruturalmente modificado pelo treinamento físico. A conceituação colocada desta forma abre perspectivas para se continuar analisando os subsistemas como sendo lineares, e que possivelmente, exista uma função não-linear de interação entre eles.

Baseados em todas as considerações até aqui exaradas, quer nos parecer que dentre os modelos testados o modelo 2, apesar das inadequações anteriormente discutidas, por levar em consideração a existência de 2 subsistemas diferentes, e por melhor conciliar a modificação da constante de tempo lenta, com os achados de natureza fisiológica observados na condição de treinamento físico, ligados ao subsistema simpático, mostra-se promissor no sentido de que possamos aprimorá-lo para que o mesmo mais se aproxime da resposta esperada. Neste sentido, a introdução de um retardo de tempo (latência) na resposta do componente lento (simpático dependente), ainda a ser melhor determinado em experimentos específicos, quipá resulte em modelos mais bem ajustados.

Em resumo, se por um lado os nossos resultados mostram que, embora os modelos matemáticos testados, ainda não sejam ideais na caracterização das respostas de frequência cardíaca, subsidiadas pela interação simpática e parassimpática, eles permitem chegarmos a uma série de formulações teóricas sobre o controle da frequência cardíaca; por outro lado, estes mesmos resultados também nos permitem antever, a possibilidade de que outros modelos possam ser testados em um futuro próximo, no sentido de que cada vez mais nos aproximemos da real resposta fisiológica, a tal ponto que seja possível, a partir de algumas condições estudadas, simularmos as respostas da frequência cardíaca em uma ampla faixa de ajustes fisiológicos.

V - SUMÁRIO E CONCLUSÕES

A presente investigação tem por objetivo estudar a resposta da frequência cardíaca (FC) ao exercício dinâmico, utilizando-se 4 modelos matemáticos, que foram escolhidos de modo a caracterizar a resposta global desta variável, bem como identificar os 2 subsistemas do sistema nervoso autônomo, ou seja, o simpático e o parassimpático, que são os principais responsáveis pelas modificações da FC induzidas pelo exercício dinâmico.

Seis indivíduos normais, sedentários, foram submetidos às provas funcionais em condições normais, e na vigência de bloqueio farmacológico com sulfato de atropina (0,04 mg/kg de peso): o teste de exercício dinâmico foi realizado em bicicleta ergométrica nas potências de 25, 50, 75, 100 e 150 W, por 4 minutos, intercalados por períodos de repouso. Também foram incluídos no presente trabalho, outros 6 indivíduos normais, sedentários, que se submeteram às provas funcionais nas condições acima citadas, antes e após um período de treinamento físico aeróbico de 10 semanas, a uma frequência de 5 vezes por semana. Cada sessão diária compreendia 4 períodos de exercício de 7, 6, 6 e 6 minutos cada, com uma intensidade de potência que correspondesse a 60, 70, 80 e 90% do consumo máximo de oxigênio atingido na prova de esforço.

A partir dos traçados eletrocardiográficos, a FC foi calculada como média de 5 em 5 s (M5), e a média de batimento-a-batimento (BB) foi obtida através de um analisador digital conectado a um computador (HP-1000 M).

Os conjuntos de dados obtidos foram ajustados pelo método dos mínimos quadrados, aos seguintes modelos:

1) Modelo 1A - função monoexponencial, que admite por hipótese de trabalho, que os subsistemas simpático e parassimpático fossem indistinguíveis;

2) Modelo 1B - modelo de função monoexponencial idêntico ao modelo 1A, em que os dados correspondem à condição de atropinização, que por bloquear o subsistema parassimpático, permite quantificar-se a contribuição isolada do subsistema simpático;

3) Modelo 2 - correspondente à soma de duas funções monoexponenciais, de modo a considerar como hipótese de estudo que os dois subsistemas do sistema nervoso autônomo, sejam independentes;

4) Modelo 3 - função monoexponencial ajustada à diferença entre o teste sem atropinização e os valores simulados obtidos do modelo 1B, assumindo a somabilidade dos dois subsistemas, e assim, representando a contribuição isolada do subsistema parassimpático;

5) Modelo 4 - função monoexponencial ajustada para a diferença dos dados de FC sem atropinização e, a simulação de uma função linear ajustada do 1º ao 4º minuto, para os dados da condição de atropinização - representativa da resposta global da FC ao início do exercício dinâmico.

A medida de adequação dos modelos aos dados, foram avaliados pelos seguintes critérios: 1) porcentagem de convergência e de constantes de tempo (CTs) significantes; 2) média da soma dos quadrados residuais; 3) medidas de não linearidade, a) vício (Box, 1971); b) medidas de curvatura intrínseca e de efeito de parâmetros (Bates e Watts, 1980) e 4)

estudo de simulação para determinar as propriedades de distribuição dos parâmetros.

A partir da análise dos critérios utilizados na avaliação dos modelos matemáticos, aplicados na representação das variações da atividade autonômica, dos subsistemas simpático e parassimpático envolvidos na regulação da FC durante o exercício dinâmico, pudemos chegar às seguintes conclusões:

1) As constantes de tempo rápidas não apresentam determinação adequada com os dados de média de 5-5 s (M5), sendo melhor determinadas com os dados de BB.

2) O modelo 2, representativo da resposta somatória de 2 exponenciais com CTs curta e longa, apesar de mostrar algumas inadequações (% de convergência ao redor de 50%, existência de não linearidade, menores valores de % de significância das constantes de tempo) quando comparado com o modelo 1A, que expressa a resposta da FC como mono-exponencial, foi o que mostrou pelo critério da soma dos quadrados dos resíduos, uma melhor adequação de ajuste. Por outro lado, deve ser enfatizado, que as CTs longas (CT2) do modelo 2 mostraram tendência à redução de valores após o treinamento físico, o que está de acordo com a interpretação fisiológica da diminuição de atividade simpática em níveis mais intensos de esforço.

3) Os modelos mono-exponenciais representativos da resposta isolada do simpático e parassimpático, apesar de mostrarem alta porcentagem de convergência, apresentaram evidência de inadequação de ajuste (resíduo de amplitude dominante no início do exercício). Outrossim, a análise das CTs

destes modelos não se mostraram sensíveis para detectar modificações fisiológicas da resposta da FC induzida pelo treinamento físico aeróbico, particularmente aquelas decorrentes da diminuição da estimulação simpática em esforço.

4) Se por um lado, os nossos resultados mostram que, os modelos matemáticos testados ainda não sejam ideais na caracterização das respostas de frequência cardíaca, subsidiadas pela interação simpática e parassimpática, eles permitem chegarmos a uma série de formulações teóricas sobre o controle da frequência cardíaca. Por outro lado, deve-se incluir entre as perspectivas de investigações futuras, outras técnicas de identificação de sistemas, uma vez que o presente trabalho fornece subsídios para novos estudos de modelagem matemática, e de delineamento experimentais na abordagem da atividade dos subsistemas autonômicos, que participam da regulação da FC ao exercício dinâmico.

VI - SUMMARY AND CONCLUSIONS

The purpose of the present investigation was to study the heart rate (HR) response to dynamic exercise (DE), by fitting four mathematical models that could characterize the global response of this variable and identify the two components of the autonomic nervous system (sympathetic and parasympathetic) that are responsible for HR changes induced by dynamic exercise.

Six normal sedentary subjects were submitted to functional tests under normal conditions and during pharmacological blockade using intravenous infusion of atropine sulphate (0,04 mg/kg body weight). Dynamic exercise tests were performed in a cycloergometer using powers of 25, 50, 75, 100 and 150 Watts for four minutes, intercalated by resting intervals. Six other normal and sedentary subjects were also submitted to the same functional tests before and after a protocol of aerobic exercise training undertaken 5 times a week during a period of 10 weeks. Each daily session comprised four periods of 7, 6, 6 and 6 minutes, using powers correspondent to 60%, 70%, 80% and 90% of maximum oxygen consumption, that was obtained few days earlier.

Heart rate was calculated as an average of 5 second intervals from the eletro-cardiographic tracings and beat to beat (BB) through a digital analyzer, connected to a HP-1000 M computer.

Using the method of least squares, data were adjusted to the following models:

1) Model 1A - a monoexponential function model which admits, for hypothesis, that the effects of the sympathetic and the parasympathetic nervous systems cannot be distinguished;

2) Model 1B - a monoexponential function model that allows to quantify the effect of the sympathetic system alone, since data correspond to the condition of parasympathetic blockade by atropine;

3) Model 2 - correspondent to the sum of the two monoexponential functions. It considers, for hypothesis, the independence between the two components of the autonomic nervous system;

4) Model 3 - a monoexponential function adjusted to the difference between the control test and the simulated value obtained from model 1B. It assumes that the two components can be added and thus represents the contribution of the parasympathetic system alone;

5) Model 4 - a monoexponential function adjusted to the difference between data of the control and the simulated condition of a linear adjustment from the first to the fourth minute for data of individuals under atropine effect. It represents the global response of HR to the beginning of dynamic exercise.

The adequacy of model fitting to data was assessed by the following criteria: 1) percentage of convergence and significance of the constants of time (CTs); 2) residual mean sum of squares; 3) measure for non-linearity, a) bias (Box, 1971); b) measures of intrinsic curvature and effect of parameters (Bates and Watts, 1980) and; 4) simulation study to determine distribution properties of the parameters.

The conclusions were obtained through the analysis of mathematical models applied to evaluate the contribution of the autonomic components involved in the regulation of HR during dynamic exercise were the following:

1) Fast time constants do not show adequate determination with an average of 5 second intervals data, being better determined with beat to beat data.

2) The model 2, which represents the sum of two exponentials with short and long CTs, although having some inadequacies (% of convergence at about 50%, existence of non-linearity, lower values of % of significance of the constants of time), when compared to the model 1A, which expresses the response of heart rate as a monoexponential, showed a better fit by the criteria of sum of square of the residuals. On the other hand, it must be emphasized that the long CTs (CT2) of the model 2 have shown a trend to reduce of the values after the physical training, which is in accordance to the physiologic interpretation of the reduced sympathetic activity in more intense levels of effort.

3) The monoexponential models, which represent the isolate answer of the sympathetic and parasympathetic, although having a high percentage of convergence, have shown some evidences of a poor fit (dominant amplitude residual at the beginning of the exercise). Furthermore, the analysis of the CTs of these models reveals that they are not sensitive to detect physiological modifications in the response of HR induced by the aerobic physical training, particularly those ones decurrent from the reduction of the sympathetic stimulation in effort.

4) If on the one hand, our results have shown that the mathematical models tested are still not the ideal in the characterization of the responses of the heart rate subsidized by the sympathetic and parasympathetic interaction, they on the other hand permit to reach to a series of theoretical formulations on the control of HR. Several techniques of identification of the systems must be included among the perspectives of future investigations, since the present work furnishes subsidy to new studies in mathematical modeling, and to the design of the experiments in the approach of the activity of the autonomic systems that take place in the regulation of the HR during the dynamic exercise.

VII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BAKKER, H.K.; STRUIKENKAMP, R.S.; DE VRIES, G.A. Dynamics of ventilation, heart rate, and gas exchange: sinusoidal and impulse work loads in man. J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol., 48 (2): 289-294, 1980.
- BANISTER, E.W. & JACKSON, R.C. The effect of speed and load changes on oxygen intake for equivalent power outputs during bicycle ergometry. Int. Z. Angew. Physiol., 24: 284-289, 1967.
- BARD, Y. Nonlinear parameter estimation. New York, Academic Press, 1974.
- BASAR, E. Biophysical and physiological system analysis. Massachusetts, Addison Wesley, 1976.
- BATES, D.M. & WATTS, D.G. Relative curvature measures of nonlinearity. J.R. Stat. Soc. Ser B, 42: 1-25, 1980.
- BELLO, L.D. Programa para o cálculo do intervalo R-R de eletrocardiograma. Ribeirão Preto, Laboratório de Hemodinâmica e Função Pulmonar da FMRP-USP, 1983. (Relatório Técnico, 8301).
- BERNE, R.M. & LEVY, M.N. Control of the heart. In: Cardiovascular physiology. St. Louis, C. V. Mosby, 1967, p. 132-138
- BEVEGARD, B.S. & SHEPHERD, J.T. Regulation of the circulation during exercise in man. Physiol. Rev., 47: 178-208, 1967.
- BOX, G.E.P. & LUCAS, H.L. Design of Experiments in non-linear situations. Biometrika, 46: 77-90, 1959.
- BOX, M.J. Bias in nonlinear estimation. J.R. Stat. Ser B, 33: 171-201, 1971.

- BROMAN, S. & WIGERTZ, O. Transient dynamics of ventilation and heart rate with step changes in work load from different load levels. Acta Physiol. Scand., 81: 54-60, 1971.
- BRUNDIN, T. & CERNIGLIARO, C. The effect of physical training on the sympathoadrenal response to exercise. Scand. J. Clin. Lab. Invest., 35: 525-530, 1975.
- CLAUSEN, J.P. Effect of physical training on cardiovascular adjustments to exercise in man. Physiol. Reviews, 57: 779-815, 1977.
- COHEN, C.J. & MUEHL, G.E. Human circadian rhythms in resetting and exercise pulse rates. Ergonomics, 20: 475-479, 1977.
- CRAIG, F.N. & GUMMINGS, E.G. Slowing of the heart at the beginning of exercise. J. Appl. Physiol., 18: 353-356, 1963.
- DeBOER, R.W.; KAREMAKER, J.M.; STRACKEE, J. Comparing spectra of series of point events particularly for heart rate variability data. IEEE Trans. Biom. Eng., 31 (4): 384, 1984.
- DENOLIN, H.; MESSIN, R.; DEGRE, S.; VANDERMOTEN, P.; COSTER, A. de. Adaptation cardio-circulatoire au cours de l'effort musculaire: aspects physiologiques et applications pratiques. Acta Cardiol. Brux., 21: 663-670, 1966.
- De SCHRYVER, C.; HERDT, P.; LAMMERANT, J. Effect of physical training on cardiac Catecholamine concentrations. Nature, 214: 907-908, 1967.
- De SCHRYVER, C.; MERTENS-STRYTHAGEN, J.; BECSEI, I.; LAMMERANT, J. Effect of training on heart and skeletal muscle catecholamine concentration in rats. Am. J. Physiol., 217: 1589-1592, 1969.

- De SCHRYVER, C. & MERTENS-STRYTHAGEN, J. Heart tissue acetylcholine in chronically exercised rats. Experientia, 31: 316-318, 1975.
- DOEBELIN, E.O. Measurement systems: application and design. Tokyo, McGraw Hill, 1976.
- DONGARRA, J.J.; MOLER, C.B.; BUNCH, J.R.; STEWART, G.W. Limpack user's guide. Philadelphia, SIAM, 1979.
- EKBLOM, B.; GOLDBARG, A.N.; KILBOM, A.; ASTRAND, P.O. Effects of atropine and propranolol on the oxygen transport system during exercise in man. Scand. J. Clin. Lab. Invest., 30: 35-42, 1972.
- EKBLOM, B.; KILBOM, A.; SOLTYSIAK, J. Physical training, bradycardia, and autonomic nervous system. Scand. J. Clin. Lab. Invest., 32: 251-256, 1973.
- EKELUND, L.G. & HOLMGREN, A. Central hemodynamics during exercise. Circ. Res., 20 (suppl. 1): 33, 1967.
- EKELUND, L.G. Exercise. Including weightlessness. Ann. Rev. Physiol., 31: 85-116, 1969.
- EPSTEIN, S.E., ROBINSON, B.F., KAHLER, R.L.; BRAUNWALD, E. Effects of beta-adrenergic blockade on the cardiac response to maximal and submaximal exercise in man. J. Clin. Invest., 44: 1745-1749, 1965.
- FAGRAEUS, L. & LINNARSSON, D. Autonomic origin of heart rate fluctuations at the onset of muscular exercise. J. Appl. Physiol., 40: 679-682, 1976.
- FREYSCHUSS, U. Cardiovascular adjustment to somatomotor activation. Acta Physiol. Scand. (Suppl. 342): 5-63, 1970a.

- FREYSCHUSS, U. Elicitation of heart rate and blood pressure increase on muscle contraction. J. Appl. Physiol., 28: 758-761, 1970b.
- FRICK, M.H.; ELOVAINIO, R.O.; SOMER, T. The mechanism of bradycardia evoked by physical training. Cardiologia, 51: 46-54, 1967.
- FUJIHARA, Y.; HILDEBRANDT, J.R.; HILDEBRANDT, J. Cardiorespiratory transients in exercising man. I. Tests of superposition. J. Appl. Physiol., 35: 58-67, 1973a.
- FUJIHARA, Y.; HILDEBRANDT, J.R.; HILDEBRANDT, J. Cardiorespiratory transients in exercising man. II. Linear models. J. Appl. Physiol., 35: 68-76, 1973b.
- GALLO JR., L.; MACIEL, B.C.; JUNQUEIRA JR., L.F.; MARIN NETO, J.A.; MANÇO, J.C.; TERRA FILHO, J.; AMORIN, D.S. Receptores, vias aferentes e eferentes envolvidos no esforço físico. In: ENCONTRO DE FISILOGIA CARDIOVASCULAR E RESPIRATORIA, 10, Serra Negra, SP, 1978.
- GALLO JR., L.; MORELO FILHO, J.; MACIEL, B.C.; MARIN NETO, J.A.; MARTINS, L.E.B.; LIMA FILHO, E.C. Functional evaluation of sympathetic and parasympathetic system in Chaga's disease using dynamic exercise. Cardiovas. Res., 21: 922-927, 1987.
- GALLO JR., L.; MACIEL, B.C.; MARIN NETO, J.A.; MARTINS, L.E.B.; LIMA FILHO, E.C. The use of isometric exercise as a means of evaluating the parasympathetic contribution to the tachycardia induced by dynamic exercise in normal man. Pflugers Arch. (in press).
- GASSER, H.S. & MEEK, W.J. A study of the mechanism by which muscular exercise produces acceleration of the heart. Am. J. Physiol., 34: 48-52, 1914.

- GOODWIN, G.C. & PAYNE, R.L. Dynamic system identification: experiment design and data analysis. New York, Academic Press, 1977.
- GRECO, E.C.; HORST, B.; SAEZ, A. Transient ventilatory and heart rate responses to moderate nonabrupt pseudo random exercise. J. Appl. Physiol., 60 (5): 1524-1534, 1986.
- HARTLEY, L.H.; MASON, J.W.; HOGAN, R.P.; JONES, L.G.; KOTCHEN, T.A.; MOUGEY, E.H.; WHERRY, F.E.; PENNINGTON, L.L.; RICKETTS, P.T. Multiple hormonal responses to graded exercise in relation to physical training. J. Appl. Physiol., 33: 602-606, 1972.
- HERRLICH, H.C.; RAAB, W.; GIGEE, W. Influence of muscular training and of catecholamines on cardiac acetylcholine and cholinesterase. Arch. Int. Pharmacodyn., 79 (1-2): 201-215, 1960.
- JOSE, A.D. & COLLISON, D. The normal range and determinants of the intrinsic heart rate in man. Cardiovasc. Res., 4: 160-167, 1970.
- KARLSSON, H. & WIGERTZ, O. Ventilation and heart-rate responses to ramp-function changes in work load. Acta Physiol. Scand., 81: 215-224, 1971.
- KATONA, P.G.; McLEAN, M.; DIGHTON, D.H.; GUZ, A. Sympathetic and parasympathetic cardiac control in athletes and nonathletes at rest. J. Appl. Physiol.: Respir. Environ. Exerc. Physiol. 52 (6): 1652-1657, 1982.
- LANOBY, C. & NONJER, F.H. A hiperbolic ergometer for cycling and cranking. J. Appl. Physiol., 9: 499-500, 1956.
- LEVY, M.N. Sympathetic-parasympathetic interactions in the heart. Circ. Res., 29: 437-445, 1971.

- LEVY, M.N. Parasympathetic control of the heart. In: RANDALL, W.C., ed. Neural regulation of the heart. Oxford, Oxford University Press, 1977, p. 97.
- LEVY, M.N. Cardiac sympathetic-parasympathetic interaction. Fed. Proc., 43: 2598-2602, 1984.
- LEWIS, S.F.; NYLANDER, E.; GAD, P.; ARESKOG, N.H. Non-autonomic component in bradycardia of endurance trained men at rest and during exercise. Acta Physiol. Scand., 109: 297-305, 1980a.
- LEWIS, S.P.; THOMPSON, P.; ARESKOG, N.H.; MARCONYAK, M.; VODAK, P.; de BUSK, R.; HASKELL, W. Endurance training and heart rate control studied by combined parasympathetic and beta-adrenergic blockade. Int. J. sports. Med., 1: 42-49, 1980b.
- LINNARSSON, D. Dynamics of pulmonary gas exchange and heart rate changes at start and end of exercise. Acta Physiol. Scand. (Suppl. 415): 1-61, 1974.
- MACIEL, B.C. Regulação autonômica da frequência cardíaca em indivíduos normais. Contribuição ao estudo da resposta cronotrópica ao exercício físico (dinâmico e isométrico). Ribeirão Preto, Faculdade de Medicina-USP, 1979. (Dissertação-Mestrado).
- MACIEL, B.C. Contribuição de mecanismo autonômicos nas modificações da frequência cardíaca induzida pelo treinamento físico. Ribeirão Preto, Faculdade de Medicina-USP, 1983. (Tese-Doutorado).
- MACIEL, B.C.; GALLO JR., L.; MARIN NETO, J.A.; LIMA FILHO, E.C.; TERRA FILHO, J.; MANÇO, J.C. Parasympathetic contribution to bradycardia induced by endurance training in man. Cardiovas. Res., 19: 642-648, 1985.

- MACIEL, B.C.; GALLO JR., L.; MARIN NETO, J.A.; LIMA FILHO, E.C.; MARTINS, L.E.B. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. Clin. Sci., 71: 457-460, 1986.
- MARQUARDT, D. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. J. Soc. Ind. Appl. Math., 11: 2-9, 1963.
- MARTINS, L.E.B.; GALLO JR., L.; PAULIN, J.B.P.; MACIEL, B.C.; MARIN NETO, J.A. The design of a system for calibration of an electronic cycle ergometer (Siemens model 380B). Braz. J. Med. Biol. Res., 18 (5-6): 587-798, 1985.
- MARTINS, L.E.B. Programa filtro digital. Ribeirão Preto, Laboratório de Hemodinâmica e Função Pulmonar da FMRP-USP, 1986. (Relatório, 01/86)
- MARTINS, L.E.B.; GALLO JR., L.; PAULIN, J.B.P.; MACIEL, B.C.; MARIN NETO, J.A.; LIMA FILHO, E.C. Utilização de análise de sistemas no estudo da resposta cardiorespiratória ao esforço físico dinâmico. R. Bras. Eng./Cad. Eng. Biom., 4: 1, 1987.
- MIYAMOTO, Y.; HIURA, T.; TAMURA, T.; NAKAMURA, T.; HIGUCHI, J.; MIKAMI, T. Dynamics of cardiac respiratory, and metabolic function in men in response to step work load. J. Appl. Physiol.: Respir. Environ. Exerc. Physiol., 52(5): 1198-1208, 1982.
- MUSCHALL, E. Peripheral muscarinic control of norepinephrine release in the cardiovascular system. Am. J. Physiol., 239: H.713-720, 1980.
- OTNES, R.K. & ENOCKSON, L. Digital time series analysis. New York, John Wiley, 1972.
- PAULEV, P.E. Respiratory and cardiac responses to exercise in man. J. Appl. Physiol., 30: 165-170, 1971.

- PENPARKGUL, S. & SCHEUER, J. The effect of physical training upon the mechanical and metabolic performance of the rat heart. J. Clin. Invest., 49: 1859-1868, 1970.
- PETRO, J.K.; HOLLANDER, A.P.; BOUMAN, L.N. Instantaneous cardiac acceleration in man induced by a voluntary muscle contraction. J. Appl. Physiol., 29: 794-798, 1970.
- RATKOWSKY, D.A. Nonlinear regression modeling. A unified practical approach, New York, Marcel Dekker, 1983.
- RIGEL, D.F.; LIPSON, D.; KATONA, P.G. Excess tachycardia: heart rate after antimuscarinic agents in conscious dogs. Am. J. Physiol., 246: H.168-173, 1984.
- ROBINSON, B.F.; EPSTEIN, S.E.; BEISER, G.D.; BRAUNWALD, E. Control of heart rate by the autonomic nervous system. Studies in man of the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. Circ. Res., 19: 400-420, 1966.
- ROSENBLUETH, A. & SIMEONE, F.A. The interrelations of vagal and accelerator effects on the cardiac rate. Am. J. Physiol., 110: 42-49, 1934.
- SATO, I.; HASEGAWA, Y.; HOTTA, K. System analysis of heart rate control in man. J. Appl. Physiol., 41 (5): 790-796, 1976.
- SATO, I.; HASEGAWA, Y.; HOTTA, K. Autonomic nervous control of the heart in exercising man. Pfugers Arch., 384: 1-7, 1980.
- SAYERS, B.McA. Signal analysis of heart rate variability. In: KITNEY, R.I. & ROMPELMAN, O., eds. The study of heart rate variability. Oxford, Clarendon, p. 27-58, 1980.
- SCHEUER, J. & TIPTON, C.M. Cardiovascular adaptations to physical training. Ann. Rev. Physiol., 39: 221-251, 1977.

- SIGVARDSSON, K.; SVANFELDT, E.; KILBOM, A. Role of adrenergic nervous system in the development of training-induced bradycardia. Acta Physiol. Scand., 101: 481-488, 1977.
- SMITH, O.A. Reflex and central mechanisms involved in the control of the heart and circulation. Ann. Rev. Physiol., 36: 93, 1974.
- SMITH, E.E.; GUYTON, A.C.; MANNING, R.D.; WHITE, R.J. Integrated mechanisms of cardiovascular response and control during exercise in the normal human. Prog. Cardiovasc. Dis., 18: 421-433, 1976.
- SNEDECOR, G.W. & COCHRAN, W.G. Statistical methods. Iowa, Iowa State University Press, 1967.
- STEGEMANN, J. Zum Mechanismus der Pulsfrequenzeinstellung durch den Stoffwechsel. IV. Zur Frage der Lokalisation der Stoffwechselempfindlichen Muskebreceptoren. Pflügers Arch., 276: 511-524, 1963.
- TANZ, R.D.; KLOKA, A.; HARWOOD, B.; RIGHTMER, D. Negative chronotropic and antiarrhythmic properties of atropine and other tropane analogues on isolated cat heart preparations. Circ. Res., 42: 467-473, 1978.
- TIPTON, C.M. & TAYLOR, B. Influence of atropine on heart rate of rats. Ann. J. Physiol., 208: 480-484, 1965.
- TIPTON, C.M.; BARNARD, R.J.; TCHENG, T. Resting heart rate investigations with trained and nontrained hypophysectomized rats. J. Appl. Physiol., 26: 585-588, 1969.
- TIPTON, C.M.; MATTHES, R.D.; TCHENG, T.K.; DOWELL, R.T.; VAILAS, A. The use of the langerdoff preparation to study the bradycardia of training. Med. Sci. Sports, 9: 220-230, 1977.

WASSERMAN, K. & WHIPP, B.J. Exercise physiology in health and disease. Am. Rev. Resp. Dis., 112: 219-226, 1975.

WIGERTZ, O. Dynamics of ventilation and heart rate in response to sinusoidal work load in man. J. Appl. Physiol., 29 (2): 208-218, 1970.

WIGERTZ, O. Dynamics of respiratory and circulatory adaptation to muscular exercise in man. A system analysis approach. Acta Physiol. Scand., (Suppl. 363): 3-28, 1970.

WILLIAMS, R.S.; EDEN, R.S.; MOLL, M.E.; LESTER, R.M.; WALLACE, A.G. Autonomic mechanisms of training bradycardia: β -adrenergic receptors in humans. J. Appl. Physiol.: Respir. Environ. Exerc. Physiol., 51: 1232-1237, 1981.

ZADEH, L.A. & DESOER, C.A. Linear system theory. New York, McGraw Hill, 1963.

VIII - APÊNDICE A

A. DIGITALIZAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

No processo para obtenção da frequência cardíaca batimento-a-batimento descrito no capítulo II, deve ser considerado o erro introduzido pela conversão analógica digital. Assim, a frequência cardíaca instantânea (FC_i), definida como o inverso do período RR, é calculada como:

$$FC_i = \frac{K}{x_2 - x_1} \quad (1)$$

onde: K = fator de conversão

x_2 = ponto referente a leitura da 2ª onda R

x_1 = ponto referente a leitura da 1ª onda R

Este fator de conversão engloba a velocidade do registro, ampliação da mesa do analisador digital, conversão analógica-digital e unidades, fornecendo a frequência cardíaca em bat/min.

B. RUÍDO E FILTRO DIGITAL

Observando o denominador da equação (1), a medida do intervalo R-R (IRR), reflete a diferença de leitura entre dois pontos digitais. Como descrito na literatura (Doebelin, 1976), tanto x_2 como x_1 , estão intrinsicamente sujeitos ao erro

de origem digital de ± 1 bit, desta forma, qualquer distância medida está sujeita ao erro absoluto, $ea = \pm 2$ bits, e como consequência, uma série de medidas de IRRs deve apresentar:

$$\sigma_{IRR} = ea/3 = 2/3 \quad (2)$$

Qualquer medida do IRR está sujeita a este erro fixo, mas a equação (1) representa uma relação hiperbólica, então quanto menor a distância medida, maior será a influência deste erro sobre o valor da frequência cardíaca obtida. Este fato pode ser constatado, observando-se a figura A1, onde, quanto maior o nível da frequência cardíaca, maior é o ruído.

Com finalidade de reduzir este ruído foi desenvolvido um filtro digital de variância variável linear, recursivo de 12ª ordem e com parâmetros variáveis.

Assim, a proposição deste filtro digital é tornar homogêneo a influência do erro digital intrínseco, sobre a frequência cardíaca instantânea, obtida por este processo.

1 - Desenvolvimento do Algoritmo

A dependência, de qualquer propriedade estatística, entre uma sequência de valores de frequência cardíaca e os valores de IRRs medidos pode ser obtida pelo método descrito em Doeblin (1976) como:

$$\sigma_{FC} = \frac{\delta f(\text{IRR})}{\delta \text{IRR}} \sigma_{\text{IRR}} \quad (3)$$

onde: $f(\text{IRR})$ é a relação entre IRR e FC (equação 1)

σ_{IRR} desvio padrão de uma sequência de medidas de IRR (equação 2)

σ_{FC} desvio padrão de uma sequência de medidas de FC.

Calculando a derivada da equação (1) e substituindo em (3), temos:

$$\sigma_{FC} = \frac{K}{\text{IRR}^2} \sigma_{\text{IRR}} \quad (4)$$

Por outro lado, se um filtro digital, recursivo, de primeira ordem for aplicado a uma sequência de valores de frequência cardíaca de entrada (FC^e), fornece como saída, uma nova sequência de frequência cardíaca de saída (FC^s), que é obtida por:

$$FC^s_i = \alpha FC^s_{i-1} + (1 - \alpha) FC^e_i \quad (5)$$

onde: α é o coeficiente do filtro e o índice i representa o i -ésimo valor da sequência.

Pode ser mostrado (Otnes e Enokson, 1972), que a relação entre as variâncias das duas sequências de valores é dada por:

$$\sigma_{FCS}^2 = \frac{1 - \alpha}{1 + \alpha} \sigma_{FCE}^2 \quad (6)$$

Lembrando que o objetivo do filtro digital é manter a variância da sequência de saída do filtro constante, vamos assumir esta variância como a obtida em medida de IRR = 1,33 s (que representa o menor valor de frequência cardíaca encontrada nos experimentos, 45 bat/min), que utilizando (4) fornece:

$$\sigma_{FCS} = \frac{K}{1,33^2} \sigma_{IRR} \quad (7)$$

substituindo (2) em (7) e elevando-se ao quadrado, temos:

$$\sigma_{FCS}^2 = \frac{K^2 \times (2/3)^2}{(1,33)^4} \quad (8)$$

Usando-se (8) como a variância constante de (6) e elevando-se (4) ao quadrado e substituindo-se em (6), temos:

$$\frac{K^2 (2/3)^2}{(1,33)^4} = \frac{1 - \alpha}{1 + \alpha} \frac{K^2 \times \sigma_{IRR}^2}{IRR^4} \quad (9)$$

rearranjo (9), temos:

$$\alpha = \frac{(1,33)^4 - \text{IRR}^4}{(1,33)^4 + \text{IRR}^4} \quad (10)$$

que permite calcular os valores do coeficiente do filtro digital, em função dos valores de IRR. A tabela A1 apresenta alguns valores de α na faixa de ocorrência dos IRR. Na subrotina desenvolvida este valor é recalculado em cada passo segundo (10).

A figura A2 mostra a resposta da frequência cardíaca aos mesmos testes ergométricos da figura A1, porém, com a utilização do filtro digital.

TABELA A1 - Alguns valores dos coeficientes de filtro (α) obtidos pela equação (10).

IRR (s)	FC (bat/min)	α
1,33	45	0
1,00	60	0,52
0,50	120	0,95
0,33	180	0,98

IRR(s) = intervalo entre duas ondas R do eletrocardiograma em segundos; FC = frequência cardíaca em bat/min.

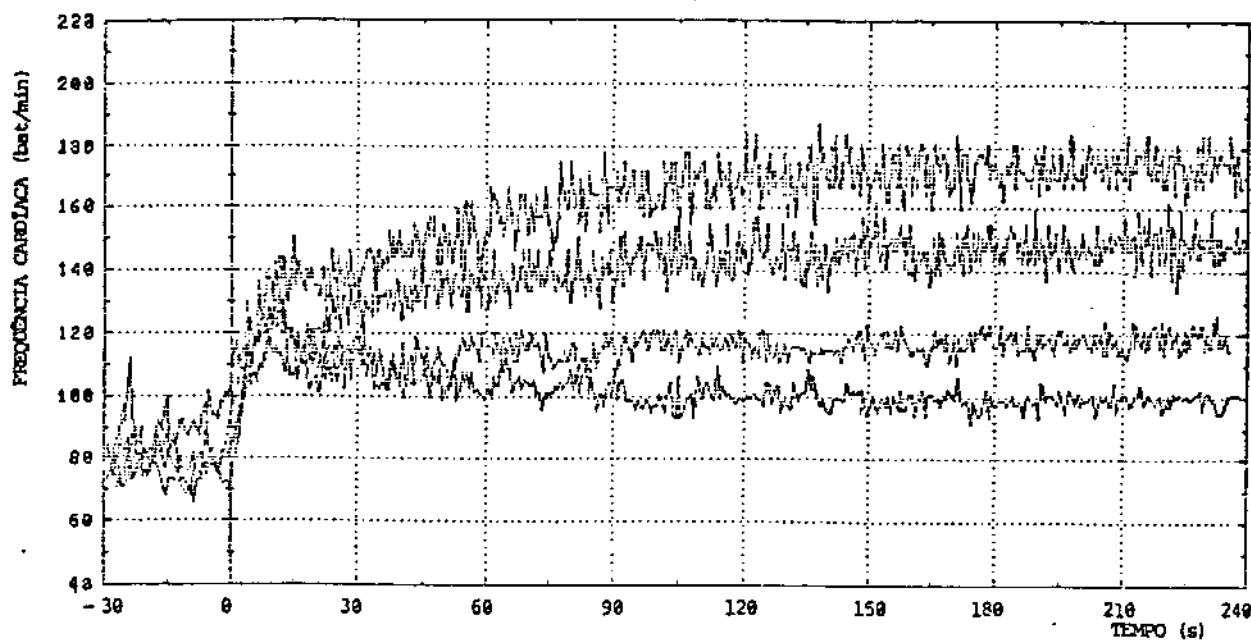


FIGURA A1 - Resposta da FC ao exercício dinâmico nas potências de 25, 50, 100 e 150 W obtidas por processo digital de recuperação de dados de FC, sem filtro digital (observar o aumento de componentes de alta frequência para FCs mais elevadas).

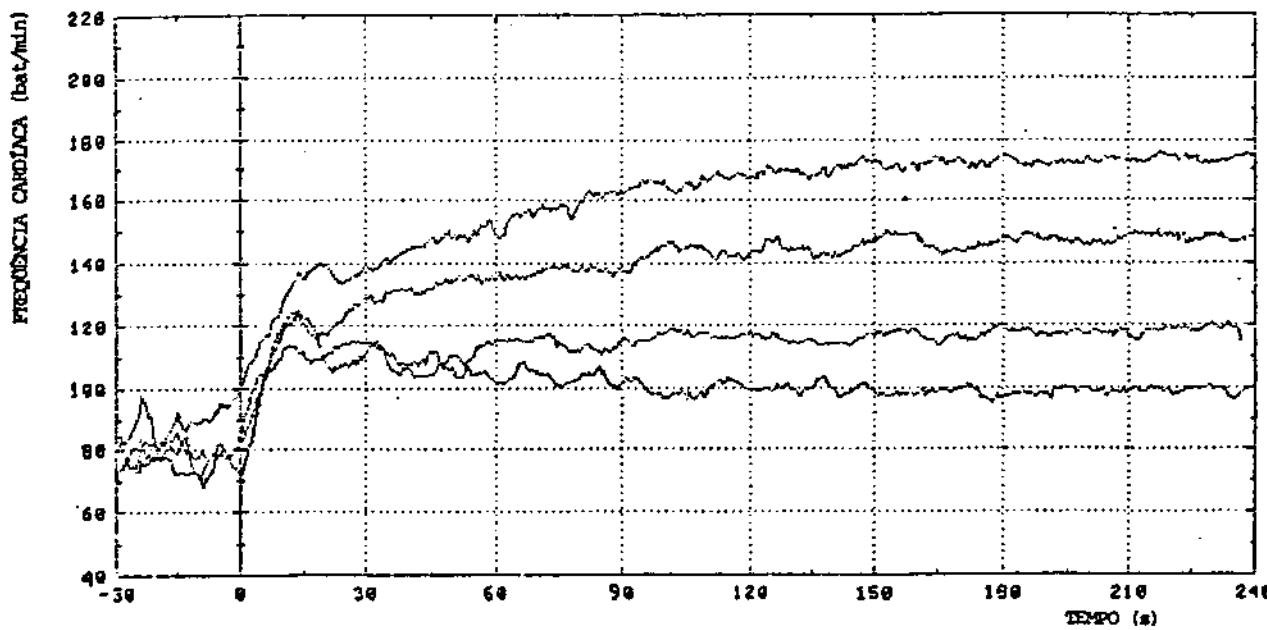


FIGURA A2 - Resposta da FC ao exercício dinâmico nas mesmas condições da figura A1 após processamento por filtro digital linear recursivo de 1ª ordem de variância variável.

A. MODELOS MATEMÁTICOS

Modelos matemáticos desenvolvidos a partir de conjuntos de dados experimentais, representam um ponto fundamental para a análise de um sistema dinâmico sob observação, tentando-se estabelecer a "identificação" de uma única estrutura, que permita representar a dinâmica do comportamento real de tal sistema, embora a solução "única" na identificação do sistema deva ser esperada. É importante frisar, que existem formas diferentes, porém equivalentes, para descrever as relações entradas-saídas para um dado sistema.

A modelagem matemática pode ser enfocada em um processo de três estágios, a saber: I) caracterização do sistema; II) classificação do sistema e III) identificação do sistema (Zadeh e Desoer, 1963).

1. Caracterização do Sistema

Caracterização do sistema é a determinação de uma relação entrada-saída de forma matemática, que caracterize o comportamento do sistema. Assim, pode ser dito, que a este nível deve-se decidir a respeito do conjunto de características envolvendo as seguintes relações entrada-saída:

1.1) Modelo dinâmico ou estático

Como exposto anteriormente, o objetivo deste estudo é a resposta cronotrópica da FC, durante o exercício dinâmico,

portanto, o modelo dinâmico é o adequado.

1.2) Dimensão do espaço de estado finito ou infinito

Como exposto, embora a variável de resposta seja a FC, esta é resultante da interligação de inúmeros fatores, muitos deles desconhecidos, ou de difícil interpretação. Assim, de maneira mais simplificada, os fatores mais relevantes de saída, neste estudo, se devem às ações do sistema nervoso autonômico simpático e parassimpático, de tal forma, que a análise se restringirá à dimensão finita.

1.3) Estados discretos ou contínuos

Em decorrência do fato da FC poder assumir valores reais, os estados serão tratados como contínuos.

1.4) Tempo discreto ou contínuo

Neste passo surge o primeiro ponto controverso, que é a natureza da variável FC. Esta, segundo uma visão menos aproximada é a resultante de um processo pontual, não equiespaçado no tempo (DeBoer et alii, 1984). Surge assim, o compromisso entre se adotar uma família de classes de modelos pouco estudados na literatura (DeBoer et alii, 1984), ou como assumido neste trabalho, usar como hipótese simplificadora, a variável FC como um fenômeno contínuo, como sugerido por Sayers (1980) e largamente adotado na literatura (Fujihara et alii, 1973a e b e Linnarsson, 1974).

1.5) Ambiente determinístico ou estocástico

Este item pode ser tomado como uma decisão "a priori" devido a forma experimental conduzida que representa uma forma determinística.

Em conclusão, o sistema a ser caracterizado pode ser representado pela família de todas as equações diferenciais ordinárias, determinísticas de ordem finita, lembrando as hipóteses simplificadoras assumidas: número finito de estados e a variável FC como contínua.

11. Classificação do Sistema

Esta etapa determina a forma matemática da caracterização prévia, ou seja, uma família de classes de modelo. O problema de classificação passa a determinar uma única - provavelmente - classe de modelos, a partir da observação de saídas para alguns conjuntos de entradas. Neste nível espera-se as decisões a respeito de:

11.1) Modelo linear ou não linear (incluindo os tipos de não linearidade)

A inexistência dos tipos e parametrizações das não linearidades, existentes durante a resposta cronotrópica da FC ao exercício dinâmico, conduz a adoção da hipótese de modelos lineares. Esta abordagem leva-nos a mais uma hipótese simplificadora, no que diz respeito a identificação dos componentes de controle da FC.

11.2) Variantes ou Invariantes no tempo

O experimento desenvolvido, referente ao treinamento físico, envolve o estudo da variação do sistema dinâmico ao longo do tempo. Assim, o enfoque adotado será o de se considerar o sistema invariante, não se considerando alterações dentro da sessão experimental dos testes de exercício dinâmico, visando observar as alterações promovidas em tempos mais longos (10 semanas de programa de treinamento físico dinâmico).

11.3) Variáveis Independentes

A variável independente única estabelecida "a priori" é o tempo.

11.4) Ordem do modelo

Com a família de classes e as classes de modelos já estabelecidos, ao se determinar sua ordem, obtém-se um modelo matemático parametrizado e único (lembrando-se que a unicidade é o objetivo final da identificação). Neste trabalho optou-se por não se estabelecer "a priori", a ordem do modelo, pelo fato dos princípios fisiológicos que a determinariam, serem controversos, como indicado anteriormente. Assim, foi adotado um processo "quase interativo". Neste processo, a partir de algumas hipóteses fisiológicas, vários modelos foram parametrizados e identificados. A interação entre os parâmetros obtidos e sua interpretação fisiológica fica sendo a avaliação final, na tentativa de se estabelecer a unicidade do modelo matemático.

III. Identificação do Sistema

É a determinação de um modelo matemático de acordo com os estágios anteriores, que seja "equivalente" ao sistema real. A identificação resulta basicamente na análise de unicidade desta equivalência, quando a classe de modelos é parametrizada a estimação dos parâmetros se confunde com o estágio de identificação do sistema. As duas fases indicadas anteriormente representam o objetivo final da identificação.

A forma geral do modelo matemático, sob as hipóteses consideradas, torna-se:

$$a_0 \frac{d^n y}{dt^n} + a_1 \frac{d^{n-1} y}{dt^{n-1}} + \dots + a_{n-1} \frac{dy}{dt} + a_n =$$

$$b_0 \frac{d^m u}{dt^m} + \dots + b_{m-1} \frac{du}{dt} + b_m$$

onde a_i ($i = 0, \dots, n$) são os parâmetros a serem determinados.

$\frac{d^j y}{dt^j}$ representa a j -ésima derivada da variável dependente em relação ao tempo;

e b_i ($i = 0, \dots, m$) as constantes referentes ao estímulo (esforço físico dinâmico). Os experimentos foram conduzidos de forma que $b_i = 0$ para ($i = 0, \dots, m-1$) e $b_m = k$, onde k representa as potências dos testes.

X - APENDICE C

PROCEDIMENTOS UTILIZADOS NOS AJUSTES DOS MODELOS MATEMÁTICOS, ESTUDADOS NO PRESENTE TRABALHO

1. INTRODUÇÃO

Inicialmente deve-se esclarecer que há uma alteração na notação utilizada, devido à área de modelos matemáticos (apêndice B) e a área de análises estatísticas apresentarem notações bem estabelecidas e diferenciadas. Na estatística, um modelo é dito linear se pode ser expresso, em termos simplificados, sob a forma: $\underline{Y} = \underline{\Theta}'\underline{X} + \underline{\epsilon}$, onde $\underline{Y}$ é o vetor de resposta; $\underline{\Theta}$ o vetor de parâmetros; $\underline{X}$ o vetor de entrada e $\underline{\epsilon}$ o vetor de resíduo, ou seja, a resposta e os parâmetros se relacionam por funções lineares. Em termos dos modelos matemáticos descritos, o conceito "linear" pode ser dito como: os parâmetros são constantes nos coeficientes de uma equação diferencial ordinária. A forma explícita da solução, entretanto, é uma função não linear do ponto de vista da estatística.

A partir deste ponto, os aspectos metodológicos descritos seguirão a conceituação estatística.

11. DEFINIÇÕES E CONCEITOS

É bem estabelecido na literatura (Snedecor e Cochran, 1967 e Goodwin e Payne, 1977), que sob algumas condições os estimadores lineares apresentam propriedades de serem não viciados, e com mínima variância. Em um modelo de regressão não linear, a situação é diferente, os estimadores de mínimos

quadrados do vetor de estimativa do parâmetro (θ) tem estas propriedades na forma de convergência assintótica (Goodwin e Payne, 1977, p. 84), quando o número de dados tende para ∞ .

Para obter-se as estimativas de mínimos quadrados dos vetores de parâmetros no modelo de regressão, usou-se o método de Newton-Gauss (Goodwin e Payne, 1977), utilizando-se o pacote LINPAK (Dongarra et alii, 1979). Para cada modelo foi desenvolvida uma subrotina, que deve ser fornecida pelo usuário para poder acessar o pacote.

O número de ocorrência de convergência do algoritmo utilizado, sob o critério $\Delta P_i / P_i < 10^{-4}$ para todo i , onde P_i representa os parâmetros dos modelos adotados, foi utilizado como critério de avaliação entre os modelos.

O valor de t de Student, para os parâmetros fornecido pelo pacote LINPAK foi utilizado em teste de significância estatística dos mesmos.

As figuras dos resíduos x tempo e a soma de quadrados dos resíduos média também foram utilizados na comparação entre os modelos.

Complementando, a análise estatística dos modelos ajustados, uma série de medidas de não linearidades dos conjuntos modelo/dados foram efetuadas segundo Ratkowsky (1983), utilizando o pacote NONLIN, que são as seguintes:

a) a medida do vício de Box, foi deduzida por Box (1971), e conceitualmente representa a discrepância entre a estimativa dos parâmetros, e seus valores reais. O cálculo do vício de Box (1971) pode ajudar identificar qual(is) parâmetro(s)

apresenta(m) não linearidade significativa, o valor usado na prática é em termos percentuais do valor do parâmetro e como limite usual (Ratkowsky, 1983) deve ser menor que 1%.

b) as medidas de curvatura de Bates e Watts. Esta forma de medidas de não linearidades foi proposta por Bates e Watts (1980), e tem uma interpretação geométrica. Se $\hat{\theta}$ representa os estimadores de mínimos quadrados, utiliza-se como medida de não linearidade, a curvatura do lugar geométrico das soluções na vizinhança de $\hat{\theta}$, esta medida é denominada curvatura intrínseca (IN). O termo intrínseco é adequado, pois se torna definido assim, que o conjunto modelo/dados é especificado, e não pode ser alterado por uma possível reparametrização.

O termo a ser testado é a maior destas curvaturas (máxima curvatura intrínseca) e a sua significância estatística pode ser obtida comparando o seu valor com $1/(2 \sqrt{F})$, onde $F = F(p, n-p, \alpha)$, obtido através de distribuição F correspondente ao nível de significância α .

No presente trabalho utilizou-se $\alpha = 5\%$. O termo $1/\sqrt{F}$ pode ser considerado como o raio de curvatura da região de confiança $(100 - \alpha)\%$. Assim, o lugar geométrico das soluções pode ser considerado suficientemente linear sobre uma região de confiança de 95%, se $IN < 1/(2 \sqrt{F})$.

A segunda medida refere-se a forma com que incrementos iguais no vetor de parâmetros, i.e. $\Delta \hat{\theta}$, são representados na vizinhança de $\hat{\theta}$. Lembrando que em um modelo linear o incremento $\Delta \hat{\theta}$ representa incrementos equiespaçados, no lugar geométrico dos parâmetros. A extensão deste não equiespaçamento,

representa no modelo não linear, a magnitude deste segundo componente de não linearidade. Como ela é determinada pela forma que o parâmetro aparece no modelo, é chamada medida de efeito de parâmetros (EP) e pode ser alterada por reparametrização. Sendo mais preciso na interpretação geométrica, esta medida é baseada no espaçamento de $\Delta\theta$, quando θ é projetado sobre o plano tangente ao lugar geométrico das soluções em θ , que em modelos lineares são retas paralelas equiespaçadas.

A significância estatística da máxima curvatura do efeito dos parâmetros pode ser obtida comparada com $1/(2 \sqrt{F})$ onde $F = F(p, n-p, \alpha)$, se $EP < 1/(2 \sqrt{F})$ as linhas de projeção de θ podem ser consideradas suficientemente paralelas e uniformemente equiespaçadas. A significância de cada um dos parâmetros de θ foram testados, como a relação do seu valor com a raiz quadrada da variância assintótica, por teste t de Student com N-p graus de liberdade (gl), associado a variância residual.

c) estudos de simulação. A idéia é investigar o comportamento não linear de um modelo, pelo exame das propriedades amostrais dos estimadores de mínimos quadrados (MQ), sendo que um estimador possua pequeno vício, uma distribuição próxima da normal e uma variância próxima de mínima, parece razoável falar em comportamento próximo de linear. Os estudos de simulação são provavelmente, o método mais direto de se examinar as propriedades amostrais do estimador de mínimos quadrados.

Em um estudo típico de simulação, é assumido que a forma da parte determinística do modelo, bem como a parte

estocástica (ϵ) são conhecidas. Dados são gerados usando um conjunto pré-determinado de valores dos parâmetros, permitindo os mesmos variarem aleatoriamente ou pseudo-aleatoriamente em cada conjunto de dados. Desta forma, vários conjuntos de dados simulados são produzidos, cada um determinando um conjunto de parâmetros que podem ser examinados pelos seus vícios, variância e propriedades distribucionais.

Neste trabalho, para o modelo 1A e modelo 4 parte de ajuste de modelo dinâmico de 1ª ordem foram feitos 500 estudos de simulação.

Seja o modelo: $Y_t = f(X_t, \theta) + \epsilon_t$

onde ϵ_t é uma variável aleatória, que pode ser gerada de forma a ser independente e identicamente distribuída normalmente com média zero e variância constante σ^2 . Os conjuntos de dados Y_t são gerados usando $\hat{\theta}$ e $\hat{\sigma}^2$ (valores obtidos no ajuste dos dados originais) como os valores "reais" de θ e σ^2 , respectivamente.

Cada conjunto de dados é então ajustado pelo procedimento de mínimos quadrados usual.

Os ajustes, onde ocorrem convergência, irão fornecer no presente caso, 500 estimativas de cada parâmetro. Tomando cada parâmetro, calcula-se os quatro primeiros momentos de distribuição do conjunto de estimativas. O comportamento multivariado dos estimadores de mínimos quadrados pode ser feito. Porém, neste trabalho, o exame das propriedades dos estimadores de mínimos quadrados estão restritos a cada parâmetro separadamente, esperando-se que o comportamento Gaussiano dos mesmos, possa ser respondido, examinando-se as distribuições marginais de cada parâmetro.

Como dito anteriormente, a diferença entre a média da amostra (obtida por simulação) e o valor verdadeiro (assumido θ para geração dos conjuntos de dados), é uma estimativa do vício, e deve-se ver sobre quais circunstâncias o mesmo pode ser reportado como uma percentagem do valor do parâmetro.

Sua significância pode ser testada usando a variância assintótica verdadeira ($\text{VAR}(\hat{P}_j)$) para cada parâmetro, dada pelo elemento diagonal da matriz de variância-covariância (inverso da matriz de informação de Fischer). Assim para NSIM simulações temos o teste vício/SQRT ($\text{VAR}(P_j)/\text{NSIM}$), a ser comparado com uma distribuição normal.

A variância da simulação pode ser testada usando um teste χ^2 comparado com a variância assintótica, se ela significantemente excede a última.

De forma mais fácil, a seguinte aproximação é feita de modo a testar com uma distribuição normal padronizada.

$$Z = \sqrt{2}x^2 - \sqrt{2}(g_1) - 1$$

Os coeficientes de simetria e curtose podem ser comparados com seus valores esperados de distribuição normal, (0 e 3 respectivamente).

Para estudos de simulação com NSIM = 500, o coeficiente de simetria tem aproximadamente distribuição normal com média zero e desvio padrão $(6/\text{NSIM})^{1/2}$ (Snedecor, 1967). Assim, o valor crítico com 5% e NSIM = 500, temos:

$$X_c = 1.96 \sqrt{\frac{6}{500}} = 0,215$$

Segundo Snedecor e Cochran (1967), a curtose tem aproximadamente distribuição normal para $NSIM > 1000$. O valor de X_c tabelado para $NSIM = 500$ e 5% e $X_c = 0,37$ e $X_c = -0,43$ para valores positivos e negativos da curtose.

III - RESULTADOS DA ANÁLISE ESTATÍSTICA

A - Resultados de Convergência e Significância dos Parâmetros

A figura C1 mostra, para os modelos estudados, na região superior a percentagem (%) de convergência e na região inferior a % de valores de CTs significantes, dos dados agrupados nas potências estudadas dos grupos experimentais A e B. Observa-se a convergência e significância próxima a 100% para os modelos 1A, 1B e 4 com os dados de BB e uma pequena redução (modelos 1A e 1B), nos dados de M5. Nos modelos 2 e 3 ocorreu redução em torno de 50% para o percentual de convergência e para o percentual de CTs significantes.

As figuras C2 e C3 mostram para os modelos estudados, na região superior, o percentual de convergência e na região inferior, o percentual de CTs significantes, dos dados de BB nas potências de 25, 50, 100 e 150 W estudadas nas condições antes (AT) e após o treinamento (PT) (Grupo B). Observou-se, que o percentual de convergência e o percentual das CTs significantes tiveram valores máximos nos modelos 1A, 1B e 4, em ambas as condições. É marcante a influência da potência no percentual de convergência e no percentual de significância das CTs, nos modelos 2 e 3 que não apresentaram 100% de convergência nem de

CTs significantes, e também ocorreu redução destes valores na condição antes do treinamento (AT) para após o treinamento (PT).

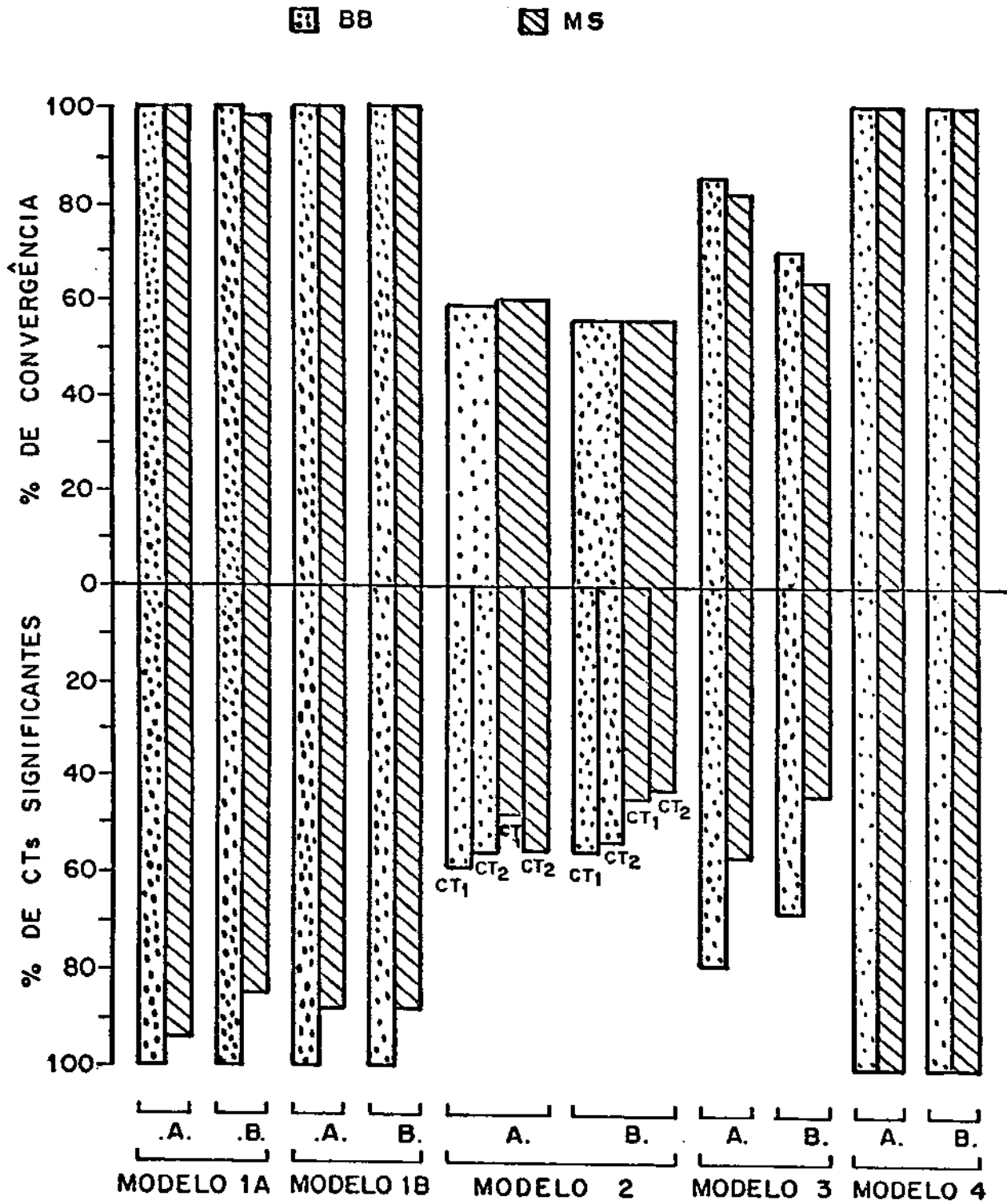


FIGURA C1 - Percentagem (%) de convergência e de constante de tempo (CT) significantes do ajuste dos modelos 1A, 1B, 2, 3 e 4 para os dados agrupados de BB, e MS dos grupos A e B.

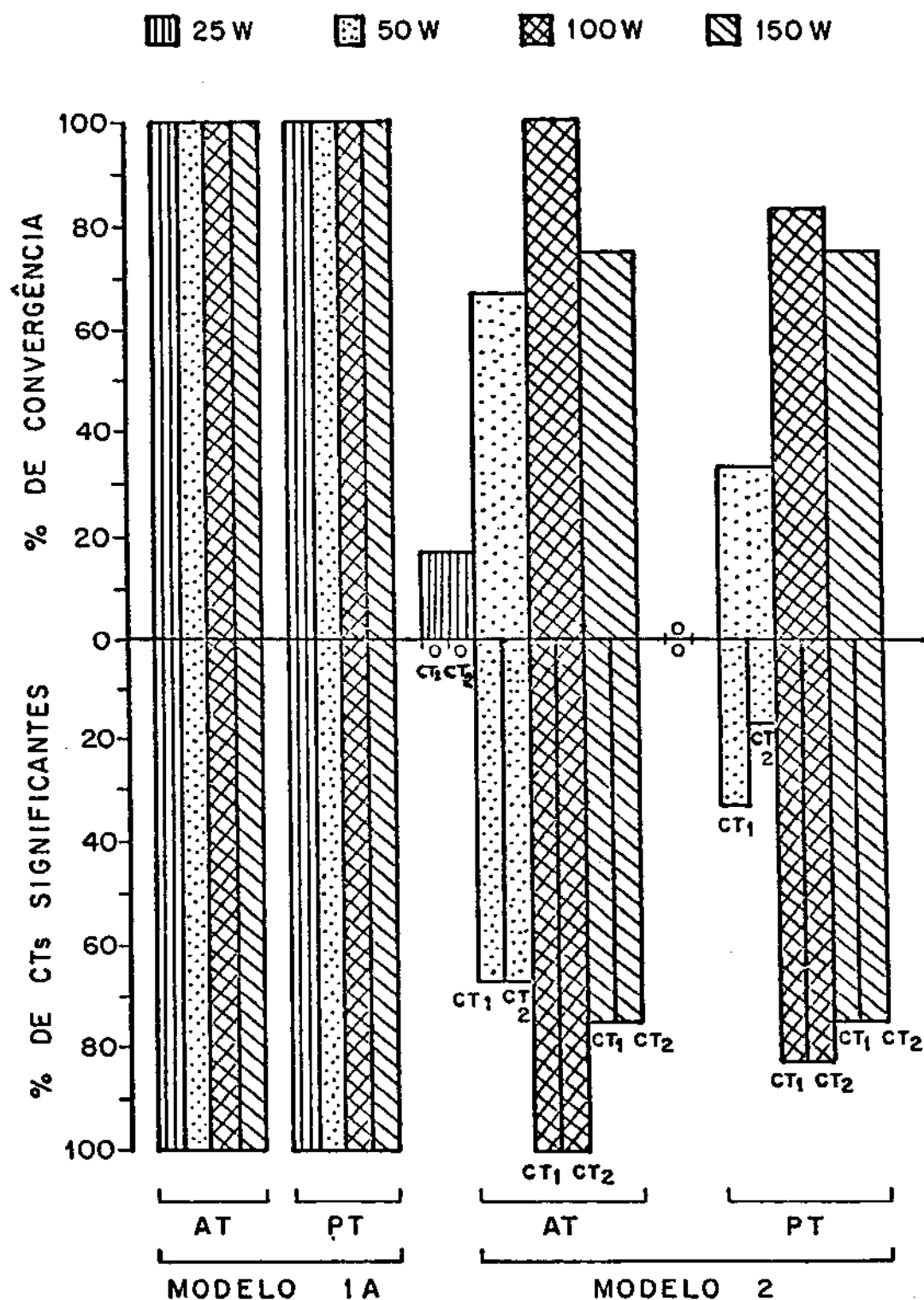


FIGURA C2 - Percentagem (%) de convergência e de constantes de tempo (CT, CT₁ rápida e CT₂ lenta) significantes para o ajuste dos modelos 1A e 2, para os dados de BB, nas condições antes do treinamento (AT) e após o treinamento (PT) nas potências de 25, 50, 100 e 150 W estudadas no Grupo B.

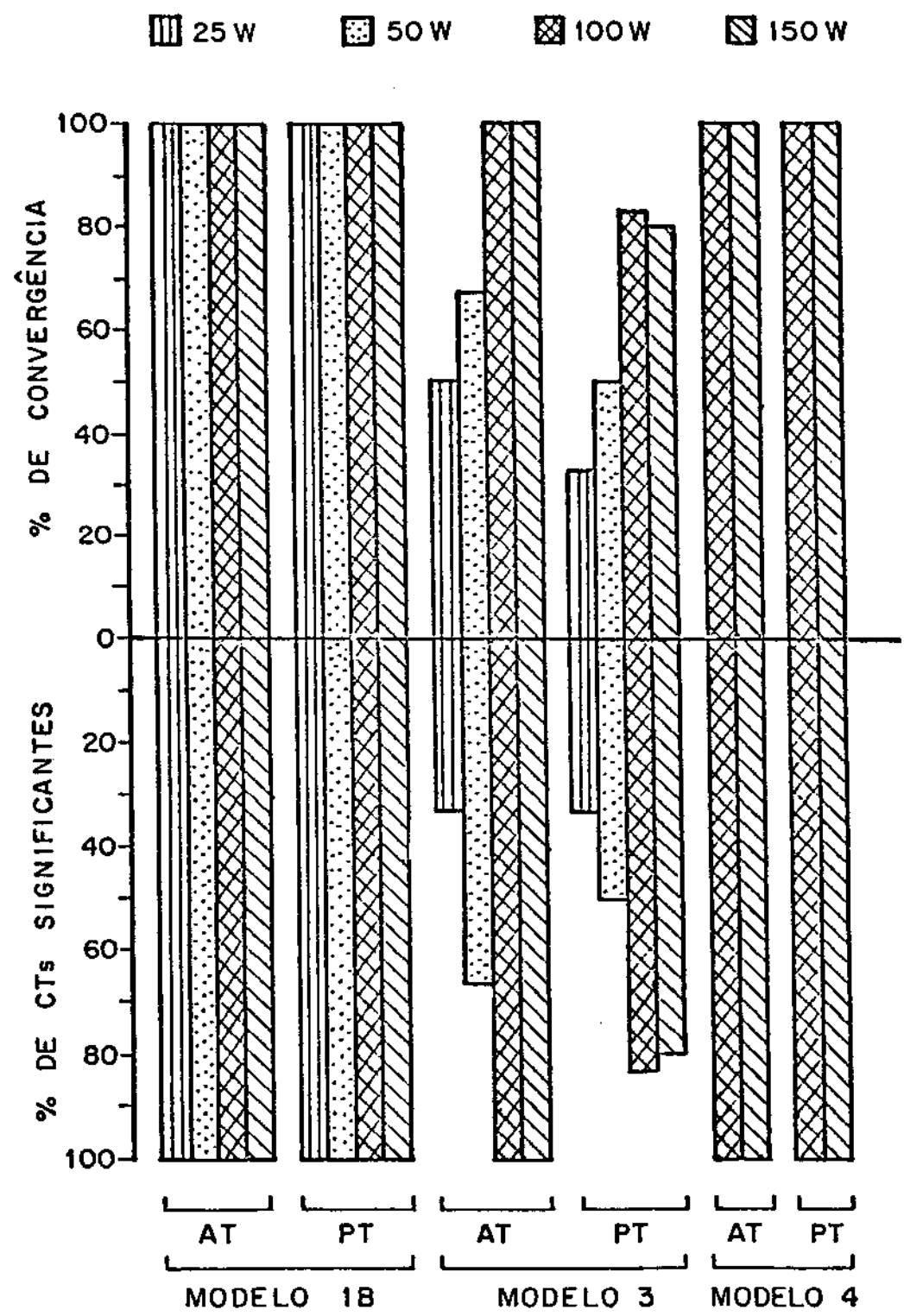


FIGURA C3 - Percentagem (%) de convergência e de constantes de tempo (CT) significantes de ajuste dos modelos 1B, 3 e 4, para os dados de BB, nas condições antes do treinamento (AT) e após o treinamento (PT) nas potências de 25, 50, 100 e 150 W estudadas no Grupo B

B - Comparações entre Modelos pela Soma de Quadrados dos Resíduos Média

As figuras C4 a C9 mostram comparações entre as somas de quadrados dos resíduos médias (SQRM) dos modelos utilizados para o ajuste dos dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W dos grupos A e B, sendo importante observar que a bissetriz do primeiro quadrante delimita duas regiões de comparação entre os modelos.

Na figura C4 é apresentada a comparação entre o modelo 1A e o modelo 2, observando-se um melhor desempenho no modelo 2, menos em um caso (150 W).

A figura C5 mostra a comparação entre os modelos 1A e 3, onde observa-se que o modelo 3 tem o desempenho um pouco melhor, pois apresenta redução da SQRM em 17 dos 26 casos que não coincidiram com a bissetriz.

A figura C6 mostra a comparação entre os modelos 1A e 4, apresentando maior número de ocorrência abaixo da bissetriz, com exceção de três casos, porém, os resultados estão espalhados em torno da mesma, assim, não se observa superioridade de um modelo em relação a outro.

A figura C7 apresenta a mesma comparação para os modelos 2 e 3. Os resultados distribuíram-se acima da bissetriz, o que aponta um melhor desempenho do modelo 2 em relação ao modelo 3.

A figura C8 apresenta comparação entre os modelo 2 e 4, observando-se que os pontos (com exceção de um caso) situam-se acima da bissetriz, o que indica um melhor desempenho do modelo 2

comparativamente ao modelo 4.

A figura C9 apresenta a mesma comparação para os modelo 3 e 4, observando-se o espalhamento dos resultados em torno da bissetriz, o que significa que os dois modelos têm um desempenho semelhante.

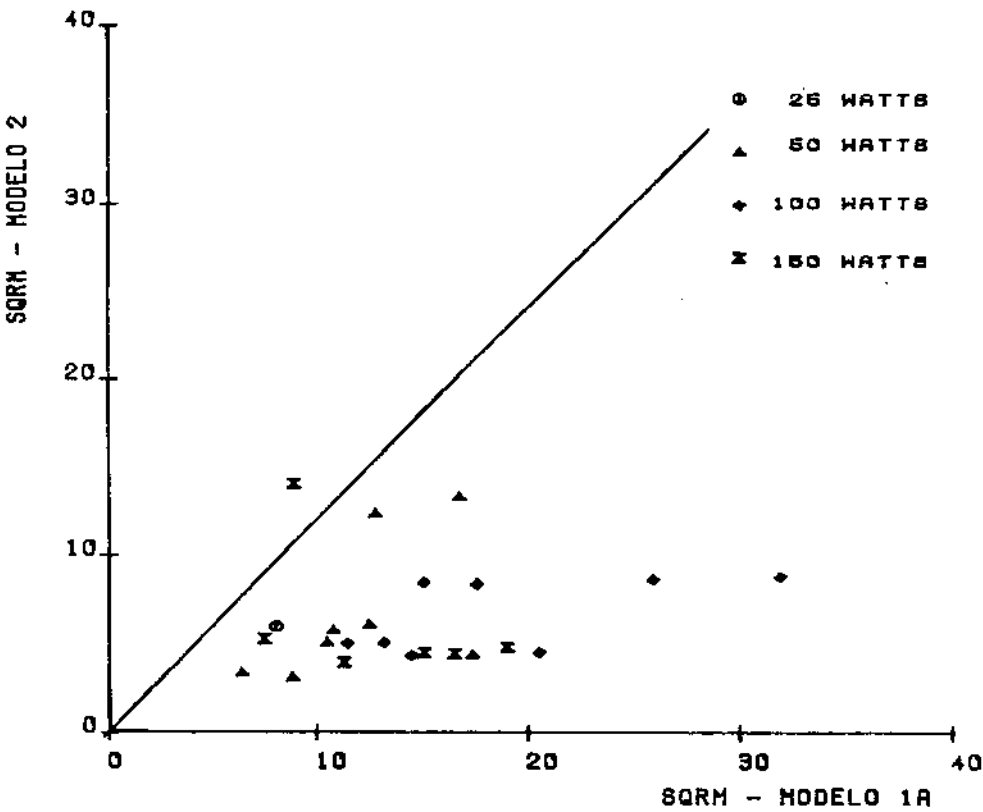


FIGURA C4 - Comparação da soma do quadrado residual média (SQRM) dos modelos 1A e 2 ajustados para os dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, do grupo A.

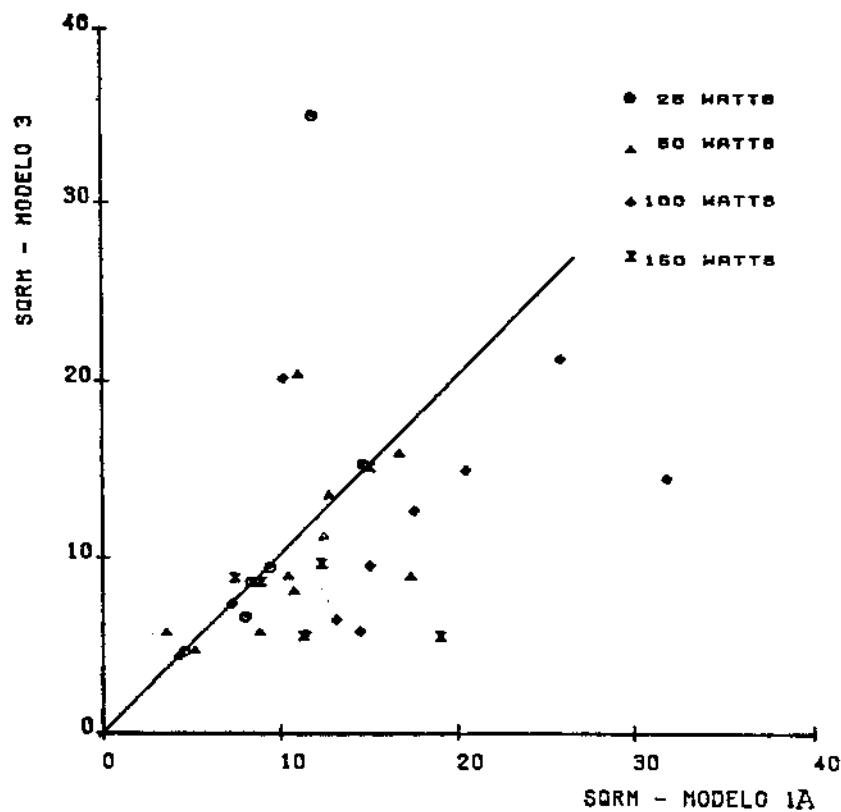


FIGURA C5 - Comparação da soma do quadrado residual média (SQRM) dos modelos 1A e 3 ajustados para os dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, do grupo A.

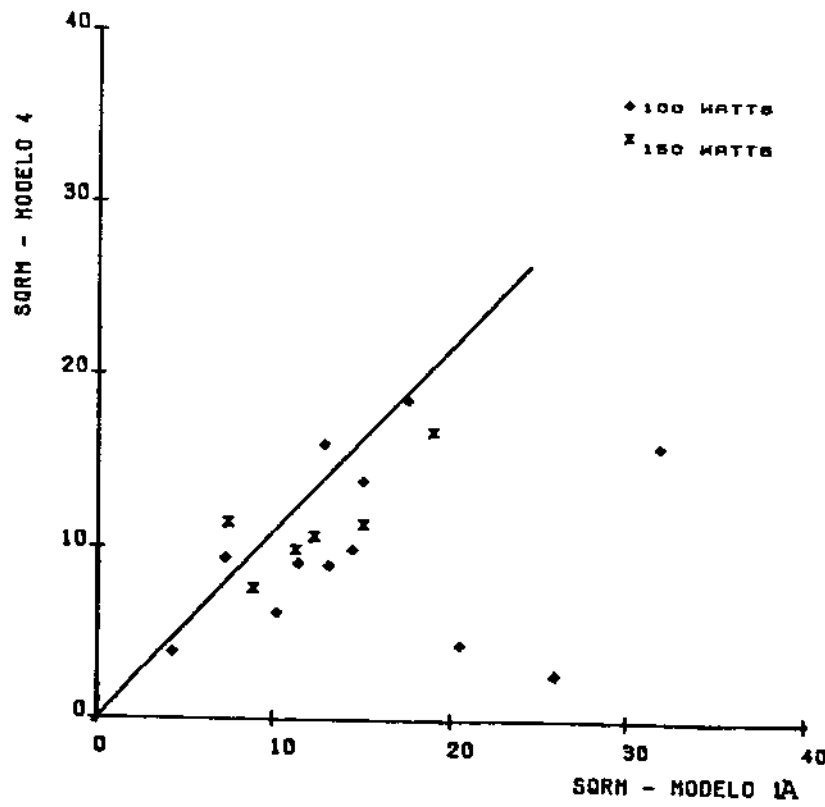


FIGURA C6 - Comparação da soma do quadrado residual média (SQRM) dos modelos 1A e 4 ajustados para os dados de BB, nas potências de 100 e 150 W, do grupo A.

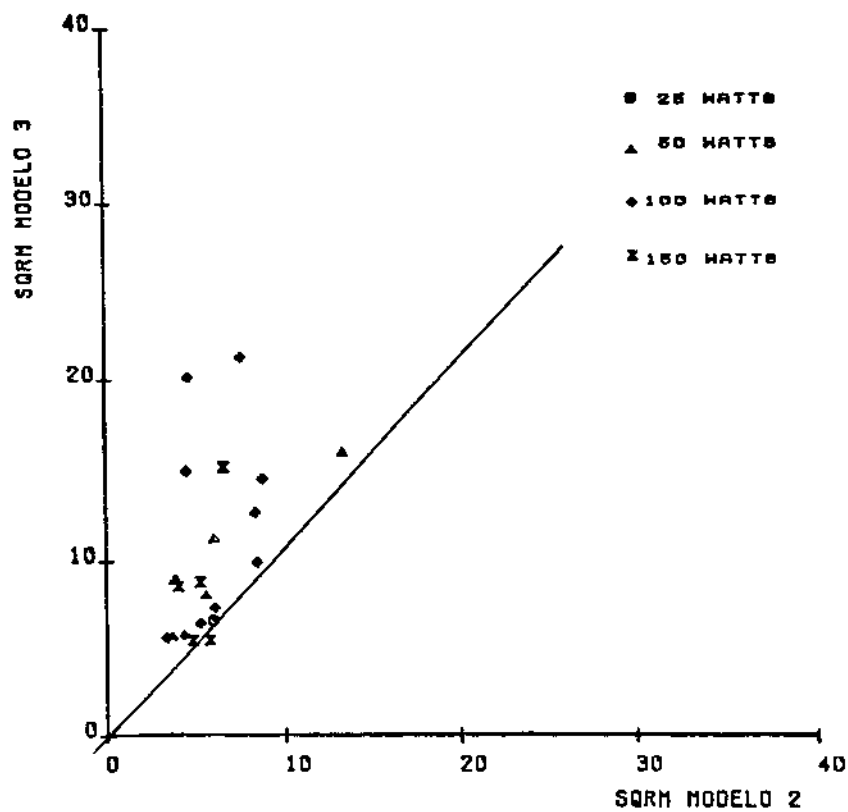


FIGURA C7 - Comparação da soma do quadrado residual média (SQRM) dos modelos 2 e 3 ajustados para os dados de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, do grupo A.

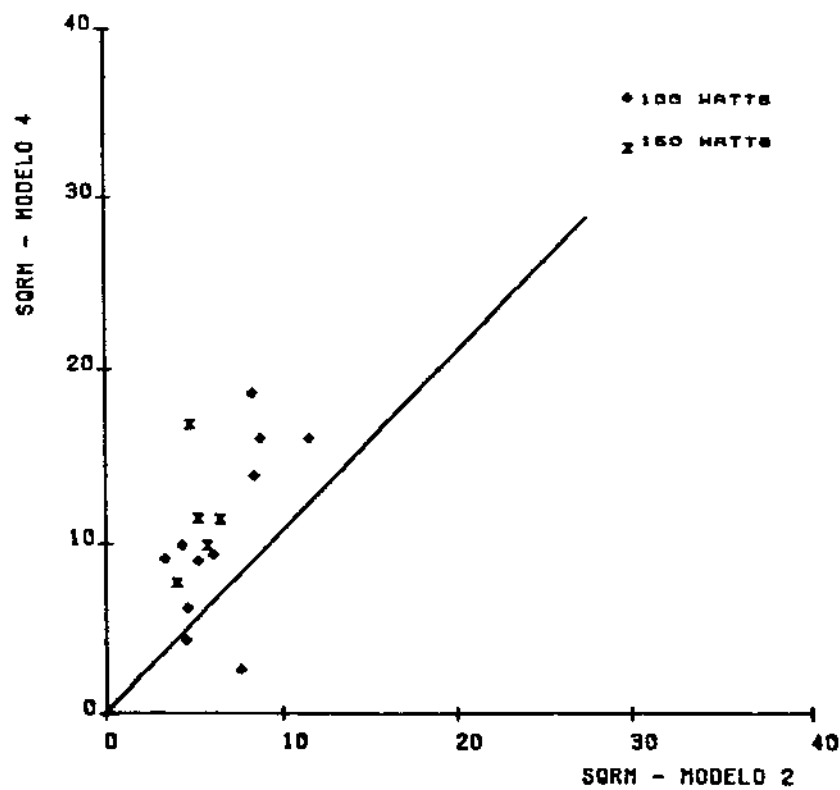


FIGURA C8 - Comparação da soma do quadrado residual média (SQRM) dos modelos 2 e 4 ajustados para os dados de BB, nas potências de 100 e 150 W, do grupo A.

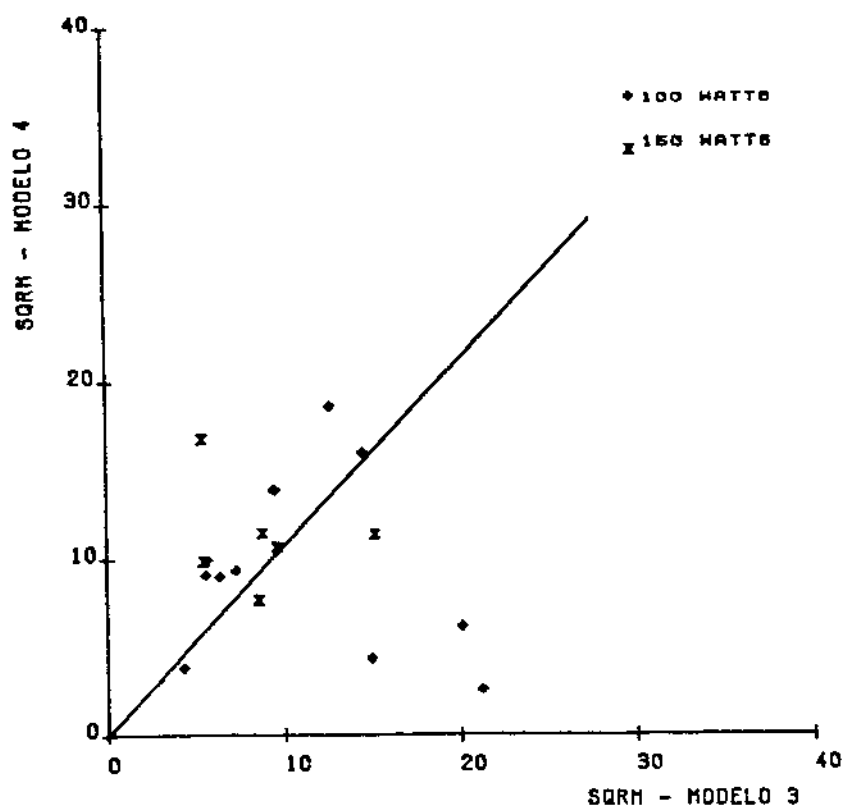


FIGURA C9 - Comparação da soma do quadrado residual média (SQRM) dos modelos 3 e 4 ajustados para os dados de BB, nas potências de 100 e 150 W, do grupo A.

C - Comparações entre Modelos Utilizando a Análise dos Resíduos

As figuras C10 a C14 apresentam a análise de resíduos dos dados de BB, para os modelos ajustados, do indivíduo LAPF. De maneira geral, pode-se observar três padrões diferentes de resíduos: a) fase de repouso, na qual se observa variabilidade da FC típica; b) fase inicial do exercício dinâmico, nos primeiros 30-60 s, onde ocorrem grandes variações da FC; c) fase final do exercício dinâmico, quando pode ou não ser atingido o valor de regime permanente.

A figura C10 mostra o resíduo do modelo 1A ajustado

para a potência de 100 W. As três fases são bem distintas sendo que, neste caso, a primeira corresponde a valores negativos de resíduo; a segunda corresponde a uma mudança de sinal, tendo atingido os valores mais elevados; a terceira fase mostra um comportamento mais estável em torno do valor nulo, porém observa-se, que entre 90 e 240 s há uma tendência de que do período inicial ao final, os resíduos passem de valores negativos a positivos.

A figura C11 mostra os resíduos do modelo 1B ajustado, para a potência de 100 W, do indivíduo LAPF. A fase de repouso apresenta resíduos positivos e a seguir, na fase inicial do exercício ocorre mudança de sinal dos resíduos que na sequência atingem maiores valores; após o primeiro minuto, os resíduos oscilam em torno do valor nulo.

Na figura C12 é mostrado os resíduos do modelo 2 ajustado, para os mesmos dados apresentado na figura 10. Deste modo, as três fases do exercício dinâmico não estão bem delimitadas na análise dos resíduos, mostrando-se mais uniformemente em torno do valor nulo, porém, com os maiores valores absolutos ocorrendo na fase inicial.

Nas figuras C13 e C14 são apresentados os resíduos para o ajuste dos modelos 3 e 4, respectivamente. O padrão de resposta do resíduo se aproxima do apresentado na figura C12, apenas ocorrendo maiores valores absolutos do resíduo na fase inicial do exercício dinâmico.

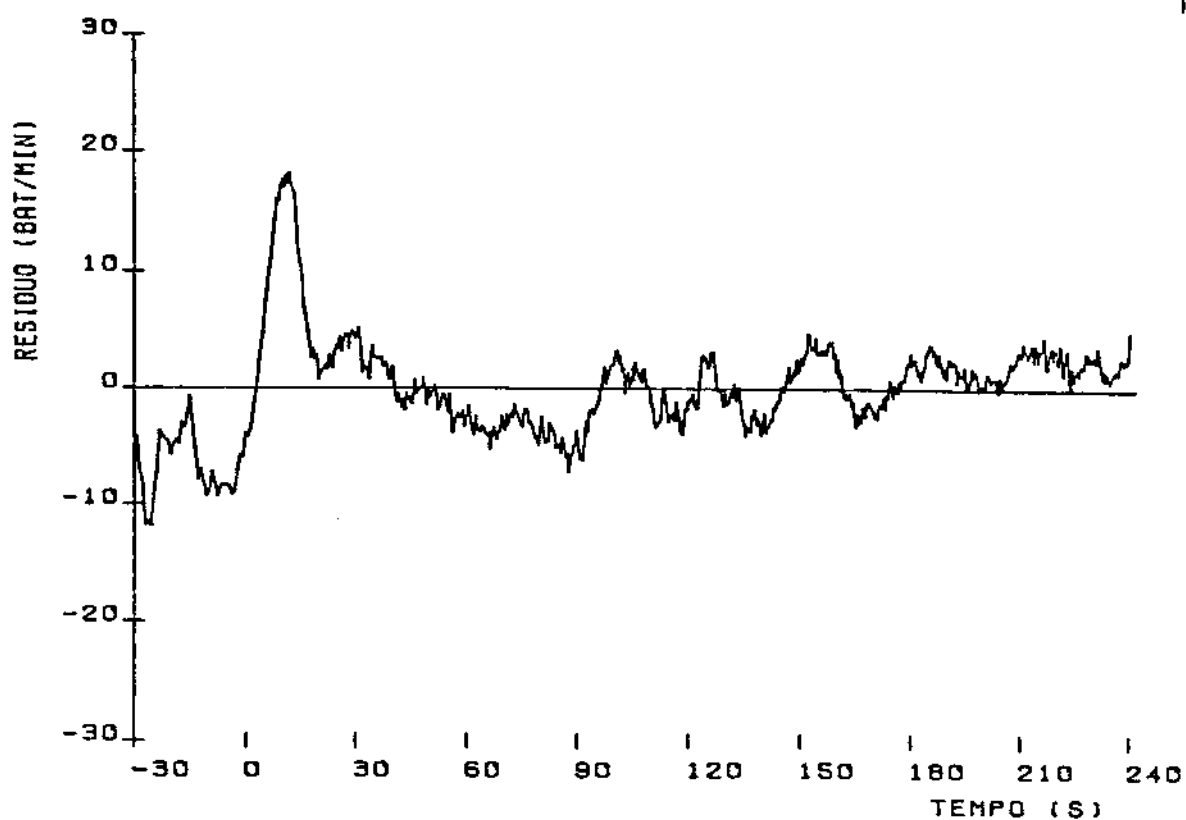


FIGURA C10 - Resíduo do ajuste do modelo 1A na análise global dos dados de BB na potência de 100 W, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

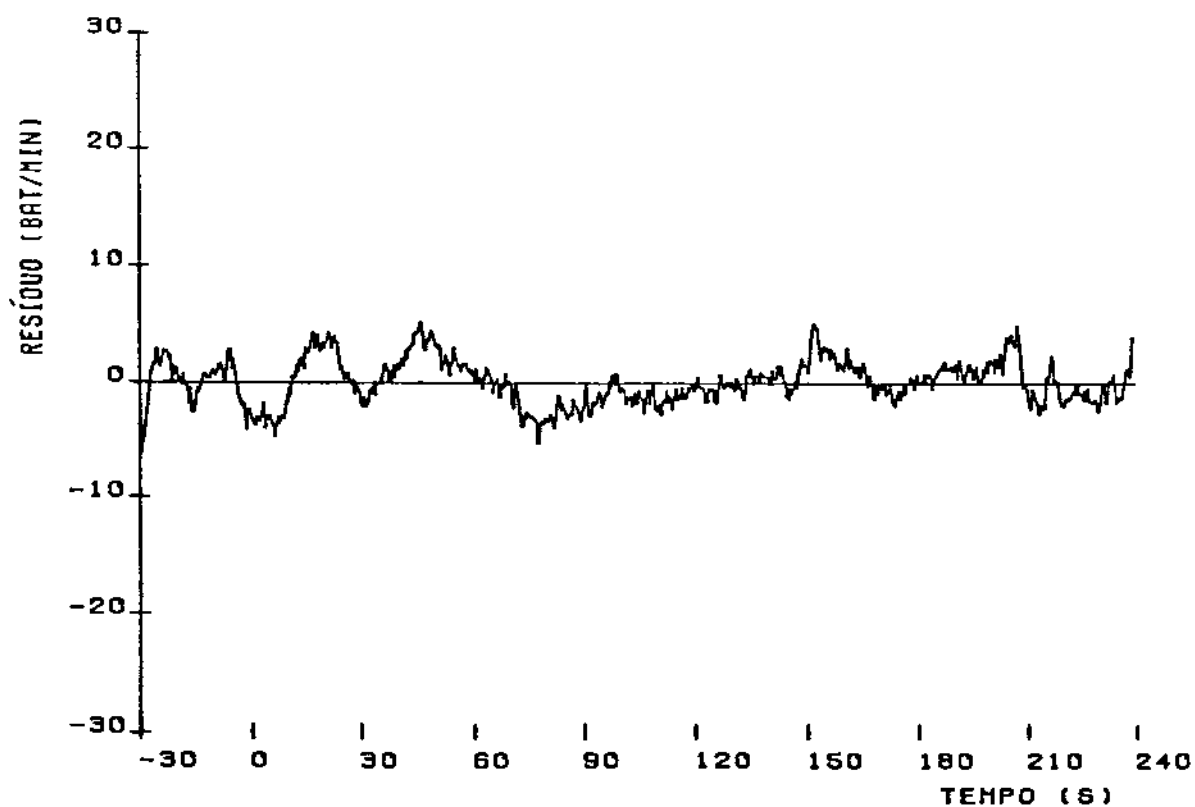


FIGURA C11 - Resíduo do ajuste do modelo 1B na análise global dos dados de BB na potência de 100 W, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

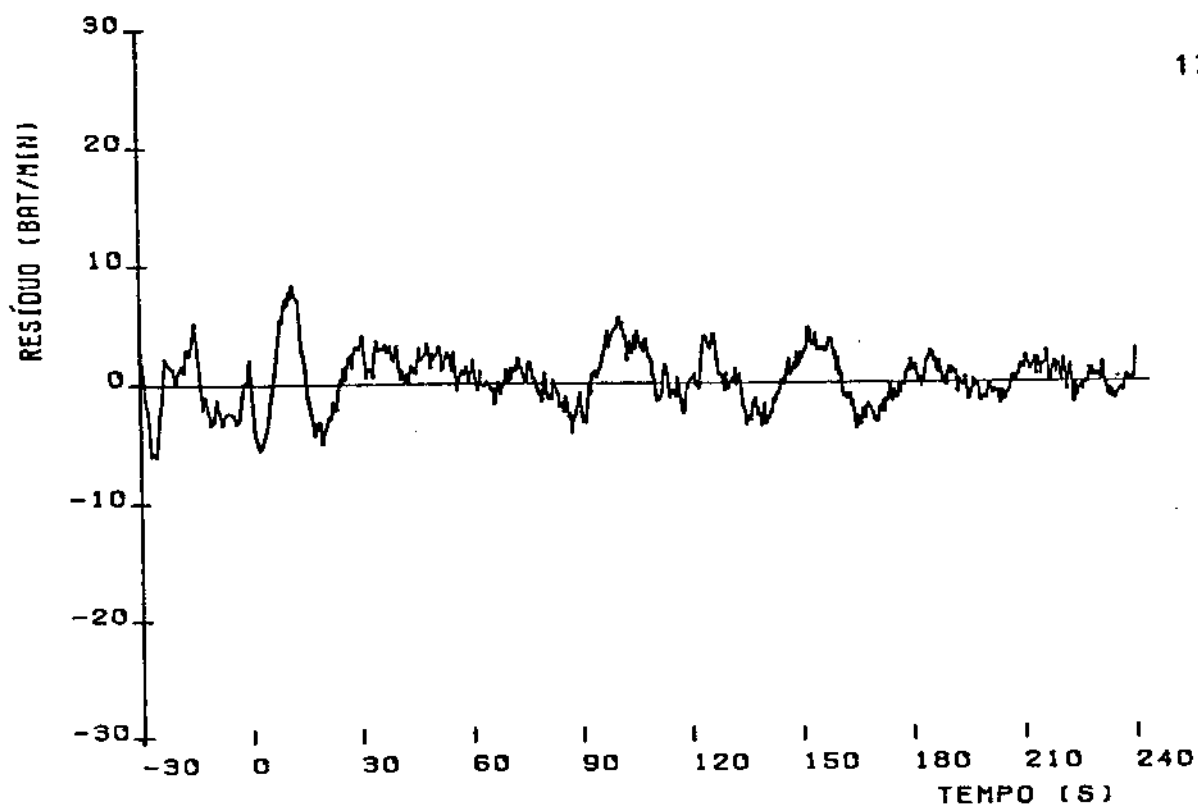


FIGURA C12 - Resíduo do ajuste do modelo 2 na análise global dos dados de BB na potência de 100 W, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

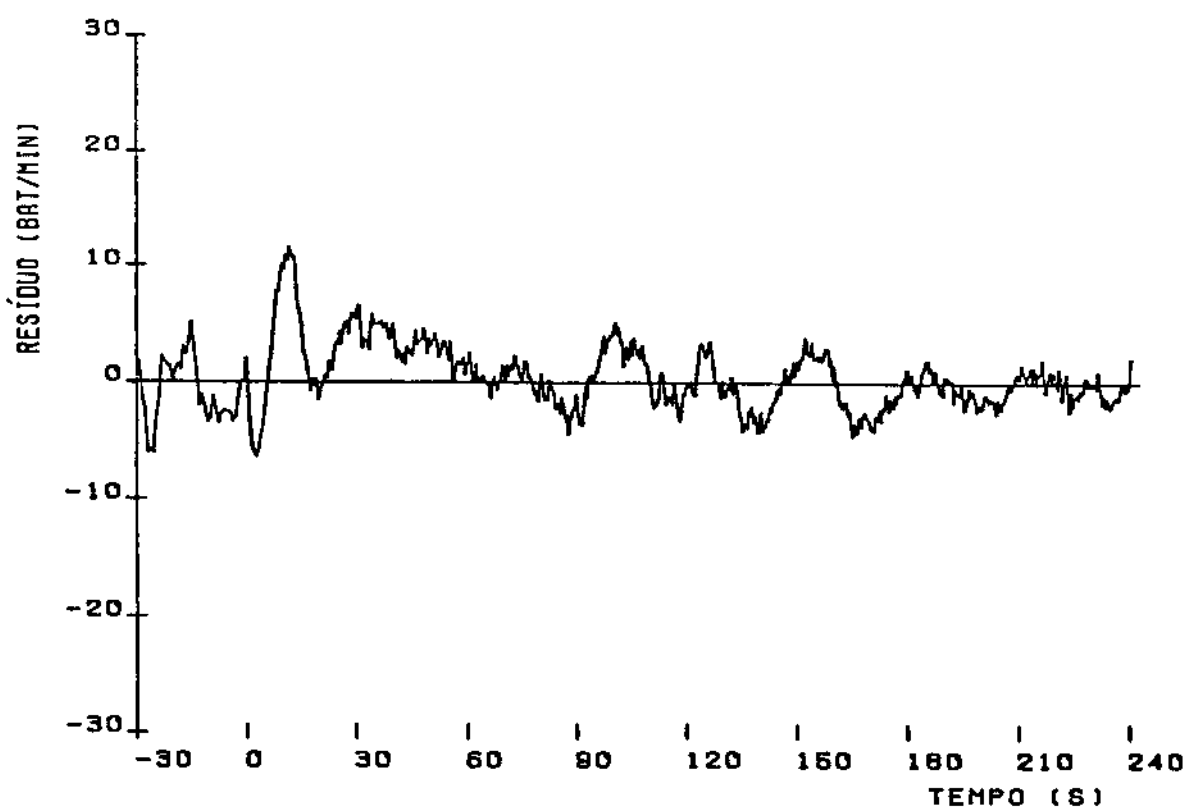


FIGURA C13 - Resíduo do ajuste do modelo 3 na análise global dos dados de BB na potência de 100 W, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

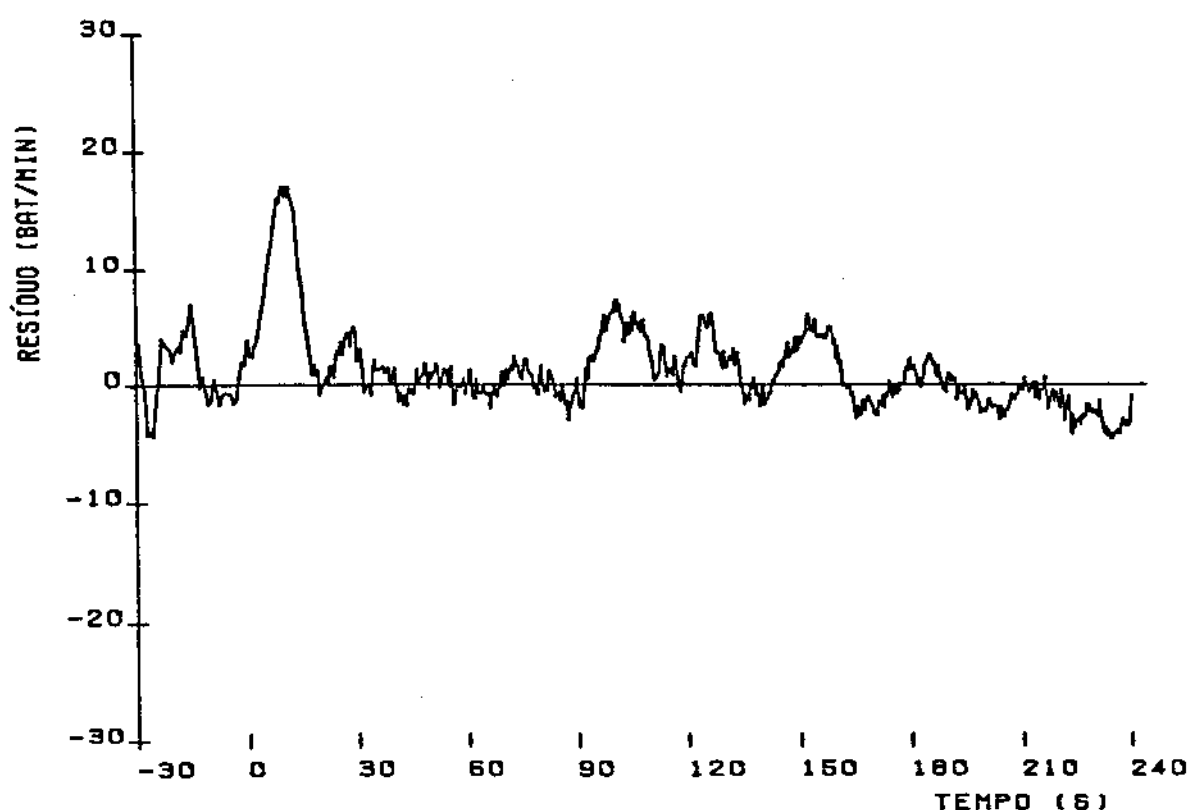


FIGURA C14 - Resíduo do ajuste do modelo 4 na análise global dos dados de BB na potência de 100 W, em um dos indivíduos estudados (LAPF).

D - Medidas de Não Linearidades para os Modelos e Vício de Box dos Parâmetros

As tabelas C1 a C5 apresentam os resultados das medidas de não linearidades para os modelos propostos. Inicialmente está indicado para cada potência, o número de casos onde ocorreu convergência. A seguir, para cada parâmetro, está indicado o número de ocorrências de vício de Box maior que 1%, número de teste t de Student não significantes para os mesmos (separados por uma barra). Vale o comentário, que nestas tabelas foram reunidos os dados de não significância, identificando parâmetros que apresentaram anomalias em relação ao conjunto modelo/dados, e finalmente são apresentadas as medidas de curvaturas intrínsecas

(IN), e de efeitos dos parâmetros (EP), que ultrapassaram o valor crítico para os conjuntos modelos/dados.

A tabela C1 mostra que para o conjunto modelo/dados do modelo 1A, com exceção de um único caso, os parâmetros FCRP e AFC foram bem determinados, pois o vício de Box ficou dentro do limite de confiança proposto. O oposto ocorreu com o parâmetro constante de tempo (CT), em que o vício ficou acima do limite crítico, em quase todos os casos para baixa potência (25 W), o que é refletido também, pela medida de IN que mostra uma elevada ocorrência.

Os valores de vício maiores que 1% são representativos de falta de ajuste, que se reduziu na potência de 50 W para três casos (N = 12), na condição antes do treinamento (AT) e para quatro casos (N = 6), na condição após o treinamento (PT), e valores de IN e EP superiores aos valores críticos para dois casos (N = 12), na condição AT e para um caso (N = 6), na condição PT. Na potência de 100 W ocorreu apenas um caso de vício para a CT.

A tabela C2 apresenta o comportamento do vício de Box para os parâmetros FCRP e AFC do modelo 1B, que foram um pouco superiores nas potências baixas (25 e 50 W), em comparação ao modelo 1A, mostrando-se também maior vício a determinação das CTs em potências baixas (em especial para 25 W). Comparando-se com a tabela C1, observa-se que o efeito de parâmetros acima do valor crítico, ocorreu com maior frequência que a medida de curvatura intrínseca.

A tabela C3 apresenta o comportamento das medidas de não linearidade do modelo 2 para os dois grupos (A e B). Observa

-se, que medidas de IN e do vício do parâmetro CT_2 (constante de tempo lenta) tiveram valores maiores que o crítico em todos os casos, em que o modelo convergiu.

A tabela C4 representa o comportamento das medidas de não linearidades da segunda fase do modelo 3, na qual pode-se observar, que o parâmetro FCRP, com exceção de um caso, foi igualmente bem determinado para os dois grupos. Enquanto o parâmetro AFC teve o desempenho inferior nos grupos A + B (AT), novamente o parâmetro CT apresentou vício em quase todos os casos, e o desempenho global do modelo, em termos das medidas de curvatura, segue aproximadamente o desempenho do parâmetro CT, sendo a medida de curvatura intrínseca, predominantemente elevada em relação à medida de efeitos de parâmetros.

A tabela C5 mostra o comportamento das medidas de não linearidades do modelo 4, que com exceção de um caso, todos os parâmetros foram bem determinados, sem que as medidas de não linearidades fossem significantes. Pode-se observar, a concordância destes dados com os dados de altas potências do modelo 1A.

TABELA C1 - Número de ocorrência do vício de Box maior que 1% / número de ocorrência de teste t-Student não significativo para os parâmetros. Número de casos em que, a ocorrência de IN e de EP ultrapassam o valor crítico para os conjuntos modelo/dados do modelo 1A. Potências estudadas de 25, 50, 100 e 150 W nos Grupos A + B (AT) e Grupo B (PT).

	GRUPOS A + B (AT)				GRUPO B (PT)			
POTENCIA	25 W	50 W	100 W	150 W	25 W	50 W	100 W	150 W
N	12	12	12	8	5	6	6	5
FCRP	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
AFC	1/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
CT	10/0	3/0	1/0	0/0	5/2	4/1	0/0	0/0
IN	11	2	0	0	5	1	0	0
EP	6	2	1	0	5	1	0	0

FCRP = frequência cardíaca em regime permanente; AFC = amplitude entre a frequência cardíaca de repouso e a FCRP; CT = constante de tempo; IN = curvatura máxima intrínseca; EP = efeito de parâmetros; AT = antes do treinamento ; e PT = após o treinamento

TABELA 02 - Número de ocorrência do vício de Box maior que 1% / número de ocorrência de teste t-Student não significativo para os parâmetros. Número de casos em que, a ocorrência de IN e de EP ultrapassam o valor crítico para os conjuntos modelo/dados do modelo 1B. Potências estudadas de 25, 50, 100 e 150 W nos Grupos A + B (AT) e Grupo B (PT).

	GRUPOS A + B (AT)				GRUPO B (PT)			
POTENCIA	25 W	50 W	100 W	150 W	25 W	50 W	100 W	150 W
N	12	12	12	9	6	6	6	5
FCRP	0/0	1/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
AFC	3/0	1/1	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
CT	11/5	5/1	0/0	1/0	6/3	3/0	0/0	0/0
IN	8	2	0	1	5	0	0	0/0
EP	11	7	1	1	6	3	1	0/0

FCRP = frequência cardíaca em regime permanente; AFC = amplitude entre a frequência cardíaca de repouso e a FCRP; CT = constante de tempo; IN = curvatura máxima intrínseca; EP = efeito de parâmetros; AT = antes do treinamento ; e PT = após o treinamento

TABELA C3 - Número de ocorrência do vício de Box maior que 1% / número de ocorrência de teste t-Student não significativo para os parâmetros. Número de casos em que, a ocorrência de IN e de EP ultrapassam o valor crítico para os conjuntos modelo/dados do modelo 2. Potências estudadas de 25, 50, 100 e 150 W nos Grupos A + B (AT) e Grupo B (PT).

	GRUPOS A + B (AT)				GRUPO B (PT)			
POTENCIA	25 W	50 W	100 W	150 W	25 W	50 W	100 W	150 W
N	1	6	11	7	0	2	6	5
FCRP	0/0	1/0	2/0	0/0	-	1/0	1/1	1/0
A ₁ FC	0/0	0/0	3/0	5/1	-	2/0	4/0	2/0
CT ₁	0/0	3/1	7/3	5/1	-	2/1	4/1	2/0
A ₂ FC	0/0	4/0	6/0	2/0	-	2/2	5/1	4/0
CT ₂	1/0	6/1	11/1	7/0	-	2/2	6/1	5/1
IN	1	6	11	7	-	2	6	5
EP	1	6	11	7	-	2	6	5

FCRP = frequência cardíaca em regime permanente; AFC = amplitude entre a frequência cardíaca de repouso e a FCRP; CT = constante de tempo; IN = curvatura máxima intrínseca; EP = efeito de parâmetros; AT = antes do treinamento ; e PT = após o treinamento

TABELA C4 - Número de ocorrência do vício de Box maior que 1% / número de ocorrência de teste t-Student não significativo para os parâmetros. Número de casos em que, a ocorrência de IN e de EP ultrapassam o valor crítico para os conjuntos modelo/dados do modelo 3. Potências estudadas de 25, 50, 100 e 150 W nos Grupos A + B (AT) e Grupo B (PT).

	GRUPOS A + B (AT)				GRUPO B (PT)			
POTENCIA	25 W	50 W	100 W	150 W	25 W	50 W	100 W	150 W
N	8	8	11	6	3	2	4	4
FCRP	1/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
AFC	2/2	1/0	1/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0
CT	7/6	7/3	11/3	4/0	3/3	2/2	3/0	2/0
IN	7	5	9	2	3	2	2	2
EP	6	5	6	3	3	2	0	0

FCRP = frequência cardíaca em regime permanente; AFC = amplitude entre a frequência cardíaca de repouso e a FCRP; CT = constante de tempo; IN = curvatura máxima intrínseca; EP = efeito de parâmetros; AT = antes do treinamento ; e PT = após o treinamento

TABELA C5 - Número de ocorrência do vício de Box maior que 1% / número de ocorrência de teste t-Student não significativo para os parâmetros. Número de casos em que, a ocorrência de IN e de EP ultrapassam o valor crítico para os conjuntos modelo/dados do modelo 4. Potências estudadas de 25, 50, 100 e 150 W nos Grupos A + B (AT) e Grupo B (PT).

	GRUPOS A + B (AT)		GRUPO B (PT)	
POTENCIA	100 W	150 W	100 W	150 W
N	12	6	6	5
FCRP	0/0	0/0	0/0	0/0
AFC	0/0	0/0	0/0	0/0
CT	0/0	0/0	0/0	0/0
IN	0	0	0	0
EP	1	0	0	0

FCRP = frequência cardíaca em regime permanente; AFC = amplitude entre a frequência cardíaca de repouso e a FCRP; CT = constante de tempo; IN = curvatura máxima intrínseca; EP = efeito de parâmetros; AT = antes do treinamento ; e PT = após o treinamento

E - Resultados dos Estudos de Simulação

As tabelas C6 e C7 mostram os valores discrepantes da hipótese de normalidade para os quatro primeiros momentos (μ = média, V = variância, S = Coeficiente de simetria e C = curtose) da distribuição dos parâmetros (FCRP, AFC e CT), nos estudos de simulação realizados para os conjuntos modelos/dados dos modelos 1A, 1B e 4 no indivíduo LAPF.

Observa-se que, com exceção da média do parâmetro AFC associado à amplitude de variação da FC, entre os valores de

repouso e regime permanente, os desvios de normalidade dos parâmetros ocorrem sempre concomitantes às medidas de não linearidades adotadas, apresentadas nas tabelas C6 e C7.

Observa-se adicionalmente na figura 8 (no capítulo Resultados), que o valor ajustado para o parâmetro AFC não converge em concordância com a FC de repouso no sentido usual (i.e., FC média de repouso).

TABELA C6 - Resultados dos estudos de simulação, não significantes ($\alpha = 5\%$) para comparações com normalidade da distribuição dos parâmetros do modelo 1A, nas condições AT e PT dos dados no indivíduo LAPF.

		ANTES DO TREINAMENTO FISICO (AT)				APOS O TREINAMENTO FISICO (PT)			
Param.	Potênc.	25 W	50 W	100 W	150 W	25 W	50 W	100 W	150 W
FCRP	μ V S C	*							
AFC	μ V S C			*	*	*	*		
CT	μ V S C	*					*		
IN		*				*	*		
EP		*				*	*		

FCRP: frequência cardíaca em regime permanente; AFC: amplitude entre frequência cardíaca de repouso e a FCRP; μ : média do parâmetro; V: variância do parâmetro; S: coeficiente de simetria do parâmetro; C: curtose do parâmetro; IN: medida de curvatura máxima intrínseca; EP: medida de curvatura máxima no efeito do parâmetro; e *: valores não significantes ($\alpha = 5\%$).

TABELA 07 - Resultados dos estudos de simulação, não significantes ($\alpha = 5\%$) para comparações com normalidade da distribuição dos parâmetros dos modelos 1B e 4 nas condições AT e PT dos dados no indivíduo LAF.

MODELO 1B										MODELO 4			
Parâmetro	Potência (W)	ANTES-TREINAMENTO FÍSICO (AT)				APÓS-TREINAMENTO FÍSICO (PT)				ANTES-TREINAMENTO FÍSICO (AT)		APÓS-TREINAMENTO FÍSICO (PT)	
		25	50	100	150	25	50	100	150	100	150	100	150
FCRP	IL	A	A	A									
	V	A	A										
	S	A											
	C	A								A			
AFC	IL	A											
	V												
	S												
	C									A			
CT	IL												
	V	A											
	S	A	A	A									
	C	A	A	A									
IN		A											
	FP	A	A	A									

FCRP: frequência cardíaca em regime permanente; AFC: amplitude entre frequência cardíaca de repouso e a FCRP; IL: média do parâmetro; V: variância do parâmetro; S: coeficiente de assimetria do parâmetro; C: coeficiente de curtose do parâmetro; IN: medida de curvatura máxima intrínseca; FP: medida de curvatura máxima no efeito do parâmetro; e A: valores não significantes ($\alpha = 5\%$).

IV - CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo destas considerações é esclarecer alguns pontos sobre a abordagem estatística utilizada, bem como os aspectos de interpretação dos resultados, que possam vir a subsidiar a discussão do uso de modelos matemáticos aplicados à resposta da frequência cardíaca, antes e após um período de treinamento físico.

O ajuste da resposta da frequência cardíaca ao exercício dinâmico, foi obtido utilizando-se o método de estimativas de mínimos quadrados, pelo fato do mesmo poder ser aplicado quando não se tem o prévio conhecimento da distribuição de probabilidade das observações (Bard, 1974), e pela larga aplicação do método de Newton-Gauss ou suas variantes (por exemplo, método de Marquardt, 1963) em ajustes de modelos não lineares, e em problemas semelhantes ao deste trabalho (Ratkowsky, 1983; Wigertz, 1970; Broman e Wigertz, 1971; Karlsson e Wigertz, 1971; Linnarsson, 1974 e Grego et alii, 1986). Neste sentido, nossos resultados mostraram uma adequação razoável entre os modelos ajustados e os dados (ver figuras 8 a 12 no capítulo III - Resultados).

A análise dos resultados do presente trabalho nos leva a uma conclusão contrária à de Ratkowsky (1983), que admite ser o método de Newton-Gauss sempre capaz de permitir chegar à condição de convergência, desde que as estimativas iniciais dos parâmetros sejam suficientemente próximas dos valores reais, tornando-se deste modo desnecessário recorrer-se a um algoritmo modificado, como o descrito por Bard (1974). Em nosso material,

constatou-se a falha de convergência (como mostrado nas figuras C1 a C3) em uma série de conjuntos modelos/dados, particularmente para os modelos 2 e 3. São várias as razões que explicam estes resultados: 1) no caso do modelo 2, a falha de convergência pode ter ocorrido, pelo fato deste ser a soma de funções exponenciais iguais; 2) mudança de sinal da constante de tempo, tornando instável a solução da equação diferencial ordinária, que rege o fenômeno; 3) no modelo 3, a proximidade da constante de tempo ao valor nulo foi a principal razão da não convergência (instabilidade, segundo Bard, 1974) ou a situação inversa, onde o aumento constante da frequência cardíaca entre 30 s e 4 min. de exercício dinâmico, provoca superestabilidade (Bard, 1974); 4) finalmente, outro fator que geralmente não é citado na literatura, diz respeito à oscilação do vetor de parâmetro, em torno de um "provável" ponto de minimização, sem que tenha ocorrido convergência em até 500 iterações, levando a crer, que uma combinação de não linearidade do modelo e o critério de convergência adotado tenha conduzido a este resultado.

A figura C15 mostra a simulação (sem escalas) das derivadas parciais da função utilizada nos modelos 1A, 1B, 3 e 4 em relação aos parâmetros versus tempo. Estas derivadas mostram a influência da disposição de observações durante um estímulo, sobre o incremento dos parâmetros em cada iteração do algoritmo de Newton-Gauss. Observam-se:

1) Em relação a $P(1)$ (ou seja, frequência cardíaca em regime permanente) há uma dependência uniforme das observações ao longo do tempo (ver $\partial f / \partial P(1)$).

2) Para $P(2)$ (ou seja, amplitude de frequência cardíaca) os valores de frequência cardíaca de repouso contêm a maior parte (percentualmente) da informação de interesse para o cálculo deste parâmetro, sendo que, os dados após o início do exercício dinâmico perdem sua influência condicionado ao valor de $P(3)$ (ou seja, constante de tempo), isto é, se a constante de tempo é rápida, as observações perdem sua influência rapidamente ao longo do tempo (ver $\delta f / \delta P(23)$, $CT = 5$ s).

3) Para $P(3)$, os dados iniciais de frequência cardíaca em exercício dinâmico contêm toda informação da sua determinação (ver $\delta f / \delta P(3)$, $CT = 5$ s) limitada a 3 vezes o valor da constante de tempo (CT), enquanto a frequência cardíaca de repouso não tem influência. Esta informação passa a ser distribuída ao longo do experimento, e também para a amplitude da frequência cardíaca, à medida que maiores valores de CT s são estimados.

Uma vez que não se conhece, "a priori", o valor da CT e a variável FC ocorre ao longo do tempo, não é possível tornar mais denso (com maior número de observações), o conjunto de dados na vizinhança de $t = CT$. Assim, como o número de dados (batimentos cardíacos) em uma região está vinculado ao fenômeno biológico, as constantes de tempo rápidas são determinadas por informações contidas nas poucas observações iniciais.

Outro aspecto a ser considerado refere-se aos resultados de simulação de CT s lentas ($CT = T/3$, $2T$ e 100) mostrados na figura C16, mantida constante a variação da frequência cardíaca (FC) no tempo total (T) do teste de exercício dinâmico. É interessante notar que a partir de valores de CT acima do tempo total do teste de exercício dinâmico o padrão de

resposta sofre apenas uma pequena alteração no sentido de se tornar uma reta, enquanto que valores numéricos usados na simulação tornam-se sem significado, uma vez que qualquer tentativa de interpretação é incoerente para (por exemplo, $FC = A(1 - \exp(-t/100T))$) representar e interpretar o fenômeno sobre determinação superestável (Bard, 1974).

Por outro lado, valores altos de CT distribuem esta informação durante todo experimento, sendo que para CTs muito elevadas (acima de 400 s), todos os dados relativos ao exercício dinâmico trazem parte de informações a seu respeito, porém, a maior parte das informações concernentes a sua determinação estaria contida após o término do exercício.

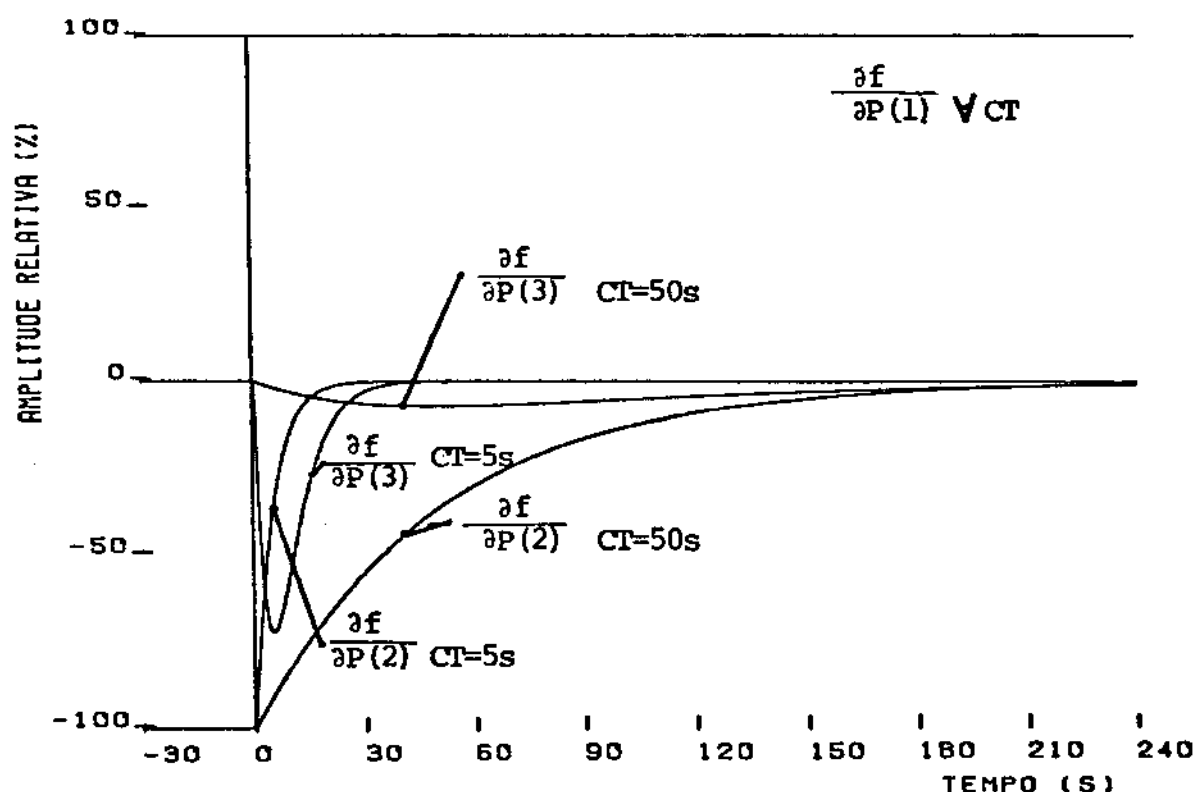


FIGURA C15 - Simulação das derivadas parciais da função ($f = P(1) - P(2) \exp(-x/P(3))$) em relação aos seus parâmetros com os valores de ($P(3)$), $CT = 5$ s e $CT = 50$ s, no intervalo -30 a 240 s.

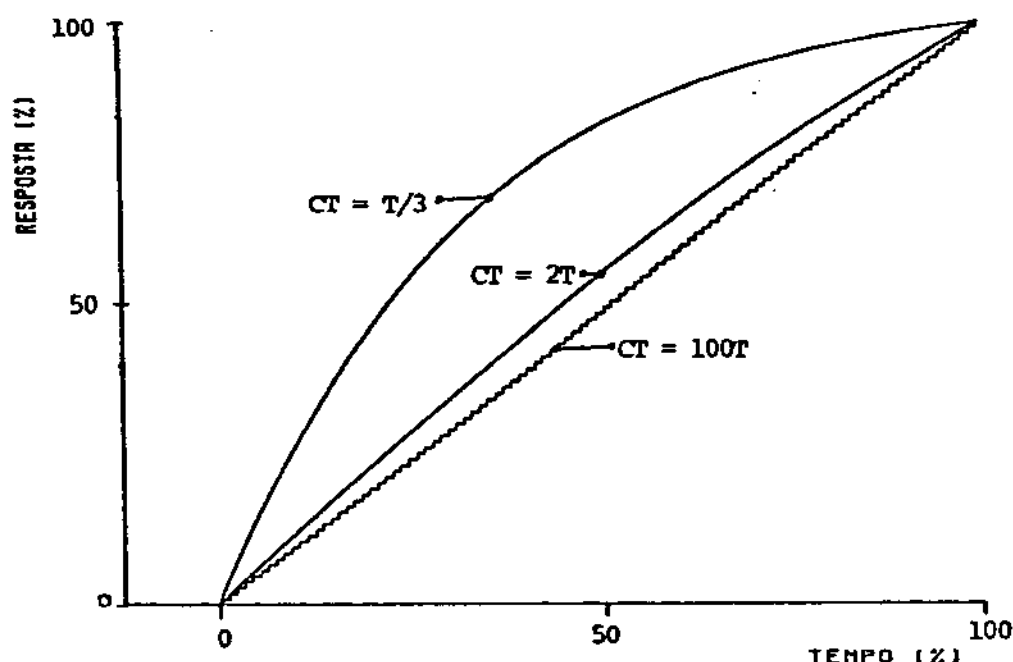


FIGURA C16 - Resultado da simulação da resposta de um sistema de 1ª ordem (modelo 1A) em um experimento de tempo finito, com a mesma amplitude final. Da esquerda para a direita são apresentadas simulações $CT = T/3$; $CT = 2T$ e $CT = 100T$; tempo total do experimento (T)

O modelo 2 pode ser analisado da mesma forma, porém, existem 2 amplitudes e 2 CTs, que são interpretadas individualmente.

Como os valores de CT obtidos estão tipicamente entre 20 e 50 s, as observações após terem assumido algum valor no intervalo de 60-150 s (i.e., $3 \times CT$) não influenciam na determinação deste parâmetro (lembrar que a duração do exercício dinâmico foi de 240 s). Analogamente, a informação relativa para a obtenção de CT, está restrita a uma região de aproximadamente $3 \times CT$ após o início do exercício dinâmico, apresentando seu valor máximo no tempo igual à constante de tempo do sistema.

Exemplificando a determinação de uma CT da ordem de 6,1 s como encontrado por Miyamoto et alii (1982), revela que os 18 s iniciais do exercício contêm toda informação concernente a sua determinação. Neste trabalho, Miyamoto et alii (1982) usaram dados expressos como M5, o que significa, que a CT foi determinada por apenas 3 observações na fase inicial do exercício, sem que nenhuma observação tenha ocorrido em $t = CT$ (fase esta em que, segundo Linnarsson (1974), os mecanismos fisiológicos mais complexos estariam presentes).

A segunda consideração importante é a respeito da soma de quadrados dos resíduos média que mostra nas figuras C4 a C9, o melhor desempenho do modelo 2 em relação a todos os outros, nos casos que este convergiu, e os modelo 3 e 4 são um pouco superiores ao modelo 1A. Assim, esta avaliação mostrou o melhor desempenho nos modelos com maior número de parâmetros a serem determinados. Este fato, muito utilizado na literatura de modelos matemáticos aplicados como principal critério de comparação, necessita uma melhor interpretação, como será feita adiante.

Com exceção do modelo 2, nos resíduos encontrados nos modelos utilizados (figuras C10 a C14), pode-se efetuar uma divisão bem clara de três fases dos resíduos: situação controle (repouso), início e durante o exercício dinâmico, ou seja, a hipótese dos resíduos serem IIDN (independentes, identicamente e normalmente distribuídos) não é totalmente satisfeita. Na literatura, somente encontramos menção a este aspecto em um único trabalho (Linnarsson, 1974), que por sinal, refere-se a resultados concordantes com os nossos. Neste sentido, deve ser mencionado, que ao se relaxar a hipótese de IIDN, no método dos

mínimos quadrados somos levados a concluir, que a interpretação física dos parâmetros necessita ser mais cuidadosamente elaborada (Bard, 1974).

Até este ponto, as comparações efetuadas entre modelos mostraram um melhor desempenho do modelo 2. Porém, as medidas de curvatura intrínseca e de efeito de parâmetros mostram o pior desempenho deste modelo, nos casos em que houve convergência, deixando transparecer, que o uso de critério de avaliação único pode levar a falsos resultados. Estas mesmas medidas de não linearidades mostram a inadequação dos modelos em baixas potências, não sendo contornável por reparametrização.

Analisando-se os resultados de vício de Box e significância, em teste t de Student dos parâmetros ajustados, observa-se a maior concordância do primeiro com as medidas de não linearidades dos modelos (tabelas C1 a C5), e este indica as constantes de tempo como principais responsáveis de inadequação dos ajustes.

Informações adicionais foram obtidas nos estudos de simulação, que indicam além da constante de tempo, a amplitude de frequência cardíaca como parâmetro responsável em alguns casos, de fator de não linearidade importante, fato este de grande importância biológica no estudo do planejamento de experimentos, que efetuem medidas em situação controle antes do estímulo (exercício).

Resumindo, pela observação das medidas de não linearidade para os modelos ajustados e, pelos resultados do vício de Box dos parâmetros estimados (ver tabelas C1 a C5 no apêndice C, para maiores detalhes) podemos verificar, que os

parâmetros FCRP e AFC obtidos do ajuste do modelo 1A e 1B, foram bem determinados, sendo que, o parâmetro constante de tempo (CT) apresentou vício superior ao limite de confiança proposto, em quase todos os casos para baixa carga (25 W). Comparando-se os resultados de medida de curvatura intrínseca e de efeito de parâmetros dos modelos 1A, 1B e 3, observa-se uma elevada ocorrência dos seus valores acima do valor crítico, em quase todos os casos de baixa potência (25 W). As medidas de não linearidade do modelo 2 tiveram valores superiores ao valor crítico determinado, em todos os casos em que o modelo convergiu, o que indica um pior desempenho deste modelo (ver tabela C3, no apêndice C). Pela análise dos resultados do vício de Box e das medidas de não linearidade do modelo 4, observa-se que os parâmetros foram bem determinados.

Finalmente, nos estudos de simulações realizados para os conjuntos modelos/dados dos modelos 1A, 1B e 4 (ver tabelas C6 e C7, no apêndice C) verifica-se a ocorrência de valores discrepantes da hipótese de normalidade para os quatro primeiros momentos (μ = média; V = variância; S = coeficiente de simetria e C = curtose) da distribuição dos parâmetros FCRP, AFC e CT.

XI - APENDICE D

TABELA D1. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1A, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RE (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	102,03 $\pm$ 0,86 ^A	25,55 $\pm$ 2,54 ^A	2,28 $\pm$ 2,11	32,38
	BCM	85,86 $\pm$ 0,53 ^A	15,92 $\pm$ 1,57 ^A	3,07 $\pm$ 2,05	12,33 [*]
	WA	93,12 $\pm$ 0,42 ^A	26,76 $\pm$ 1,25 ^A	2,72 $\pm$ 0,97 ^A	7,85 [*]
	CAE	98,80 $\pm$ 0,85 ^A	10,03 $\pm$ 2,25 [*]	12,96 $\pm$ 9,53	26,49
	RDO	86,71 $\pm$ 0,40 ^A	18,63 $\pm$ 1,17 ^A	4,03 $\pm$ 1,41 [*]	6,89 [*]
	IAM	113,59 $\pm$ 0,62 ^A	21,88 $\pm$ 1,79 ^A	5,04 $\pm$ 2,01 [*]	16,08
50 W	LAPF	113,88 $\pm$ 0,52 ^A	36,06 $\pm$ 1,47 ^A	6,50 $\pm$ 1,14 ^A	10,98 ⁺
	BCM	97,43 $\pm$ 0,45 ^A	28,86 $\pm$ 1,26 ^A	7,79 $\pm$ 1,36 ^A	8,14 ⁺
	WA	109,97 $\pm$ 0,63 ^A	41,60 $\pm$ 1,65 ^A	13,87 $\pm$ 1,76 ^A	14,32 ⁺
	CAE	108,85 $\pm$ 0,67 ^A	23,65 $\pm$ 1,89 ^A	6,84 $\pm$ 2,31 [*]	18,20
	RDO	98,33 $\pm$ 0,41 ^A	29,73 $\pm$ 1,10 ^A	12,16 $\pm$ 1,51 ^A	6,37 ⁺
	IAM	127,24 $\pm$ 0,66 ^A	30,68 $\pm$ 1,38 ^A	29,17 $\pm$ 3,53 [*]	10,74 ⁺
100 W	LAPF	147,66 $\pm$ 0,75 ^A	60,51 $\pm$ 1,61 ^A	27,90 $\pm$ 2,01 ^A	14,61 ⁺
	BCM	127,71 $\pm$ 0,62 ^A	53,60 $\pm$ 1,37 ^A	25,43 $\pm$ 1,78 ^A	10,49 ⁺
	WA	135,36 $\pm$ 0,80 ^A	58,20 $\pm$ 1,78 ^A	25,37 $\pm$ 2,13 ^A	17,74 ⁺
	CAE	132,13 $\pm$ 0,81 ^A	38,00 $\pm$ 1,78 ^A	25,86 $\pm$ 3,32 ^A	17,82 ⁺
	RDO	129,62 $\pm$ 0,77 ^A	54,85 $\pm$ 1,36 ^A	39,20 $\pm$ 2,61 ^A	10,79 ⁺
	IAM	156,13 $\pm$ 1,13 ^A	60,55 $\pm$ 2,47 ^A	26,58 $\pm$ 2,95 ^A	34,20 ⁺
150 W	LAPF	178,37 $\pm$ 0,82 ^A	86,63 $\pm$ 1,34 ^A	43,01 $\pm$ 1,80 ^A	10,72 ⁺
	BCM	159,44 $\pm$ 0,98 ^A	76,18 $\pm$ 2,01 ^A	30,37 $\pm$ 2,16 ^A	23,19 ⁺
	WA	167,19 $\pm$ 1,98 ^A	77,47 $\pm$ 2,50 ^A	50,34 $\pm$ 4,62 ^A	25,90 ⁺
	CAE	NR	NR	NR	NR
	RDO	152,15 $\pm$ 1,06 ^A	69,70 $\pm$ 1,51 ^A	52,32 $\pm$ 3,13 ^A	12,80 ⁺
	IAM	174,24 $\pm$ 0,95 ^A	69,33 $\pm$ 1,96 ^A	30,07 $\pm$ 2,29 ^A	21,92 ⁺

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box $\leq 1\%$;
+ - curvatura intrínseca (IN); ° - efeitos dos parâmetros (EI).

TABELA D2. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1A, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO			
		FC-PP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	90,35 ⁺ 0,68 ^A	26,91 ⁺ 1,91 ^A	8,31 ⁺ 2,29 [*]	18,73
	BCM	88,00 ⁺ 0,47 ^A	13,18 ⁺ 1,39 ^A	3,37 ⁺ 2,24	9,68
	WA	NC	NC	NC	NC
	CAE	91,55 ⁺ 0,60 ^A	18,25 ⁺ 1,66 ^A	9,99 ⁺ 3,27 [*]	14,15
	RDO	91,75 ⁺ 0,38 ^A	14,90 ⁺ 1,11 ^A	4,52 ⁺ 1,74 [*]	6,17
50 W	IAM	94,81 ⁺ 0,48 ^A	15,67 ⁺ 1,43 ^A	2,27 ⁺ 1,94	10,27
	LAPF	99,85 ⁺ 0,50 ^A	32,85 ⁺ 1,48 ^A	1,72 ⁺ 1,13	11,00
	BCM	98,14 ⁺ 0,38 ^A	33,60 ⁺ 1,11 ^A	4,27 ⁺ 0,75 [*]	6,15 ⁺
	WA	94,99 ⁺ 0,58 ^A	38,93 ⁺ 1,69 ^A	5,14 ⁺ 1,08 [*]	14,42 ⁺
	CAE	100,90 ⁺ 0,51 ^A	24,98 ⁺ 1,28 ^A	16,35 ⁺ 2,55 ^A	8,75 ⁺
100 W	RDO	102,17 ⁺ 0,37 ^A	30,72 ⁺ 0,92 ^A	17,65 ⁺ 1,58 ^A	4,59 ⁺
	IAM	104,08 ⁺ 0,46 ^A	25,23 ⁺ 1,29 ^A	8,39 ⁺ 1,66 [*]	8,55 ⁺
	LAPF	132,38 ⁺ 0,43 ^A	65,26 ⁺ 1,03 ^A	19,93 ⁺ 0,91 ^A	5,82 ⁺
	BCM	127,85 ⁺ 0,67 ^A	55,79 ⁺ 1,52 ^A	24,47 ⁺ 1,85 ^A	12,91 ⁺
	WA	116,11 ⁺ 0,72 ^A	59,61 ⁺ 1,90 ^A	13,38 ⁺ 1,38 ^A	18,86 ⁺
150 W	CAE	122,67 ⁺ 0,58 ^A	53,23 ⁺ 1,42 ^A	18,90 ⁺ 1,47 ^A	10,83 ⁺
	RDO	126,40 ⁺ 0,62 ^A	53,01 ⁺ 1,25 ^A	32,02 ⁺ 2,02 ^A	8,95 ⁺
	IAM	126,23 ⁺ 0,74 ^A	50,38 ⁺ 1,73 ^A	21,88 ⁺ 2,12 ^A	16,35 ⁺
	LAPF	161,02 ⁺ 0,71 ^A	90,80 ⁺ 1,51 ^A	28,45 ⁺ 1,28 ^A	12,89 ⁺
	BCM	153,26 ⁺ 0,82 ^A	80,15 ⁺ 1,82 ^A	25,46 ⁺ 1,58 ^A	18,42 ⁺
	WA	149,37 ⁺ 2,00 ^A	79,66 ⁺ 3,14 ^A	46,32 ⁺ 4,96 ^A	56,87 ⁺
	CAE	141,38 ⁺ 0,86 ^A	65,96 ⁺ 1,94 ^A	24,17 ⁺ 1,97 ^A	20,91 ⁺
	RDO	152,75 ⁺ 0,67 ^A	70,82 ⁺ 1,10 ^A	43,46 ⁺ 1,82 ^A	7,00 ⁺
	IAM	146,37 ⁺ 0,62 ^A	68,54 ⁺ 1,38 ^A	25,83 ⁺ 1,42 ^A	10,60 ⁺

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box ϵ 18; + - curvatura intrínseca (IN) e e - efeitos dos parâmetros (EP).

TABELA D3. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1B, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição de atropinização AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO				
		FC-PP (bat/mín)	A-FC (bat/mín)	CT (s)	SQRM	
25 W	LAPF	133,97 ⁺ 0,49 ^A	9,18 ⁺ 0,98 ^A	32,54 ⁺ 9,29 [*]	5,50	
	BOM	129,03 ⁺ 0,35 ^A	11,70 ⁺ 0,88 ^A	17,20 ⁺ 3,88 [*]	4,14	
	WA	109,69 ⁺ 0,36 ^A	9,53 ⁺ 1,07 ^A	2,31 ⁺ 2,38	5,77	
	CAE	142,30 ⁺ 0,42 ^A	5,24 ⁺ 1,00 [*]	21,55 ⁺ 11,62	5,45	
	RDO	121,25 ⁺ 0,26 ^A	9,32 ⁺ 0,66 ^A	17,86 ⁺ 3,74 [*]	2,33	
50 W	IAM	168,40 ⁺ 10,13 [*]	26,09 ⁺ 9,89 [*]	345,26 ⁺ 182,30	2,09 ⁺	
	LAPF	146,28 ⁺ 0,56 ^A	17,54 ⁺ 0,85 ^A	49,17 ⁺ 6,50 [*]	4,09 ⁺	
	BOM	136,53 ⁺ 0,51 ^A	15,91 ⁺ 0,92 ^A	38,69 ⁺ 6,01 [*]	4,95 ⁺	
	WA	118,09 ⁺ 0,64 ^A	24,11 ⁺ 1,53 ^A	20,56 ⁺ 3,73 [*]	12,77 ⁺	
	CAE	146,59 ⁺ 0,28 ^A	13,35 ⁺ 0,55 ^A	32,74 ⁺ 3,59 ^A	17,17 ⁺	
100 W	RDO	132,06 ⁺ 0,53 ^A	26,54 ⁺ 0,93 ^A	39,84 ⁺ 3,75 ^A	5,06 ⁺	
	IAM	172,08 ⁺ 1,29 ^A	26,56 ⁺ 1,21 ^A	102,15 ⁺ 11,91 [*]	2,92 ⁺	
	LAPF	175,16 ⁺ 1,41 ^A	47,02 ⁺ 1,68 ^A	64,67 ⁺ 6,56 ^A	14,09 ⁺	
	BOM	156,45 ⁺ 0,59 ^A	34,41 ⁺ 0,83 ^A	52,51 ⁺ 3,52 ^A	3,91 ⁺	
	WA	145,87 ⁺ 0,88 ^A	43,99 ⁺ 1,06 ^A	63,15 ⁺ 4,34 ^A	5,80 ⁺	
150 W	CAE	159,45 ⁺ 0,81 ^A	30,03 ⁺ 0,92 ^A	68,79 ⁺ 6,04 ^A	4,02 ⁺	
	RDO	142,70 ⁺ 0,51 ^A	37,32 ⁺ 0,83 ^A	44,68 ⁺ 2,70 ^A	4,00 ⁺	
	IAM	179,84 ⁺ 0,78 ^A	40,28 ⁺ 0,95 ^A	62,58 ⁺ 4,19 ^A	4,65 ⁺	
	LAPF	189,86 ⁺ 0,73 ^A	58,75 ⁺ 1,03 ^A	52,85 ⁺ 2,57 ^A	7,16 ⁺	
	BOM	175,91 ⁺ 0,71 ^A	48,76 ⁺ 1,09 ^A	47,91 ⁺ 2,94 ^A	6,88 ⁺	
	WA	NR	NR	NR	NR	
	CAE	176,26 ⁺ 0,46 ^A	43,41 ⁺ 0,59 ^A	59,76 ⁺ 2,29 ^A	1,84 ⁺	
	RDO	167,31 ⁺ 0,82 ^A	62,67 ⁺ 0,90 ^A	72,63 ⁺ 2,98 ^A	3,59 ⁺	
	IAM	NR	NR	NR	NR	

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * teste t significantes ($\alpha = 5\%$); A - início de Box < 1s;
+ - curvatura intrínseca (IN) e s - efeitos dos parâmetros (EP).

TABELA D4. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1B, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição de atropinização PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO			
		FC-PR (bat./min)	A-FC (bat./min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	115,37 ⁺ 0,48 ^A	12,86 ⁺ 1,22 ^A	15,49 ⁺ 4,57 [*]	8,0
	BCM	117,12 ⁺ 0,73 ^A	7,47 ⁺ 2,03 [*]	8,63 ⁺ 8,94	21,0
	WA	94,15 ⁺ 0,36 ^A	12,35 ⁺ 1,06 ^A	3,70 ⁺ 1,88	5,69
	CAE	145,83 ⁺ 0,51 ^A	6,77 ⁺ 0,75 [*]	50,36 ⁺ 15,48 [*]	3,25
	RDO	119,29 ⁺ 0,43 ^A	15,10 ⁺ 0,91 ^A	28,67 ⁺ 4,67 [*]	4,69 ⁺
	IAM	124,23 ⁺ 0,34 ^A	9,26 ⁺ 0,97 ^A	5,22 ⁺ 2,64	4,79
50 W	LAPF	124,19 ⁺ 0,34 ^A	21,08 ⁺ 0,79 ^A	23,45 ⁺ 2,45 ^A	3,46 ⁺
	BCM	118,51 ⁺ 0,38 ^A	13,35 ⁺ 0,85 ^A	25,83 ⁺ 4,51 [*]	4,05 ⁺
	WA	104,88 ⁺ 0,42 ^A	22,17 ⁺ 1,08 ^A	15,75 ⁺ 2,36 ^A	6,19 ⁺
	CAE	153,22 ⁺ 0,85 ^A	17,60 ⁺ 1,13 ^A	56,43 ⁺ 10,18 [*]	7,05 ⁺
	RDO	129,54 ⁺ 0,88 ^A	26,50 ⁺ 1,37 ^A	47,25 ⁺ 6,65 [*]	10,76 ⁺
	IAM	129,66 ⁺ 0,33 ^A	19,79 ⁺ 0,80 ^A	18,52 ⁺ 2,21 ^A	3,50 ⁺
100 W	LAPF	151,60 ⁺ 0,44 ^A	46,31 ⁺ 0,79 ^A	38,11 ⁺ 1,75 ^A	3,66 ⁺
	BCM	136,65 ⁺ 0,56 ^A	35,09 ⁺ 1,05 ^A	36,35 ⁺ 2,91 ^A	6,42 ⁺
	WA	130,42 ⁺ 0,57 ^A	48,98 ⁺ 1,05 ^A	36,76 ⁺ 2,11 ^A	6,41 ⁺
	CAE	166,20 ⁺ 0,68 ^A	34,34 ⁺ 1,04 ^A	48,45 ⁺ 4,01 ^A	6,18 ⁺
	RDO	143,34 ⁺ 1,14 ^A	36,58 ⁺ 1,40 ^A	62,08 ⁺ 6,76 ^A	10,22 ⁺
	IAM	144,34 ⁺ 0,39 ^A	36,92 ⁺ 0,75 ^A	34,72 ⁺ 1,90 ^A	2,18 ⁺
150 W	LAPF	172,03 ⁺ 0,51 ^A	57,09 ⁺ 0,88 ^A	40,66 ⁺ 1,68 ^A	4,49 ⁺
	BCM	155,30 ⁺ 0,54 ^A	51,64 ⁺ 0,92 ^A	41,35 ⁺ 1,99 ^A	4,97 ⁺
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	182,43 ⁺ 1,04 ^A	42,01 ⁺ 1,24 ^A	64,57 ⁺ 5,43 ^A	7,74 ⁺
	RDO	168,64 ⁺ 1,05 ^A	60,53 ⁺ 1,03 ^A	88,50 ⁺ 4,15 ^A	3,27 ⁺
	IAM	161,35 ⁺ 0,54 ^A	52,87 ⁺ 1,02 ^A	35,63 ⁺ 1,83 ^A	6,00 ⁺

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * teste t significativo ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box $\leq 1\%$; + - curvatura intrínseca (IN) e - efeitos dos parâmetros (EP).

TABELA D5. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1A, para os dados de FC obtidos de N5, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	JEB	96,61 ⁺ 0,33 ⁺ A	18,61 ⁺ 0,95 ⁺ A	3,93 ⁺ 1,14 ⁺	4,54 ⁺
	AVL	104,78 ⁺ 0,51 ⁺ A	33,24 ⁺ 1,09 ⁺ A	28,11 ⁺ 2,48 ⁺ A	6,65 ⁺
	JES	81,17 ⁺ 0,48 ⁺ A	15,72 ⁺ 1,38 ⁺ A	4,86 ⁺ 2,13 ⁺	9,61
	JFCF	81,39 ⁺ 0,32 ⁺ A	15,78 ⁺ 0,94 ⁺ A	3,96 ⁺ 1,33 ⁺	4,49 ⁺
	NHM	82,84 ⁺ 0,42 ⁺ A	16,51 ⁺ 1,21 ⁺ A	4,51 ⁺ 1,72 ⁺	7,42
50 W	RCS	107,91 ⁺ 0,36 ⁺ A	13,99 ⁺ 1,00 ⁺ A	7,67 ⁺ 2,20 ⁺	5,12
	JEB	107,21 ⁺ 0,47 ⁺ A	27,42 ⁺ 1,22 ⁺ A	15,46 ⁺ 2,12 ⁺ A	7,86 ⁺
	AVL	126,08 ⁺ 1,33 ⁺ A	49,73 ⁺ 1,86 ⁺ A	53,37 ⁺ 5,54 ⁺ A	19,35 ⁺
	JES	91,60 ⁺ 0,33 ⁺ A	30,67 ⁺ 0,92 ⁺ A	8,32 ⁺ 0,97 ⁺ A	4,36 ⁺
	JFCF	92,83 ⁺ 0,46 ⁺ A	29,24 ⁺ 1,31 ⁺ A	6,89 ⁺ 1,30 ⁺ A	8,77 ⁺
100 W	NHM	90,58 ⁺ 0,43 ⁺ A	18,09 ⁺ 1,18 ⁺ A	11,09 ⁺ 2,49 ⁺	7,16
	RCS	113,98 ⁺ 0,39 ⁺ A	20,25 ⁺ 0,97 ⁺ A	17,31 ⁺ 2,48 ⁺ A	5,03 ⁺
	JEB	139,07 ⁺ 0,94 ⁺ A	51,99 ⁺ 1,63 ⁺ A	40,61 ⁺ 3,42 ⁺ A	15,41 ⁺
	AVL	182,43 ⁺ 1,77 ⁺ A	95,80 ⁺ 1,79 ⁺ A	81,91 ⁺ 4,32 ⁺ A	11,70 ⁺
	JES	115,67 ⁺ 0,53 ⁺ A	44,47 ⁺ 1,20 ⁺ A	24,38 ⁺ 1,82 ⁺ A	8,05 ⁺
150 W	JFCF	125,65 ⁺ 1,41 ⁺ A	44,98 ⁺ 2,13 ⁺ A	48,93 ⁺ 6,34 ⁺	25,95 ⁺
	NHM	116,48 ⁺ 0,66 ⁺ A	41,92 ⁺ 1,26 ⁺ A	34,72 ⁺ 2,79 ⁺ A	9,19 ⁺
	RCS	132,34 ⁺ 0,45 ⁺ A	39,03 ⁺ 0,93 ⁺ A	29,36 ⁺ 1,90 ⁺ A	4,97 ⁺
	JEB	NR	NR	NR	NR
	AVL	NR	NR	NR	NR
150 W	JES	157,68 ⁺ 1,25 ⁺ A	79,62 ⁺ 1,63 ⁺ A	57,85 ⁺ 3,34 ⁺ A	14,49 ⁺
	JFCF	151,71 ⁺ 0,95 ⁺ A	66,93 ⁺ 1,37 ⁺ A	51,30 ⁺ 2,90 ⁺ A	10,64 ⁺
	NHM	141,39 ⁺ 1,03 ⁺ A	67,00 ⁺ 1,64 ⁺ A	45,45 ⁺ 3,02 ⁺ A	15,60 ⁺
	RCS	NR	NR	NR	NR

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; + - teste t significante ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box $< 1\%$; + - curvatura intrínseca (IN) e e - efeitos dos parâmetros (EP).

TABELA D6. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1B, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição de atropinização AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	JEB	119,13 ⁺ 0,33 ^A	5,84 ⁺ 0,91 ^A	8,90 ⁺ 5,20	4,20 ⁺
	AVL	130,71 ⁺ 0,77 ^A	17,36 ⁺ 0,86 ^A	69,79 ⁺ 9,90 [*]	3,46 ⁺
	JES	130,74 ⁺ 0,40 ^A	13,68 ⁺ 0,75 ^A	35,81 ⁺ 5,26 [*]	3,28 ⁺
	JFCF	120,78 ⁺ 0,31 ^A	14,89 ⁺ 0,75 ^A	19,72 ⁺ 2,88 ^A	3,07 ⁺
	NEM	116,09 ⁺ 0,25 ^A	3,94 ⁺ 0,72 [*]	7,39 ⁺ 5,48	2,61
	RCS	109,68 ⁺ 0,26 ^A	5,66 ⁺ 0,70 ^A	12,75 ⁺ 5,20 [*]	2,57
50 W	JEB	125,52 ⁺ 0,25 ^A	10,74 ⁺ 0,68 ^A	11,95 ⁺ 2,50 [*]	2,32 ⁺
	AVL	149,15 ⁺ 1,12 ^A	31,24 ⁺ 1,08 ^A	90,17 ⁺ 8,61 ^A	3,50 ⁺
	JES	137,59 ⁺ 0,38 ^A	18,59 ⁺ 0,78 ^A	30,24 ⁺ 3,40 ^A	3,44 ⁺
	JFCF	131,79 ⁺ 0,32 ^A	18,10 ⁺ 0,63 ^A	33,12 ⁺ 3,07 ^A	2,26 ⁺
	NEM	118,61 ⁺ 2,39 [*]	5,85 ⁺ 6,52	10,65 ⁺ 41,69	219,39
	RCS	115,20 ⁺ 0,26 ^A	13,18 ⁺ 0,66 ^A	15,11 ⁺ 2,36 ^A	2,31 ⁺
100 W	JEB	151,72 ⁺ 0,67 ^A	35,94 ⁺ 0,73 ^A	72,88 ⁺ 4,21 ^A	2,32 ⁺
	AVL	180,71 ⁺ 1,35 ^A	68,90 ⁺ 1,38 ^A	81,15 ⁺ 4,59 ^A	7,06 ⁺
	JES	161,00 ⁺ 0,89 ^A	40,57 ⁺ 1,00 ^A	69,48 ⁺ 4,91 ^A	4,71 ⁺
	JFCF	148,24 ⁺ 0,63 ^A	37,31 ⁺ 1,11 ^A	39,55 ⁺ 3,17 ^A	7,23 ⁺
	NEM	139,92 ⁺ 0,29 ^A	31,70 ⁺ 0,48 ^A	43,87 ⁺ 1,78 ^A	1,32 ⁺
	RCS	131,51 ⁺ 0,44 ^A	29,59 ⁺ 0,85 ^A	34,40 ⁺ 2,64 ^A	4,18 ⁺
150 W	JEB	172,93 ⁺ 3,18 ^A	52,95 ⁺ 3,02 ^A	79,07 ⁺ 8,71 [*]	12,26
	AVL	NR	NR	NR	NR
	JES	177,11 ⁺ 0,63 ^A	58,84 ⁺ 0,79 ^A	60,67 ⁺ 2,29 ^A	3,26 ⁺
	JFCF	165,31 ⁺ 0,60 ^A	46,00 ⁺ 0,89 ^A	49,90 ⁺ 2,65 ^A	4,50 ⁺
	NEM	162,92 ⁺ 0,78 ^A	47,87 ⁺ 0,81 ^A	78,59 ⁺ 3,76 ^A	2,57 ⁺
	RCS	148,78 ⁺ 0,72 ^A	44,06 ⁺ 1,01 ^A	53,12 ⁺ 3,37 ^A	5,72 ⁺

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box & Cox; + - curvatura intrínseca (IN) e - efeitos dos parâmetros (EP).

TABELA D7. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1A, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	102,46 $\pm$ 0,29*	26,29 $\pm$ 0,97*	2,27 $\pm$ 0,55*	3,31
	BCM	89,30 $\pm$ 0,19*	13,69 $\pm$ 0,61*	2,17 $\pm$ 0,65*	12,53
	WA	94,03 $\pm$ 0,15*	26,39 $\pm$ 0,50*	7,55 $\pm$ 0,52*	8,04
	CAE	75,74 $\pm$ 0,43*	22,59 $\pm$ 0,72*	50,80 $\pm$ 4,12*	14,73
	RDO	87,16 $\pm$ 0,16*	19,35 $\pm$ 0,53*	2,78 $\pm$ 0,45*	8,65
	IAM	114,67 $\pm$ 0,17*	19,60 $\pm$ 0,52*	3,44 $\pm$ 0,50*	11,97
50 W	LAPF	113,89 $\pm$ 0,16*	36,60 $\pm$ 0,55*	4,34 $\pm$ 0,30*	10,79
	BCM	97,36 $\pm$ 0,17*	35,19 $\pm$ 0,62*	2,95 $\pm$ 0,28*	11,09
	WA	118,33 $\pm$ 0,22*	49,84 $\pm$ 0,74*	16,14 $\pm$ 0,60*	16,79
	CAE	100,52 $\pm$ 0,24*	11,76 $\pm$ 0,67*	11,86 $\pm$ 2,26*	19,20
	RDO	99,73 $\pm$ 0,14*	29,60 $\pm$ 0,43*	12,20 $\pm$ 0,54*	6,36
	IAM	127,34 $\pm$ 0,22*	29,81 $\pm$ 0,48*	31,46 $\pm$ 1,31*	12,50
100 W	LAPF	146,02 $\pm$ 0,21*	59,30 $\pm$ 0,58*	29,84 $\pm$ 0,66*	14,53
	BCM	128,84 $\pm$ 0,23*	55,60 $\pm$ 0,50*	28,61 $\pm$ 0,74*	15,11
	WA	137,39 $\pm$ 0,26*	57,85 $\pm$ 0,68*	27,74 $\pm$ 0,78*	20,53
	CAE	NR	NR	NR	NR
	RDO	132,50 $\pm$ 0,31*	54,19 $\pm$ 0,61*	42,22 $\pm$ 1,18*	17,62
	IAM	158,33 $\pm$ 0,35*	59,02 $\pm$ 0,75*	36,79 $\pm$ 1,14*	31,93
150 W	LAPF	172,54 $\pm$ 0,27*	75,05 $\pm$ 0,57*	39,34 $\pm$ 0,72*	19,03
	BCM	157,36 $\pm$ 0,20*	82,77 $\pm$ 0,52*	31,21 $\pm$ 0,45*	12,37
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	NR	NR	NR	NR
	RDO	147,61 $\pm$ 0,23*	66,39 $\pm$ 0,39*	51,23 $\pm$ 0,76*	7,47
	IAM	173,24 $\pm$ 0,22*	68,61 $\pm$ 0,53*	31,72 $\pm$ 0,59*	16,57

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significantes ($\alpha = 5\%$).

TABELA D8. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1A, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO				
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM	
25 W	LAPF	91,57 $\pm$ 0,25*	26,70 $\pm$ 0,82*	6,69 $\pm$ 0,80*	20,78	
	BCM	88,40 $\pm$ 0,23*	15,86 $\pm$ 0,70*	5,51 $\pm$ 1,08*	16,51	
	WA	86,17 $\pm$ 0,26*	17,41 $\pm$ 0,83*	2,10 $\pm$ 0,68*	21,61	
	CAE	92,88 $\pm$ 0,23*	16,98 $\pm$ 0,66*	12,47 $\pm$ 1,56*	16,20	
	RDO	92,36 $\pm$ 0,13*	15,83 $\pm$ 0,41*	3,18 $\pm$ 0,46*	5,80	
	IAM	97,27 $\pm$ 0,18*	16,53 $\pm$ 0,61*	3,92 $\pm$ 0,71*	12,30	
50 W	LAPF	102,83 $\pm$ 0,17*	35,54 $\pm$ 0,57*	5,53 $\pm$ 0,36*	10,54	
	BCM	96,44 $\pm$ 0,21*	30,36 $\pm$ 0,73*	3,71 $\pm$ 0,44*	16,35	
	WA	97,50 $\pm$ 0,15*	35,13 $\pm$ 0,52*	1,90 $\pm$ 0,19*	7,89	
	CAE	99,45 $\pm$ 0,19*	24,60 $\pm$ 0,53*	15,46 $\pm$ 0,97*	10,45	
	RDO	102,02 $\pm$ 0,12*	29,72 $\pm$ 0,34*	14,32 $\pm$ 0,48*	4,25	
	IAM	104,48 $\pm$ 0,15*	24,00 $\pm$ 0,47*	5,43 $\pm$ 0,46*	8,35	
100 W	LAPF	133,07 $\pm$ 0,16*	63,40 $\pm$ 0,50*	19,53 $\pm$ 0,38*	9,61	
	BCM	133,66 $\pm$ 0,21*	58,35 $\pm$ 0,66*	15,25 $\pm$ 0,47*	17,23	
	WA	125,48 $\pm$ 0,22*	59,07 $\pm$ 0,77*	19,53 $\pm$ 0,57*	17,06	
	CAE	123,50 $\pm$ 0,19*	51,72 $\pm$ 0,58*	20,45 $\pm$ 0,56*	11,96	
	RDO	128,22 $\pm$ 0,18*	53,61 $\pm$ 0,48*	32,04 $\pm$ 0,65*	8,72	
	IAM	129,06 $\pm$ 0,22*	50,81 $\pm$ 0,62*	22,18 $\pm$ 0,68*	16,09	
150 W	LAPF	164,81 $\pm$ 0,23*	90,59 $\pm$ 0,61*	32,47 $\pm$ 0,49*	16,72	
	BCM	154,61 $\pm$ 0,12*	77,76 $\pm$ 0,38*	21,19 $\pm$ 0,25*	6,12	
	WA	NR	NR	NR	NR	
	CAE	NR	NR	NR	NR	
	RDO	152,78 $\pm$ 0,17*	69,92 $\pm$ 0,35*	41,51 $\pm$ 0,50*	6,16	
	IAM	147,49 $\pm$ 0,20*	66,06 $\pm$ 0,54*	26,32 $\pm$ 0,51*	13,36	

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA D9. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1B, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição de atropinização AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	134,12 $\pm$ 0,13*	9,57 $\pm$ 0,26*	29,98 $\pm$ 2,20*	4,49
	BCM	125,62 $\pm$ 0,11*	12,05 $\pm$ 0,27*	18,30 $\pm$ 1,20*	4,14
	WA	110,43 $\pm$ 0,13*	9,97 $\pm$ 0,40*	1,54 $\pm$ 0,50*	7,10
	CAE	141,10 $\pm$ 0,14*	9,24 $\pm$ 0,34*	18,05 $\pm$ 2,00*	7,74
	RDO	122,57 $\pm$ 0,08*	9,50 $\pm$ 0,21*	18,25 $\pm$ 1,19*	2,47
	IAM	173,85 $\pm$ 5,09*	30,79 $\pm$ 5,00*	408,72 $\pm$ 87,62*	3,50
50 W	LAPF	146,49 $\pm$ 0,14*	17,26 $\pm$ 0,24*	40,72 $\pm$ 1,49*	3,95
	BCM	137,20 $\pm$ 0,38*	16,00 $\pm$ 0,75*	33,61 $\pm$ 4,20*	36,90
	WA	115,72 $\pm$ 0,18*	22,69 $\pm$ 0,46*	20,96 $\pm$ 1,18*	10,38
	CAE	147,83 $\pm$ 0,15*	13,00 $\pm$ 0,26*	41,14 $\pm$ 2,21*	4,90
	NCO	131,25 $\pm$ 0,15*	25,11 $\pm$ 0,29*	35,36 $\pm$ 1,06*	5,09
	IAM	176,50 $\pm$ 0,38	28,62 $\pm$ 0,35*	109,75 $\pm$ 3,41*	2,92
100 W	LAPF	176,85 $\pm$ 0,31*	45,18 $\pm$ 0,44*	55,56 $\pm$ 1,47*	14,20
	BCM	156,83 $\pm$ 0,48*	32,66 $\pm$ 0,78*	46,00 $\pm$ 2,92*	42,20
	WA	153,14 $\pm$ 0,27*	50,56 $\pm$ 0,33*	66,76 $\pm$ 1,22*	5,84
	CAE	161,52 $\pm$ 0,19*	29,77 $\pm$ 0,24*	61,50 $\pm$ 1,41*	3,93
	RDO	144,43 $\pm$ 0,15*	37,53 $\pm$ 0,25*	45,46 $\pm$ 0,79*	3,71
	IAM	179,62 $\pm$ 0,17*	37,53 $\pm$ 0,23*	55,86 $\pm$ 0,94*	4,08
150 W	LAPF	194,13 $\pm$ 0,22*	61,12 $\pm$ 0,31*	56,73 $\pm$ 0,78*	7,13
	BCM	171,46 $\pm$ 0,53*	47,10 $\pm$ 0,82*	51,24 $\pm$ 2,37*	47,88
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	175,66 $\pm$ 0,16*	41,96 $\pm$ 0,22*	54,83 $\pm$ 0,80*	3,74
	RDO	171,50 $\pm$ 0,21*	65,48 $\pm$ 0,24*	73,80 $\pm$ 0,77*	3,05
	IAM	NR	NR	NR	NR

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA 100. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo LB, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição de atropinização PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO			
		FC-RE (bat/min)	A-FC (bat/mln)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	115,41 $\pm$ 0,14*	11,81 $\pm$ 0,37*	16,11 $\pm$ 1,53*	6,98
	BCM	119,71 $\pm$ 0,22*	7,25 $\pm$ 0,62*	7,56 $\pm$ 2,63*	20,48
	WA	98,42 $\pm$ 0,11*	14,80 $\pm$ 0,36*	1,31 $\pm$ 0,28*	4,85
	CAE	149,55 $\pm$ 0,16*	8,02 $\pm$ 0,23*	51,34 $\pm$ 4,05*	3,79
	RDO	121,33 $\pm$ 0,15*	15,24 $\pm$ 0,34*	24,84 $\pm$ 1,50*	6,31
	IAM	128,42 $\pm$ 0,11*	9,96 $\pm$ 0,32*	5,13 $\pm$ 0,79*	5,72
50 W	LAPF	126,23 $\pm$ 0,10*	21,78 $\pm$ 0,24*	24,57 $\pm$ 0,74*	3,30
	BCM	118,00 $\pm$ 0,15*	12,94 $\pm$ 0,32*	27,37 $\pm$ 1,82*	5,60
	WA	105,00 $\pm$ 0,18*	19,07 $\pm$ 0,50*	12,54 $\pm$ 1,06*	10,24
	CAE	161,55 $\pm$ 0,26*	22,15 $\pm$ 0,37*	52,57 $\pm$ 2,44*	10,34
	RDO	130,22 $\pm$ 0,22*	26,49 $\pm$ 0,36*	48,21 $\pm$ 1,73*	7,18
	IAM	130,62 $\pm$ 0,08*	20,36 $\pm$ 0,22*	18,15 $\pm$ 0,55*	2,60
100 W	LAPF	155,52 $\pm$ 0,37*	47,51 $\pm$ 0,83*	32,37 $\pm$ 1,42*	42,08
	BCM	138,74 $\pm$ 0,17*	35,88 $\pm$ 0,37*	33,14 $\pm$ 0,87*	7,96
	WA	141,87 $\pm$ 0,26*	54,25 $\pm$ 0,42*	50,96 $\pm$ 1,03*	9,44
	CAE	176,30 $\pm$ 0,27*	42,26 $\pm$ 0,37*	57,26 $\pm$ 1,38*	9,99
	RDO	145,45 $\pm$ 0,32*	37,12 $\pm$ 0,36*	71,51 $\pm$ 1,95*	6,00
	IAM	142,75 $\pm$ 0,13*	35,81 $\pm$ 0,28*	33,90 $\pm$ 0,66*	4,65
150 W	LAPF	171,34 $\pm$ 0,14*	55,08 $\pm$ 0,25*	42,07 $\pm$ 0,49*	4,43
	BCM	158,58 $\pm$ 0,16*	53,06 $\pm$ 0,31*	40,64 $\pm$ 0,60*	6,00
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	189,78 $\pm$ 0,38*	44,46 $\pm$ 0,43*	70,41 $\pm$ 1,92*	12,33
	RDO	168,66 $\pm$ 0,27*	60,46 $\pm$ 0,27*	84,18 $\pm$ 1,07*	3,03
	IAM	157,33 $\pm$ 0,12*	54,42 $\pm$ 0,23*	43,55 $\pm$ 0,46*	3,42

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA D11. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1A, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/mln)	A-FC (bat/mln)	CT (s)	SQRM
25 W	JEB	98,09 [±] 0,15*	19,14 [±] 0,52*	3,84 [±] 0,50*	8,35
	AVL	112,49 [±] 4,31*	35,90 [±] 5,25*	65,89 [±] 27,10*	1087,30
	JES	82,36 [±] 0,19*	16,51 [±] 0,61*	2,79 [±] 0,61*	11,06
	JFCF	83,22 [±] 0,15*	16,35 [±] 0,49*	4,20 [±] 0,61*	6,94
	NHM	83,47 [±] 0,18*	17,81 [±] 0,55*	6,79 [±] 0,84*	9,42
	RCS	109,44 [±] 0,11*	14,13 [±] 0,32*	7,06 [±] 0,65*	4,57
50 W	JEB	109,33 [±] 0,19*	28,82 [±] 0,50*	19,39 [±] 0,92*	10,48
	AVL	126,36 [±] 0,41*	47,67 [±] 0,61*	54,51 [±] 1,86*	17,39
	JES	93,99 [±] 0,10*	31,66 [±] 0,36*	8,80 [±] 0,33*	3,57
	JFCF	94,06 [±] 0,16*	30,39 [±] 0,54*	6,64 [±] 0,45*	8,83
	NHM	90,81 [±] 0,20*	14,69 [±] 0,60*	8,71 [±] 1,30*	12,80
	RCS	115,89 [±] 0,12*	23,37 [±] 0,34*	14,34 [±] 0,63*	5,19
100 W	JEB	140,14 [±] 0,28*	52,21 [±] 0,50*	46,23 [±] 1,13*	13,21
	AVL	189,79 [±] 0,39*	101,74 [±] 0,41*	84,48 [±] 0,97*	7,32
	JES	112,04 [±] 0,19*	42,17 [±] 0,52*	24,10 [±] 0,74*	10,24
	JFCF	126,05 [±] 0,50*	43,13 [±] 0,74*	54,80 [±] 2,53*	25,94
	NHM	118,14 [±] 0,23*	40,96 [±] 0,51*	33,49 [±] 1,03*	11,46
	RCS	128,50 [±] 0,13*	37,74 [±] 0,29*	30,92 [±] 0,64*	4,33
150 W	JES	160,49 [±] 0,40*	77,89 [±] 0,54*	62,48 [±] 1,17*	15,13
	JFCF	149,62 [±] 0,28*	66,10 [±] 0,41*	56,81 [±] 0,94*	8,91
	NHM	144,32 [±] 0,25*	67,71 [±] 0,49*	45,14 [±] 0,79*	11,30
	RCS	NR	NR	NR	NR

NR - não realizou teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA D12. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 1B, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição de atropinização AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat./min)	A-FC (bat./min)	CT (s)	SQRM
25 W	JEB	120,42 $\pm$ 0,13*	8,75 $\pm$ 0,36*	9,32 $\pm$ 1,42*	6,83
	AVL	129,74 $\pm$ 0,20*	15,89 $\pm$ 0,25*	62,46 $\pm$ 2,78*	3,44
	JES	129,06 $\pm$ 0,08*	14,09 $\pm$ 0,18*	24,13 $\pm$ 0,86*	2,00
	JPCF	123,46 $\pm$ 0,10*	14,62 $\pm$ 0,25*	18,13 $\pm$ 0,91*	3,43
	NHM	114,00 $\pm$ 0,08*	3,81 $\pm$ 0,23*	3,24 $\pm$ 1,17*	2,68
	RCS	111,80 $\pm$ 0,16*	7,34 $\pm$ 0,44*	10,84 $\pm$ 2,27*	9,64
50 W	JEB	126,36 $\pm$ 0,08*	11,10 $\pm$ 0,23*	11,68 $\pm$ 0,83*	3,02
	AVL	149,54 $\pm$ 0,27*	29,73 $\pm$ 0,29*	77,36 $\pm$ 2,14*	4,00
	JES	138,07 $\pm$ 0,33*	13,81 $\pm$ 0,64*	33,69 $\pm$ 4,13*	26,98
	JPCF	135,64 $\pm$ 0,09*	18,76 $\pm$ 0,20*	31,32 $\pm$ 0,86*	2,42
	NHM	121,25 $\pm$ 0,23*	9,15 $\pm$ 0,26*	65,94 $\pm$ 5,40*	3,45
	RCS	117,17 $\pm$ 0,08*	14,43 $\pm$ 0,24*	12,13 $\pm$ 0,66*	2,83
100 W	JEB	154,51 $\pm$ 0,22*	35,18 $\pm$ 0,23*	78,02 $\pm$ 1,44*	2,51
	AVL	181,79 $\pm$ 0,33*	69,39 $\pm$ 0,34*	82,43 $\pm$ 1,15*	5,53
	JES	162,82 $\pm$ 0,23*	42,08 $\pm$ 0,26*	69,52 $\pm$ 1,23*	4,04
	JPCF	148,01 $\pm$ 0,18*	38,12 $\pm$ 0,33*	40,69 $\pm$ 0,92*	7,03
	NHM	141,44 $\pm$ 0,13*	30,67 $\pm$ 0,21*	47,91 $\pm$ 0,86*	2,65
	RCS	133,61 $\pm$ 0,10*	29,57 $\pm$ 0,23*	28,47 $\pm$ 0,58*	3,02
150 W	JES	175,61 $\pm$ 0,21*	58,82 $\pm$ 0,27*	63,58 $\pm$ 0,81*	4,71
	JPCF	163,99 $\pm$ 0,18*	43,03 $\pm$ 0,29*	49,51 $\pm$ 0,89*	5,87
	NHM	164,75 $\pm$ 0,19*	48,91 $\pm$ 0,20*	75,57 $\pm$ 0,89*	2,15
	RCS	147,21 $\pm$ 0,16*	42,13 $\pm$ 0,25*	48,68 $\pm$ 0,77*	3,93

NR - não realizou teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA D13. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 2, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO					
		FC-RE (bat/min)	A ₁ -FC (bat/min)	CT ₁ (s)	A ₂ -FC (bat/min)	CT ₂ (s)	SQRM
25 W	LAPF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	BOM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	WA	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	CAE	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	RDO	NC	NC	NC	NC	NC	NC
50 W	IAM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	LAPF	116,51 ⁺² ,51 ^{*A}	30,19 ⁺³ ,14 ^{*A}	4,40 ⁺¹ ,37 ^{*A}	8,33 ⁺² ,17 [*]	95,29 ⁺⁹ ,1,75	8,46
	BOM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	WA	111,57 ⁺⁰ ,80 ^{*A}	23,76 ⁺³ ,80 ^{*A}	1,73 ⁺¹ ,86	20,81 ⁺³ ,32 ^{*A}	41,81 ⁺¹⁰ ,70 [*]	8,66
	CAE	NC	NC	NC	NC	NC	NC
100 W	RDO	99,66 ⁺⁰ ,56 ^{*A}	18,97 ⁺² ,52 ^{*A}	2,97 ⁺¹ ,29 [*]	12,88 ⁺² ,18 ^{*A}	46,72 ⁺¹² ,85 [*]	3,33
	IAM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	LAPF	150,62 ⁺¹ ,05 ^{*A}	28,38 ⁺⁴ ,08 [*]	5,35 ⁺¹ ,66 [*]	37,84 ⁺³ ,43 [*]	57,81 ⁺⁹ ,10 [*]	6,37
	BOM	131,30 ⁺¹ ,51 ^{*A}	32,17 ⁺⁴ ,86 ^{*A}	9,01 ⁺² ,17 ^{*A}	26,79 ⁺³ ,85 [*]	73,23 ⁺²⁰ ,46 [*]	5,27
	WA	141,78 ⁺¹ ,60 ^{*A}	34,54 ⁺² ,42 ^{*A}	5,01 ⁺⁰ ,94 ^{*A}	33,22 ⁺¹ ,65 ^{*A}	89,05 ⁺¹⁴ ,90 [*]	4,22
150 W	CAE	138,48 ⁺⁴ ,77 [*]	25,00 ⁺³ ,86 ^{*A}	7,00 ⁺² ,52 [*]	21,46 ⁺³ ,00 [*]	123,88 ⁺⁷³ ,69	9,88
	RDO	131,20 ⁺⁰ ,87 ^{*A}	15,32 ⁺² ,82 [*]	2,52 ⁺¹ ,95	44,12 ⁺² ,30 ^{*A}	55,00 ⁺⁵ ,67 [*]	5,75
	IAM	165,90 ⁺⁴ ,07 ^{*A}	38,58 ⁺³ ,48 ^{*A}	5,03 ⁺¹ ,30 ^{*A}	36,00 ⁺² ,79 [*]	115,81 ⁺³⁵ ,67 [*]	10,73
	LAPF	180,66 ⁺¹ ,69 ^{*A}	23,46 ⁺¹⁶ ,24	14,26 ⁺⁸ ,86	66,93 ⁺¹⁵ ,07 [*]	59,11 ⁺¹² ,99 [*]	8,44
	BOM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
150 W	WA	NR	NR	NR	NR	NR	NR
	CAE	NR	NR	NR	NR	NR	NR
	RDO	161,56 ⁺¹ ,96 ^{*A}	21,26 ⁺³ ,02 [*]	8,95 ⁺² ,33 [*]	60,56 ⁺¹ ,89 ^{*A}	98,56 ⁺¹¹ ,09 [*]	3,27
	IAM	181,37 ⁺² ,08 ^{*A}	39,34 ⁺³ ,56 ^{*A}	7,18 ⁺¹ ,35 ^{*A}	40,83 ⁺² ,37 ^{*A}	89,73 ⁺¹⁶ ,80 [*]	5,85

NC - não convergiram; NR - não realizou teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$); A - vínculo de Box $\leq 1\%$.

TABELA D14. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 2, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO					
		FC-RP (bat/min)	A ₁ -FC (bat/min)	CT ₁ (s)	A ₂ -FC (bat/min)	CT ₂ (s)	SQRM
25 W	LAPF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	BCM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	WA	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	CAE	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	RDO	NC	NC	NC	NC	NC	NC
50 W	IAM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	LAPF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	BCM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	WA	95,64 $\pm$ 0,76 ^A	29,83 $\pm$ 8,25 [*]	2,83 $\pm$ 1,97	9,84 $\pm$ 7,88	27,05 $\pm$ 23,47	13,03
	CAE	NC	NC	NC	NC	NC	NC
100 W	RDO	102,67 $\pm$ 1,39 [*]	27,18 $\pm$ 11,51 [*]	14,79 $\pm$ 5,68 [*]	4,16 $\pm$ 10,51	63,32 $\pm$ 167,41	4,48
	IAM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	LAPF	132,82 $\pm$ 0,45 ^A	16,50 $\pm$ 6,84 [*]	4,21 $\pm$ 2,79	50,22 $\pm$ 6,65 [*]	26,36 $\pm$ 3,19 [*]	4,35
	BCM	129,39 $\pm$ 0,82 ^A	36,00 $\pm$ 4,43 [*]	44,20 $\pm$ 7,46 [*]	23,64 $\pm$ 4,91 [*]	4,44 $\pm$ 2,01 [*]	2,39
	WA	121,96 $\pm$ 1,96 ^A	43,74 $\pm$ 2,76 ^A	4,34 $\pm$ 0,82 ^A	23,37 $\pm$ 1,90 [*]	90,39 $\pm$ 25,50 [*]	6,31
150 W	CAE	140,49 $\pm$ 70,80	46,78 $\pm$ 4,16 [*]	13,52 $\pm$ 2,19 [*]	24,91 $\pm$ 67,08	452,74 $\pm$ 1769,70	7,96
	RDO	128,40 $\pm$ 0,92 ^A	19,83 $\pm$ 4,65 [*]	6,46 $\pm$ 2,71 [*]	37,13 $\pm$ 4,08 [*]	54,26 $\pm$ 8,78 [*]	5,42
	IAM	128,79 $\pm$ 1,0 ^A	26,44 $\pm$ 3,48 ^A	3,00 $\pm$ 1,36 ^A	29,03 $\pm$ 2,88 ^A	54,12 $\pm$ 10,10 [*]	7,70
	LAPF	163,67 $\pm$ 0,98 ^A	37,81 $\pm$ 8,28 [*]	8,85 $\pm$ 2,48 [*]	57,85 $\pm$ 7,70 [*]	49,32 $\pm$ 7,15 [*]	6,60
	BCM	159,74 $\pm$ 2,50 ^A	51,72 $\pm$ 6,08 ^A	10,36 $\pm$ 1,87 ^A	37,28 $\pm$ 4,38 [*]	85,63 $\pm$ 24,40 [*]	7,81
150 W	WA	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	CAE	158,78 $\pm$ 5,24 [*]	41,44 $\pm$ 16,50 ^A	23,39 $\pm$ 7,22 [*]	36,68 $\pm$ 12,00 [*]	107,29 $\pm$ 68,42	4,85
	RDO	148,74 $\pm$ 1,20 ^A	36,82 $\pm$ 10,20 [*]	10,82 $\pm$ 3,36 ^A	35,55 $\pm$ 9,43 ^A	54,02 $\pm$ 15,25 [*]	7,03
	IAM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	LAPF	NC	NC	NC	NC	NC	NC

NC = não convergiram; NR = não realizou teste de esforço físico; * - teste t significantes ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box $\leq 1\%$.

TABELA D15. Valores e significância ($p = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 2, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO					
		FC-RP (bat/min)	A ₁ -FC (bat/min)	CT ₁ (s)	A ₂ -FC (bat/min)	CT ₂ (s)	SQRM
25 W	LAPF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	BOM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	WA	94,43 $\pm$ 0,16*	15,71 $\pm$ 1,40*	1,11 $\pm$ 0,36*	12,10 $\pm$ 1,31*	21,16 $\pm$ 2,96*	5,97
	CAE	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	RDO	NC	NC	NC	NC	NC	NC
50 W	IAM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	LAPF	119,52 $\pm$ 1,44*	30,66 $\pm$ 0,63*	2,37 $\pm$ 0,21*	11,86 $\pm$ 1,15*	153,68 $\pm$ 39,05*	5,74
	BOM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	WA	119,69 $\pm$ 0,33*	31,70 $\pm$ 2,86*	6,11 $\pm$ 0,94*	21,40 $\pm$ 2,67*	42,80 $\pm$ 5,97*	13,32
	CAE	NC	NC	NC	NC	NC	NC
100 W	RDO	100,76 $\pm$ 0,16*	18,59 $\pm$ 0,85*	2,35 $\pm$ 0,34*	13,43 $\pm$ 0,75*	40,00 $\pm$ 3,39*	3,35
	IAM	129,24 $\pm$ 0,35*	17,06 $\pm$ 0,71*	1,93 $\pm$ 0,35*	18,65 $\pm$ 0,52*	70,02 $\pm$ 5,32*	6,04
	LAPF	149,05 $\pm$ 0,25*	30,26 $\pm$ 0,83*	4,19 $\pm$ 0,31*	37,87 $\pm$ 0,65*	61,31 $\pm$ 0,21*	4,34
	BOM	130,55 $\pm$ 0,28*	23,74 $\pm$ 1,32*	3,54 $\pm$ 0,55*	37,80 $\pm$ 1,13*	48,54 $\pm$ 2,30*	8,45
	WA	148,76 $\pm$ 1,10*	39,15 $\pm$ 0,70*	5,74 $\pm$ 0,28*	35,32 $\pm$ 0,73*	137,46 $\pm$ 10,27*	4,53
150 W	CAE	NR	NR	NR	NR	NR	NR
	RDO	134,47 $\pm$ 0,35*	20,40 $\pm$ 0,88*	1,22 $\pm$ 0,29*	42,34 $\pm$ 0,64*	62,33 $\pm$ 2,26*	8,36
	IAM	169,73 $\pm$ 1,28*	37,01 $\pm$ 0,85*	4,91 $\pm$ 0,34*	41,12 $\pm$ 0,88*	133,01 $\pm$ 10,14*	8,80
	LAPF	176,05 $\pm$ 0,25*	29,52 $\pm$ 0,69*	3,05 $\pm$ 0,24*	56,35 $\pm$ 0,52*	64,33 $\pm$ 1,34*	4,82
	BOM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
150 W	WA	NR	NR	NR	NR	NR	NR
	CAE	NR	NR	NR	NR	NR	NR
	RDO	150,46 $\pm$ 0,46*	17,95 $\pm$ 1,90*	11,19 $\pm$ 1,67*	53,94 $\pm$ 1,57*	73,18 $\pm$ 3,46*	5,27
	IAM	177,54 $\pm$ 0,28*	34,12 $\pm$ 0,83*	5,49 $\pm$ 0,31*	43,90 $\pm$ 0,64*	68,14 $\pm$ 2,13*	4,45

NC - não convergiram; NR - não realizou teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA D16. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 2, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO					
		FC-RP (bat/min)	A ₁ -FC (bat/min)	CT ₁ (s)	A ₂ -FC (bat/min)	CT ₂ (s)	SQRM
25 W	LAPF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	BCM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	WA	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	CAE	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	RDO	NC	NC	NC	NC	NC	NC
50 W	IAM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	LAPF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	BCM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	WA	97,96 $\pm$ 0,19*	31,09 $\pm$ 1,27*	1,39 $\pm$ 0,22*	4,55 $\pm$ 1,13*	29,71 $\pm$ 10,59*	7,29
	CAE	NC	NC	NC	NC	NC	NC
100 W	RDO	102,70 $\pm$ 0,46*	26,41 $\pm$ 2,09*	11,51 $\pm$ 1,17*	4,16 $\pm$ 1,77*	69,39 $\pm$ 44,80	4,04
	IAM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	LAPF	133,75 $\pm$ 0,15*	20,65 $\pm$ 1,36*	2,14 $\pm$ 0,41*	46,26 $\pm$ 1,26*	27,99 $\pm$ 0,92*	6,24
	BCM	134,10 $\pm$ 0,21*	22,37 $\pm$ 2,81*	2,66 $\pm$ 0,72*	38,68 $\pm$ 2,71*	22,91 $\pm$ 1,64*	14,03
	WA	NC	NC	NC	NC	NC	NC
150 W	CAE	124,26 $\pm$ 0,25*	22,95 $\pm$ 3,87*	6,69 $\pm$ 1,47*	31,08 $\pm$ 3,76*	34,02 $\pm$ 3,51*	10,36
	RDO	129,97 $\pm$ 0,22*	21,00 $\pm$ 1,11*	4,81 $\pm$ 0,59*	38,11 $\pm$ 0,95*	52,25 $\pm$ 1,99*	4,60
	IAM	130,94 $\pm$ 0,25*	25,82 $\pm$ 1,08*	2,16 $\pm$ 0,33*	30,89 $\pm$ 0,90*	46,68 $\pm$ 2,35*	19,89
	LAPF	168,38 $\pm$ 0,28*	38,04 $\pm$ 1,36*	6,14 $\pm$ 0,45*	62,01 $\pm$ 1,17*	56,28 $\pm$ 1,60*	6,62
	BCM	155,08 $\pm$ 0,13*	16,77 $\pm$ 2,15*	4,34 $\pm$ 0,89*	63,05 $\pm$ 2,10*	26,15 $\pm$ 0,76*	4,90
	WA	NR	NR	NR	NR	NR	NR
	CAE	NR	NR	NR	NR	NR	NR
	RDO	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	IAM	149,90 $\pm$ 0,19*	31,35 $\pm$ 0,93*	4,17 $\pm$ 0,31*	41,74 $\pm$ 0,80*	50,53 $\pm$ 1,51*	4,30

NC - não convergiram; NR - não realizou teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA D17. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 2, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO					
		FC-RP (bat/mln)	A ₁ -FC (bat/mln)	CT ₁ (s)	A ₂ -FC (bat/mln)	CT ₂ (s)	SQRM
25 W	JEB	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	AVL	107,47 $\pm$ 0,71*A	17,45 $\pm$ 1,47*A	3,47 $\pm$ 0,98*A	20,70 $\pm$ 1,08*A	72,94 $\pm$ 10,22*	1,73 NC
	JES	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JTCF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	NHM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
50 W	RCS	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JEB	110,45 $\pm$ 1,68*A	19,06 $\pm$ 2,23*A	4,85 $\pm$ 1,58*A	12,48 $\pm$ 1,51*	94,10 $\pm$ 41,68*	3,88
	AVL	141,41 $\pm$ 5,30*	24,69 $\pm$ 1,77*A	4,47 $\pm$ 1,07*A	45,79 $\pm$ 4,23*	178,52 $\pm$ 40,61*	3,80 NC
	JES	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JTCF	96,38 $\pm$ 1,55*A	21,72 $\pm$ 1,78*A	2,49 $\pm$ 1,02*	11,34 $\pm$ 1,32*	95,39 $\pm$ 39,92*	3,68 NC
100 W	NHM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	RCS	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JEB	143,96 $\pm$ 1,60*A	22,46 $\pm$ 2,45*A	3,79 $\pm$ 1,35*	38,39 $\pm$ 1,71*A	85,31 $\pm$ 12,48*	5,25
	AVL	188,97 $\pm$ 2,51*A	13,83 $\pm$ 2,33*	3,24 $\pm$ 2,14	92,31 $\pm$ 1,88*A	107,17 $\pm$ 8,17*	6,09
	JES	119,18 $\pm$ 1,81*A	28,90 $\pm$ 4,48*A	9,83 $\pm$ 2,42*A	20,39 $\pm$ 3,27*	83,65 $\pm$ 31,96*	4,64
150 W	JTCF	134,59 $\pm$ 4,35*	24,21 $\pm$ 2,33*A	2,53 $\pm$ 1,28	35,91 $\pm$ 3,29*	138,18 $\pm$ 38,00*	7,61
	NHM	120,11 $\pm$ 1,25*A	20,26 $\pm$ 2,45*A	5,68 $\pm$ 1,63*	27,91 $\pm$ 1,74*A	80,64 $\pm$ 14,24*	3,36 NC
	RCS	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JEB	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	AVL	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JES	163,45 $\pm$ 1,99*A	20,11 $\pm$ 3,14*	5,38 $\pm$ 2,13*	69,24 $\pm$ 2,13*A	88,05 $\pm$ 9,00*	6,51
	JTCF	156,24 $\pm$ 1,37*A	19,13 $\pm$ 2,58*	5,39 $\pm$ 1,80*	55,77 $\pm$ 1,82*A	81,10 $\pm$ 7,72*	4,03
	NHM	145,89 $\pm$ 1,40*A	21,94 $\pm$ 2,70*	3,73 $\pm$ 1,47*	53,64 $\pm$ 1,96*A	76,03 $\pm$ 7,80*	5,78 NR
	RCS	NR	NR	NR	NR	NR	NR

NC - não convergiram; NR - não realizou teste de esforço físico; * - teste t significativa ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box < 18.

TABELA D18, Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 2, para os dados de FC obtidos de HB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO					
		FC-PP (bat/min)	A ₁ -FC (bat/min)	CT ₁ (s)	A ₂ -FC (bat/min)	CT ₂ (s)	SQRM
25 W	JEB	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	AVL	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JES	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JFCF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	NHM	NC	NC	NC	NC	NC	NC
50 W	JEB	112,84 [±] 0,60*	19,54 [±] 0,76*	3,79 [±] 0,48*	14,85 [±] 0,53*	93,79 [±] 12,10*	5,05
	AVL	133,99 [±] 0,81*	23,07 [±] 0,59*	2,35 [±] 0,26*	39,76 [±] 0,60*	122,13 [±] 6,19*	4,37
	JES	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JFCF	98,81 [±] 0,76*	23,39 [±] 0,55*	2,79 [±] 0,26*	12,24 [±] 0,56*	121,07 [±] 18,81*	3,07
	NHM	92,71 [±] 3,10*	12,65 [±] 1,29*	6,09 [±] 1,69*	4,01 [±] 2,29	163,23 [±] 266,13	12,37
100 W	JEB	144,37 [±] 0,44*	20,92 [±] 0,72*	3,35 [±] 0,40*	40,77 [±] 0,49*	83,81 [±] 3,21*	5,08
	AVL	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JES	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	JFCF	135,32 [±] 1,65*	24,98 [±] 0,80*	2,52 [±] 0,35*	36,17 [±] 1,28*	148,49 [±] 14,55*	8,63
	NHM	120,47 [±] 0,32*	19,56 [±] 0,80*	2,88 [±] 0,41*	27,90 [±] 0,60*	65,45 [±] 3,34*	5,03
150 W	JEB	166,69 [±] 0,47*	22,78 [±] 0,61*	2,57 [±] 0,28*	68,83 [±] 0,42*	95,17 [±] 2,05*	4,50
	AVL	153,32 [±] 0,69*	19,24 [±] 1,27*	3,88 [±] 0,82*	57,10 [±] 0,88*	81,47 [±] 3,72*	14,07
	JES	146,75 [±] 0,24*	20,32 [±] 0,64*	1,88 [±] 0,26*	56,07 [±] 0,47*	63,10 [±] 1,21*	3,96
	JFCF	NC	NC	NC	NC	NC	NC
	NHM	NC	NC	NC	NC	NC	NC

NC - não convergiram; NR - não realizou teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$).

TABELA D19. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 3, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	NC	NC	NC	NC
	BOM	NC	NC	NC	NC
	WA	84,21 $\pm$ 0,45 ⁺ A	16,87 $\pm$ 1,17 ⁺ A	14,06 $\pm$ 3,10 ⁺	7,17
	CAE	NC	NC	NC	NC
	RDO	78,11 $\pm$ 0,45 ⁺ A	9,96 $\pm$ 1,34 ⁺ A	2,11 $\pm$ 2,93	8,96
50 W	IAM	NC	NC	NC	NC
	LAPF	99,14 $\pm$ 0,50 ⁺ A	21,33 $\pm$ 1,49 ⁺ A	2,45 $\pm$ 1,46	11,16 ⁺
	BOM	84,14 $\pm$ 0,59 ⁺ A	15,43 $\pm$ 1,71 ⁺ A	3,69 $\pm$ 2,42	14,76
	WA	NC	NC	NC	NC
	CAE	NC	NC	NC	NC
100 W	RDO	88,95 $\pm$ 0,30 ⁺ A	21,11 $\pm$ 0,86 ⁺ A	4,07 $\pm$ 0,92 ⁺ A	3,75 ⁺
	IAM	NC	NC	NC	NC
	LAPF	106,59 $\pm$ 0,48 ⁺ A	22,16 $\pm$ 1,42 ⁺ A	3,35 $\pm$ 1,36 ⁺	10,12 ⁺
	BOM	96,15 $\pm$ 0,37 ⁺ A	23,81 $\pm$ 1,06 ⁺ A	6,29 $\pm$ 1,22 ⁺	5,63 ⁺
	WA	97,08 $\pm$ 0,41 ⁺ A	23,08 $\pm$ 1,23 ⁺ A	1,91 $\pm$ 1,23	7,56
150 W	CAE	106,79 $\pm$ 0,54 ⁺ A	14,78 $\pm$ 1,59 ⁺ A	2,32 $\pm$ 2,27	12,74
	RDO	92,34 $\pm$ 0,61 ⁺ A	18,29 $\pm$ 1,38 ⁺ A	23,90 $\pm$ 5,0 ⁺	10,55
	IAM	120,59 $\pm$ 0,55 ⁺ A	29,19 $\pm$ 1,61 ⁺ A	3,39 $\pm$ 1,18 ⁺	13,09 ⁺
	LAPF	120,08 $\pm$ 0,58 ⁺ A	29,22 $\pm$ 1,30 ⁺ A	24,91 $\pm$ 3,06 ⁺ A	9,47 ⁺
	BOM	112,18 $\pm$ 0,67 ⁺ A	30,61 $\pm$ 1,81 ⁺ A	11,41 $\pm$ 2,32 ⁺	17,06 ⁺
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	NR	NR	NR	NR
	RDO	93,68 $\pm$ 0,46 ⁺ A	13,90 $\pm$ 1,33 ⁺ A	5,62 $\pm$ 2,49 ⁺	8,93
	IAM	NR	NR	NR	NR

NC - não convergiram; NR - não realizou teste de esforço físico; ⁺ - teste t significante ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box < 10 ; ⁺ - curvatura intrínseca (IN) e ⁺ - efeito de parâmetros (EP).

TABELA D20. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 3, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	77,64 ⁺ 0,67* ^A	14,33 ⁺ 1,95* ^A	3,72 ⁺ 2,97	19,14
	BCM	NC	NC	NC	NC
	WA	NC	NC	NC	NC
	CAE	85,47 ⁺ 0,62* ^A	12,32 ⁺ 1,81* ^A	4,34 ⁺ 3,40	16,50
	RDO	NC	NC	NC	NC
50 W	IAM	85,63 ⁺ 0,49* ^A	6,47 ⁺ 1,46* ^A	1,16 ⁺ 10,61	10,68
	LAPF	NC	NC	NC	NC
	BCM	85,82 ⁺ 0,46* ^A	21,18 ⁺ 1,35* ^A	2,24 ⁺ 1,37	9,20
	WA	NC	NC	NC	NC
	CAE	85,49 ⁺ 0,60* ^A	9,63 ⁺ 1,74* ^A	3,90 ⁺ 4,01	15,24
100 W	RDO	NC	NC	NC	NC
	IAM	NC	NC	NC	NC
	LAPF	111,29 ⁺ 0,42* ^A	44,29 ⁺ 1,03* ^A	18,09 ⁺ 1,25* ^A	5,74 ⁺ *
	BCM	93,13 ⁺ 0,44* ^A	23,22 ⁺ 1,29* ^A	4,98 ⁺ 1,35*	8,28*
	WA	NC	NC	NC	NC
150 W	CAE	91,80 ⁺ 0,51* ^A	23,31 ⁺ 1,47* ^A	4,81 ⁺ 1,52*	10,81*
	RDO	93,30 ⁺ 0,37* ^A	21,83 ⁺ 1,04* ^A	7,15 ⁺ 1,41*	5,53 ⁺ *
	IAM	NC	NC	NC	NC
	LAPF	104,87 ⁺ 0,46* ^A	36,65 ⁺ 1,24* ^A	10,86 ⁺ 1,28* ^A	7,93 ⁺ *
	BCM	103,16 ⁺ 0,48* ^A	32,56 ⁺ 1,37* ^A	6,39 ⁺ 1,17* ^A	9,49 ⁺ *
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	104,91 ⁺ 0,56* ^A	31,14 ⁺ 1,59* ^A	7,09 ⁺ 1,50*	12,82*
	RDO	101,54 ⁺ 0,47* ^A	21,23 ⁺ 1,30* ^A	9,71 ⁺ 2,16*	8,66*
	IAM	NC	NC	NC	NC

NC - não convergiram; NR - não realizou teste de esforço físico; * - testa t significante ($\alpha = 5\%$); A - Vício de Box < 10; + - curvatura intrínseca (IN) e - - efeito de parâmetros (EP).

TABELA D21. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 3, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição controle. AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/mln)	CT (s)	SQRM
25 W	JEB	90,67 $\pm$ 0,33 ^A	12,68 $\pm$ 0,96 ^A	2,54 $\pm$ 1,58	4,63 [*]
	AVL	88,61 $\pm$ 0,22 ^A	19,24 $\pm$ 0,63 ^A	4,77 $\pm$ 0,79 ^A	2,02 ⁺
	JES	69,18 $\pm$ 0,71 ^A	3,51 $\pm$ 2,14	0,10 $\pm$ 4,88	22,96
	JFCF	67,43 $\pm$ 0,47 [*]	1,77 $\pm$ 1,40	0,10 $\pm$ 3,20	9,93
	NHM	78,91 $\pm$ 0,41 ^A	12,59 $\pm$ 1,21 ^A	3,75 $\pm$ 2,11	7,40
	RCS	101,99 $\pm$ 0,36 ^A	8,00 $\pm$ 1,03 ^A	6,46 $\pm$ 3,58	5,32
50 W	JEB	97,28 $\pm$ 0,60 ^A	16,18 $\pm$ 1,11 ^A	36,48 $\pm$ 6,70 [*]	7,17 ⁺
	AVL	96,17 $\pm$ 0,45 ^A	25,21 $\pm$ 1,29 ^A	5,28 $\pm$ 1,29 [*]	8,35 [*]
	JES	74,06 $\pm$ 0,47 ^A	12,98 $\pm$ 1,39 ^A	3,31 $\pm$ 2,27	9,70
	JFCF	NC	NC	NC	NC
	NHM	84,73 $\pm$ 0,44 ^A	12,24 $\pm$ 1,18 ^A	11,39 $\pm$ 3,75 [*]	7,16 ⁺
	RCS	103,23 $\pm$ 1,42 ^A	8,24 $\pm$ 1,34 [*]	97,30 $\pm$ 42,43 [*]	4,44 ⁺
100 W	JEB	105,70 $\pm$ 0,37 ^A	22,57 $\pm$ 1,07 ^A	4,04 $\pm$ 1,07 [*]	5,77 ⁺
	AVL	113,53 $\pm$ 1,88 ^A	26,86 $\pm$ 1,86 [*]	85,24 $\pm$ 16,53 [*]	11,70 ⁺
	JES	81,97 $\pm$ 0,60 ^A	12,15 $\pm$ 1,78 ^A	2,27 $\pm$ 3,11	15,85
	JFCF	NC	NC	NC	NC
	NHM	84,76 $\pm$ 0,34 ^A	12,79 $\pm$ 0,99 ^A	3,22 $\pm$ 1,64 [*]	4,96 [*]
	RCS	102,41 $\pm$ 0,36 ^A	9,45 $\pm$ 0,95 ^A	13,83 $\pm$ 4,44 [*]	4,75
150 W	JEB	NR	NR	NR	NR
	AVL	NR	NR	NR	NR
	JES	98,00 $\pm$ 0,89 ^A	20,71 $\pm$ 1,57 ^A	39,70 $\pm$ 8,05 [*]	14,27 ⁺
	JFCF	106,00 $\pm$ 1,07 ^A	21,05 $\pm$ 1,40 ^A	57,80 $\pm$ 1,08 [*]	10,62 ⁺
	NHM	96,97 $\pm$ 0,41 ^A	26,58 $\pm$ 1,16 ^A	6,21 $\pm$ 1,20 ^A	6,82 ⁺
	RCS	NR	NR	NR	NR

NC - não convergência; NR - não realizou teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box $\leq 1\%$; + - curvatura intrínseca (IN) e - - efeito de parâmetros (EP).

TABELA D22. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 3, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RE (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	NC	NC	NC	NC
	BCM	NC	NC	NC	NC
	WA	85,36 $\pm$ 0,15*	17,66 $\pm$ 0,44*	15,07 $\pm$ 1,08*	6,61
	CAE	68,04 $\pm$ 0,93*	15,65 $\pm$ 0,91*	91,18 $\pm$ 15,0*	15,35
	RDO	NC	NC	NC	NC
50 W	IAM	107,04 $\pm$ 0,28*	11,84 $\pm$ 0,90*	1,93 $\pm$ 1,08	34,91
	LAPF	99,15 $\pm$ 0,13*	22,22 $\pm$ 0,48*	1,14 $\pm$ 0,22*	8,02
	BCM	83,29 $\pm$ 0,23*	21,05 $\pm$ 0,84*	1,34 $\pm$ 0,44*	20,32
	WA	95,46 $\pm$ 0,20*	28,34 $\pm$ 0,75*	9,07 $\pm$ 0,72*	15,94
	CAE	NC	NC	NC	NC
100 W	RDO	NC	NC	NC	NC
	IAM	106,82 $\pm$ 0,15*	13,28 $\pm$ 0,51*	1,22 $\pm$ 0,43*	11,20
	LAPF	104,37 $\pm$ 0,10*	23,45 $\pm$ 0,42*	2,74 $\pm$ 0,27*	5,76
	BCM	96,81 $\pm$ 0,14*	27,72 $\pm$ 0,54*	5,11 $\pm$ 0,42*	9,52
	WA	94,21 $\pm$ 0,17*	20,13 $\pm$ 0,66*	1,71 $\pm$ 0,42*	14,99
150 W	CAE	NC	NC	NR	NR
	RDO	93,43 $\pm$ 0,16*	21,71 $\pm$ 0,62*	1,39 $\pm$ 0,32*	12,70
	IAM	121,91 $\pm$ 0,16*	30,27 $\pm$ 0,58*	4,01 $\pm$ 0,38*	14,56
	LAPF	114,21 $\pm$ 0,09*	24,08 $\pm$ 0,36*	1,97 $\pm$ 0,21*	5,49
	BCM	112,05 $\pm$ 0,14*	39,51 $\pm$ 0,50*	14,52 $\pm$ 0,49*	9,64
	WA	NC	NR	NR	NR
	CAE	NC	NR	NR	NR
	RDO	87,64 $\pm$ 0,13*	9,00 $\pm$ 0,51*	4,28 $\pm$ 1,16*	8,83
	IAM	NR	NR	NR	NR

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$).

TABELA D23. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 3, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	LAPF	80,78 $\pm$ 0,25*	16,18 $\pm$ 0,85*	2,86 $\pm$ 0,87*	21,42
	BCM	NC	NC	NC	NC
	WA	NC	NC	NC	NC
	CAE	85,95 $\pm$ 0,24*	10,04 $\pm$ 0,73*	6,42 $\pm$ 1,96*	18,83
	RDO	NC	NC	NC	NC
50 W	IAM	NC	NC	NC	NC
	LAPF	82,56 $\pm$ 0,20*	15,48 $\pm$ 0,74*	1,36 $\pm$ 0,54*	16,67
	BCM	84,64 $\pm$ 0,24*	18,57 $\pm$ 0,85*	1,62 $\pm$ 0,57*	21,67
	WA	79,17 $\pm$ 0,16*	17,15 $\pm$ 0,58*	0,016 $\pm$ 0,008*	9,37
	CAE	NC	NC	NC	NC
100 W	RDO	NC	NC	NC	NC
	IAM	NC	NC	NC	NC
	LAPF	87,18 $\pm$ 0,12*	20,38 $\pm$ 0,48*	1,86 $\pm$ 0,30*	7,16
	BCM	99,43 $\pm$ 0,20*	26,35 $\pm$ 0,77*	2,79 $\pm$ 0,46*	19,98
	WA	NC	NC	NC	NC
150 W	CAE	86,93 $\pm$ 0,22*	16,79 $\pm$ 0,89*	2,97 $\pm$ 0,86*	23,45
	RDO	95,40 $\pm$ 0,11*	24,53 $\pm$ 0,44*	5,70 $\pm$ 0,39*	5,53
	IAM	94,67 $\pm$ 0,14*	20,48 $\pm$ 0,52*	1,38 $\pm$ 0,28*	9,19
	LAPF	109,62 $\pm$ 0,16*	39,76 $\pm$ 0,59*	12,42 $\pm$ 0,51*	12,61
	BCM	104,45 $\pm$ 0,13*	29,30 $\pm$ 0,49*	5,52 $\pm$ 0,38*	8,87
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	NC	NC	NC	NC
	RDO	101,05 $\pm$ 0,15*	20,06 $\pm$ 0,52*	8,30 $\pm$ 0,78*	10,99
	IAM	96,33 $\pm$ 0,11*	19,47 $\pm$ 0,45*	2,09 $\pm$ 0,32*	7,16

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$).

TABELA D24. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 3, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 25, 50, 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
25 W	JEB	89,46 $\pm$ 0,15*	10,52 $\pm$ 0,53*	2,04 $\pm$ 0,67*	8,59
	AVL	90,49 $\pm$ 0,19*	22,65 $\pm$ 0,65*	3,94 $\pm$ 0,57*	13,96
	JES	NC	NC	NC	NC
	JFCF	NC	NC	NC	NC
	NEM	79,69 $\pm$ 0,18*	14,03 $\pm$ 0,55*	8,26 $\pm$ 1,18*	9,41
50 W	RCS	102,17 $\pm$ 0,11*	6,78 $\pm$ 0,33*	5,81 $\pm$ 1,25*	4,69
	JEB	99,63 $\pm$ 0,25*	17,78 $\pm$ 0,43*	45,35 $\pm$ 2,89*	8,90
	AVL	96,24 $\pm$ 0,14*	25,03 $\pm$ 0,52*	3,17 $\pm$ 0,35*	8,88
	JES	81,28 $\pm$ 0,13*	19,12 $\pm$ 0,47*	4,10 $\pm$ 0,46*	5,66
	JFCF	77,62 $\pm$ 0,13*	14,39 $\pm$ 0,44*	1,50 $\pm$ 0,37*	5,67
100 W	NEM	83,67 $\pm$ 0,20*	7,59 $\pm$ 0,63*	2,97 $\pm$ 1,48*	13,55
	RCS	103,06 $\pm$ 0,26*	9,09 $\pm$ 0,31*	65,52 $\pm$ 6,39*	4,65
	JEB	106,97 $\pm$ 0,12*	24,15 $\pm$ 0,40*	5,20 $\pm$ 0,38*	6,43
	AVL	118,48 $\pm$ 0,42*	32,41 $\pm$ 0,43*	89,58 $\pm$ 3,39*	7,32
	JES	77,60 $\pm$ 0,22*	10,44 $\pm$ 0,81*	0,88 $\pm$ 0,71	20,13
150 W	JFCF	85,51 $\pm$ 0,21*	11,26 $\pm$ 0,79*	0,90 $\pm$ 0,66	21,24
	NEM	88,36 $\pm$ 0,11*	15,35 $\pm$ 0,41*	2,02 $\pm$ 0,37*	5,63
	RCS	99,44 $\pm$ 0,19*	8,31 $\pm$ 0,28*	56,05 $\pm$ 5,09*	4,35
	JEB	NR	NR	NR	NR
	AVL	NR	NR	NR	NR
150 W	JES	98,88 $\pm$ 0,17*	23,75 $\pm$ 0,65*	3,43 $\pm$ 0,49*	15,22
	JFCF	108,05 $\pm$ 0,47*	24,16 $\pm$ 0,48*	85,60 $\pm$ 4,84*	8,59
	NEM	98,69 $\pm$ 0,10*	27,93 $\pm$ 0,42*	5,06 $\pm$ 0,31*	5,51
	RCS	NR	NR	NR	NR

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$).

TABELA D25. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
100 W	LAPF	132,03 ^{±0,52} *A	47,17 ^{±1,39} *A	11,69 ^{±1,17} *A	10,03 ^{±*}
	BOM	118,62 ^{±0,49} *A	45,82 ^{±1,27} *A	15,06 ^{±1,30} *A	8,51 ^{±*}
	WA	120,59 ^{±0,36} *A	46,14 ^{±1,01} *A	9,27 ^{±0,75} *A	5,20 ^{±*}
	CAE	123,94 ^{±0,55} *A	31,82 ^{±1,49} *A	10,29 ^{±1,72} *A	11,45 ^{±*}
	RDO	121,86 ^{±0,69} *A	47,68 ^{±1,43} *A	29,69 ^{±2,40} *A	11,63 ^{±*}
	ITM	141,89 ^{±0,62} *A	50,29 ^{±1,74} *A	8,46 ^{±1,13} *A	15,47 ^{±*}
150 W	LAPF	162,37 ^{±0,67} *A	71,56 ^{±1,38} *A	30,56 ^{±1,59} *A	10,92 ^{±*}
	BOM	145,47 ^{±0,58} *A	63,81 ^{±1,43} *A	18,85 ^{±1,24} *A	11,06 ^{±*}
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	NR	NR	NR	NR
	RDO	126,41 ^{±0,52} *A	45,64 ^{±1,17} *A	23,97 ^{±1,71} *A	7,65 ^{±*}
	ITM	NR	NR	NR	NR

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box ≤ 18 ; + - curvatura intrínseca (IN) e - efeito de parâmetros (EP).

TABELA D26. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO			
		FC-PP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
100 W	LAPF	123,55 [±] 0,43 ^{*A}	57,15 [±] 1,11 ^{*A}	13,87 [±] 0,86 ^{*A}	6,48 ⁺ *
	BCM	118,67 [±] 0,57 ^{*A}	47,92 [±] 1,47 ^{*A}	14,62 [±] 1,42 ^{*A}	11,48 ⁺ *
	WA	105,92 [±] 0,40 ^{*A}	50,93 [±] 1,16 ^{*A}	6,00 [±] 0,61 ^{*A}	6,81 ⁺ *
	CAE	113,55 [±] 0,48 ^{*A}	44,93 [±] 1,29 ^{*A}	11,39 [±] 1,12 ^{*A}	8,67 ⁺ *
	RDO	115,49 [±] 0,47 ^{*A}	43,32 [±] 1,15 ^{*A}	18,75 [±] 1,46 ^{*A}	7,19 ⁺ *
	IAM	119,77 [±] 0,57 ^{*A}	45,14 [±] 1,51 ^{*A}	13,75 [±] 1,47 ^{*A}	11,90 ⁺ *
150 W	LAPF	147,60 [±] 0,50 ^{*A}	78,73 [±] 1,22 ^{*A}	19,71 [±] 0,88 ^{*A}	8,01 ⁺ *
	BCM	141,45 [±] 0,53 ^{*A}	69,90 [±] 1,33 ^{*A}	16,61 [±] 0,95 ^{*A}	9,39 ⁺ *
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	130,18 [±] 0,49 ^{*A}	56,23 [±] 1,28 ^{*A}	14,46 [±] 1,04 ^{*A}	8,69 ⁺ *
	RDO	127,41 [±] 0,56 ^{*A}	47,01 [±] 1,36 ^{*A}	19,42 [±] 1,64 ^{*A}	10,09 ⁺ *
	IAM	135,50 [±] 0,48 ^{*A}	58,78 [±] 1,21 ^{*A}	17,01 [±] 1,06 ^{*A}	7,86 ⁺ *

NC - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box < 10; + - curvatura intrínseca (IN) e e - efeito de parâmetros (EP).

TABELA D27. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4, para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
100 W	JEB	123,92 [±] 0,53 ^{*A}	39,47 [±] 1,35 ^{*A}	16,28 [±] 1,69 ^{*A}	9,69 ⁺ *
	AVL	146,65 [±] 0,95 ^{*A}	60,88 [±] 1,47 ^{*A}	47,13 [±] 3,10 ^{*A}	12,47 ⁺ *
	JES	103,45 [±] 0,41 ^{*A}	33,63 [±] 1,12 ^{*A}	10,01 [±] 1,20 ^{*A}	6,49 ⁺ *
	JPCF	117,47 [±] 1,02 ^{*A}	38,28 [±] 2,09 ^{*A}	30,92 [±] 4,52 ^{*A}	24,86 ⁺ *
	NEM	108,34 [±] 0,44 ^{*A}	35,26 [±] 1,07 ^{*A}	19,31 [±] 1,70 ^{*A}	6,18 ⁺ *
	RCS	127,08 [±] 0,39 ^{*A}	34,17 [±] 0,90 ^{*A}	21,76 [±] 1,63 ^{*A}	4,52 ⁺ *
150 W	JEB	NR	NR	NR	NR
	AVL	NR	NR	NR	NR
	JES	132,08 [±] 0,69 ^{*A}	55,77 [±] 1,40 ^{*A}	30,92 [±] 2,08 ^{*A}	11,16 ⁺ *
	JPCF	133,57 [±] 0,57 ^{*A}	50,26 [±] 1,19 ^{*A}	29,63 [±] 1,89 ^{*A}	8,03 ⁺ *
	NEM	121,55 [±] 0,60 ^{*A}	49,39 [±] 1,40 ^{*A}	21,90 [±] 1,75 ^{*A}	10,72 ⁺ *
	RCS	NR	NR	NR	NR

NR - não convergência; NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box $\leftarrow$ 18; + - curvatura intrínseca (IN) e s - efeito dos parâmetros (EP).

TABELA D28. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RE (bat/min)	A-FC (bat/min)	CT (s)	SQRM
100 W	LAPF	131,37 $\pm$ 0,15*	52,45 $\pm$ 0,52*	15,42 $\pm$ 0,39*	9,92
	BCM	120,75 $\pm$ 0,20*	49,30 $\pm$ 0,61*	18,38 $\pm$ 0,58*	13,85
	WA	120,03 $\pm$ 0,10*	45,50 $\pm$ 0,35*	7,40 $\pm$ 0,20*	4,36
	CAE	NR	NR	NR	NR
	RDO	124,76 $\pm$ 0,27*	47,15 $\pm$ 0,65*	32,15 $\pm$ 1,07*	18,60
	IAM	142,50 $\pm$ 0,18*	50,08 $\pm$ 0,59*	10,03 $\pm$ 0,38*	15,99
150 W	LAPF	156,26 $\pm$ 0,20*	61,70 $\pm$ 0,57*	22,27 $\pm$ 0,51*	16,79
	BCM	141,62 $\pm$ 0,16*	69,00 $\pm$ 0,51*	19,49 $\pm$ 0,35*	10,66
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	NR	NR	NR	NR
	RDO	120,09 $\pm$ 0,17*	41,39 $\pm$ 0,54*	19,04 $\pm$ 0,63*	11,44
	IAM	NR	NR	NR	NR

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$).

TABELA D29. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO			
		FC-PP (bat./min)	A-FC (bat./min)	CT (s)	SQRM
100 W	LAPF	123,73 $\pm$ 0,14*	55,55 $\pm$ 0,50*	12,30 $\pm$ 0,31*	8,71
	BCM	125,67 $\pm$ 0,24*	51,85 $\pm$ 0,86*	9,10 $\pm$ 0,48*	2,70
	WA	114,49 $\pm$ 0,17*	56,32 $\pm$ 0,70*	12,66 $\pm$ 0,39*	12,02
	CAE	112,84 $\pm$ 0,20*	42,62 $\pm$ 0,70*	10,64 $\pm$ 0,52*	15,63
	RDO	113,71 $\pm$ 0,14*	41,94 $\pm$ 0,51*	13,98 $\pm$ 0,45*	8,26
	IAM	123,80 $\pm$ 0,18*	46,85 $\pm$ 0,57*	15,47 $\pm$ 0,51*	12,72
150 W	LAPF	150,52 $\pm$ 0,14*	79,16 $\pm$ 0,47*	21,33 $\pm$ 0,30*	8,85
	BCM	144,12 $\pm$ 0,14*	68,50 $\pm$ 0,48*	14,70 $\pm$ 0,27*	9,22
	WA	NR	NR	NR	NR
	CAE	NR	NR	NR	NR
	RDO	129,22 $\pm$ 0,16*	41,15 $\pm$ 0,49*	19,08 $\pm$ 0,51*	10,80
	IAM	135,95 $\pm$ 0,13*	57,22 $\pm$ 0,44*	14,65 $\pm$ 0,31*	7,95

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$).

TABELA D30. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4, para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados na condição controle AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/mln)	A-FC (bat/mln)	CT (s)	SQRM
100 W	JEB	123,77 $\pm$ 0,15*	38,89 $\pm$ 0,45*	18,74 $\pm$ 0,58*	9,01
	AVL	150,61 $\pm$ 0,23*	65,23 $\pm$ 0,43*	50,69 $\pm$ 0,81*	9,37
	JES	100,74 $\pm$ 0,13*	33,13 $\pm$ 0,43*	8,66 $\pm$ 0,39*	6,20
	JFCF	118,27 $\pm$ 0,36*	36,62 $\pm$ 0,75*	37,12 $\pm$ 1,89*	2,58
	NM	108,81 $\pm$ 0,16*	34,19 $\pm$ 0,49*	14,59 $\pm$ 0,60*	9,12
	RCS	122,89 $\pm$ 0,10*	32,68 $\pm$ 0,28*	21,83 $\pm$ 0,50*	3,82
150 W	JEB	NR	NR	NR	NR
	AVL	NR	NR	NR	NR
	JES	134,99 $\pm$ 0,20*	54,92 $\pm$ 0,49*	32,62 $\pm$ 0,69*	11,39
	JFCF	131,33 $\pm$ 0,17*	49,35 $\pm$ 0,40*	33,60 $\pm$ 0,66*	7,69
	NM	124,60 $\pm$ 0,17*	51,40 $\pm$ 0,51*	23,05 $\pm$ 0,54*	9,90
	RCS	NR	NR	NR	NR

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA D31. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros, e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4I (regressão linear entre o 1º e o 4º minuto), para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados nas condições controle e de atropinização NT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO		
		FC-RP (bat/min)	CA	SQRM
100 W CONTROLE	LAPF	136,86 ⁺ 1,16 ⁺ A	0,06 ⁺ 0,007 ⁺ A	3,64 ⁺
	BCM	118,94 ⁺ 0,06 ⁺ A	0,05 ⁺ 0,004 ⁺ A	1,39 ⁺
	WA	122,43 ⁺ 0,65 ⁺ A	0,08 ⁺ 0,004 ⁺ A	1,14 ⁺
	CAE	122,97 ⁺ 1,45 ⁺ A	0,06 ⁺ 0,009 ⁺ A	5,66 ⁺
	RDO	118,50 ⁺ 1,47 ⁺ A	0,056 ⁺ 0,009 ⁺ A	5,89 ⁺
	IAM	141,43 ⁺ 1,26 ⁺ A	0,09 ⁺ 0,008 ⁺ A	4,27 ⁺
100 W ATROPINA	LAPF	154,49 ⁺ 0,88 ⁺ A	0,09 ⁺ 0,006 ⁺ A	2,10 ⁺
	BCM	145,38 ⁺ 0,97 ⁺ A	0,05 ⁺ 0,006 ⁺ A	2,52 ⁺
	WA	125,97 ⁺ 0,50 ⁺ A	0,09 ⁺ 0,003 ⁺ A	6,63 ⁺
	CAE	147,99 ⁺ 0,86 ⁺ A	0,05 ⁺ 0,005 ⁺ A	1,99 ⁺
	RDO	134,13 ⁺ 1,42 ⁺ A	0,04 ⁺ 0,009 ⁺ A	5,42 ⁺
	IAM	162,18 ⁺ 0,67 ⁺ A	0,08 ⁺ 0,004 ⁺ A	1,23 ⁺
150 W CONTROLE	LAPF	156,04 ⁺ 1,52 ⁺ A	0,11 ⁺ 0,01 ⁺ A	6,24 ⁺
	BCM	140,19 ⁺ 0,89 ⁺ A	0,11 ⁺ 0,006 ⁺ A	2,14 ⁺
	WA	130,84 ⁺ 1,08 ⁺ A	0,21 ⁺ 0,008 ⁺ A	1,76 ⁺
	CAE	NR	NR	NR
	RDO	124,49 ⁺ 1,17 ⁺ A	0,15 ⁺ 0,007 ⁺ A	3,71 ⁺
	IAM	NR	NR	NR
150 W ATROPINA	LAPF	172,19 ⁺ 0,86 ⁺ A	0,08 ⁺ 0,005 ⁺ A	2,01 ⁺
	BCM	159,44 ⁺ 0,50 ⁺ A	0,08 ⁺ 0,003 ⁺ A	0,67 ⁺
	WA	NR	NR	NR
	CAE	158,76 ⁺ 0,92 ⁺ A	0,08 ⁺ 0,006 ⁺ A	2,29 ⁺
	RDO	136,47 ⁺ 1,32 ⁺ A	0,14 ⁺ 0,008 ⁺ A	4,67 ⁺
	IAM	NR	NR	NR

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$); A - vício de Box $\leq 1\%$; + - curvatura intrínseca (IN) e - efeito dos parâmetros (EP).

TABELA D32. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros, média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4I (regressão linear entre o 1º e o 4º minuto) para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados nas condições controle e de atropinização PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO		
		FC-TP (bat/min)	CA	SQRM
100 W CONTROLE	LAPF	128,49 [±] 0,76 ^{*A}	0,02 [±] 0,005 ^{*A}	1,56 [±] *
	BCM	121,22 [±] 0,15 ^{*A}	0,04 [±] 0,009 ^{*A}	5,80 [±] *
	WA	107,89 [±] 1,03 ^{*A}	0,06 [±] 0,006 ^{*A}	2,85 [±] *
	CAE	116,25 [±] 1,47 ^{*A}	0,040 [±] 0,009 ^{*A}	5,89 [±] *
	RDO	116,65 [±] 1,11 ^{*A}	0,06 [±] 0,007 ^{*A}	3,36 [±] *
	IAM	118,21 [±] 1,16 ^{*A}	0,05 [±] 0,007 ^{*A}	3,66 [±] *
100 W ATROPINA	LAPF	140,82 [±] 0,77 ^{*A}	0,06 [±] 0,005 ^{*A}	1,59 [±] *
	BCM	126,75 [±] 0,80 ^{*A}	0,05 [±] 0,005 ^{*A}	1,75 [±] *
	WA	117,21 [±] 0,92 ^{*A}	0,07 [±] 0,006 ^{*A}	2,31 [±] *
	CAE	154,07 [±] 0,52 ^{*A}	0,06 [±] 0,003 ^{*A}	7,21 [±] *
	RDO	129,61 [±] 1,13 ^{*A}	0,06 [±] 0,007 ^{*A}	3,47 [±] *
	IAM	137,22 [±] 0,61 ^{*A}	0,04 [±] 0,004 ^{*A}	1,01 [±] *
150 W CONTROLE	LAPF	146,98 [±] 1,05 ^{*A}	0,08 [±] 0,007 ^{*A}	2,95 [±] *
	BCM	139,70 [±] 0,90 ^{*A}	0,08 [±] 0,006 ^{*A}	2,20 [±] *
	WA	116,19 [±] 0,96 ^{*A}	0,18 [±] 0,006 ^{*A}	2,50 [±] *
	CAE	125,89 [±] 1,35 ^{*A}	0,10 [±] 0,008 ^{*A}	4,91 [±] *
	RDO	132,96 [±] 1,00 ^{*A}	0,10 [±] 0,006 ^{*A}	2,70 [±] *
	IAM	NR	NR	NR
150 W ATROPINA	LAPF	157,08 [±] 0,47 ^{*A}	0,08 [±] 0,003 ^{*A}	0,61 [±] *
	BCM	141,86 [±] 0,79 ^{*A}	0,07 [±] 0,005 ^{*A}	1,68 [±] *
	WA	NR	NR	NR
	CAE	166,71 [±] 0,69 ^{*A}	0,07 [±] 0,004 ^{*A}	1,28 [±] *
	RDO	134,56 [±] 1,08 ^{*A}	0,14 [±] 0,007 ^{*A}	3,16 [±] *
	IAM	149,33 [±] 0,72 ^{*A}	0,07 [±] 0,005 ^{*A}	1,40 [±] *

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($n = 5\%$); A - vício de Box < 10; + - curvatura intrínseca (IN) e - efeito dos parâmetros (EP).

TABELA D33. Valores e significância ($p = 5\%$) dos parâmetros, média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 41 (regressão linear entre o 1º e o 4º minuto), para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados nas condições controle e de atropinização NT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/mdn)	CÁ	SQRM	
100 W CONTROLE	LAPF	134,35 $\pm$ 0,34*	0,07 $\pm$ 0,002*	4,10	
	BCM	121,40 $\pm$ 0,53*	0,04 $\pm$ 0,003*	8,12	
	WA	122,70 $\pm$ 0,22*	0,09 $\pm$ 0,001*	1,46	
	CAE	NR	NR	NR	
	RDO	121,21 $\pm$ 0,45*	0,06 $\pm$ 0,003*	5,91	
100 W ATROPINA	IAM	139,95 $\pm$ 0,32*	0,10 $\pm$ 0,002*	3,70	
	LAPF	159,18 $\pm$ 0,28*	0,08 $\pm$ 0,002*	2,95	
	BCM	148,09 $\pm$ 0,27*	0,05 $\pm$ 0,002*	2,49	
	WA	130,05 $\pm$ 0,22*	0,10 $\pm$ 0,002*	1,62	
	CAE	150,77 $\pm$ 0,21*	0,05 $\pm$ 0,001*	1,56	
150 W CONTROLE	RDO	136,06 $\pm$ 0,43*	0,04 $\pm$ 0,003*	5,53	
	IAM	163,65 $\pm$ 0,71*	0,08 $\pm$ 0,004*	19,22	
	LAPF	154,51 $\pm$ 0,40*	0,10 $\pm$ 0,002*	6,17	
	BCM	143,49 $\pm$ 0,34*	0,08 $\pm$ 0,002*	4,31	
	WA	NR	NR	NR	
150 W ATROPINA	CAE	NR	NR	NR	
	RDO	125,15 $\pm$ 0,42*	0,11 $\pm$ 0,003*	5,93	
	IAM	159,54 $\pm$ 0,19*	0,08 $\pm$ 0,001*	1,48	
	LAPF	175,29 $\pm$ 0,27*	0,08 $\pm$ 0,002*	2,91	
	BCM	153,91 $\pm$ 0,19*	0,09 $\pm$ 0,001*	1,37	
	WA	NR	NR	NR	
	CAE	159,90 $\pm$ 0,32*	0,08 $\pm$ 0,002*	3,75	
	RDO	139,01 $\pm$ 0,37*	0,14 $\pm$ 0,002*	4,80	
	IAM	NR	NR	NR	

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).

TABELA D34. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros, média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4I (regressão linear entre o 1º e o 4º minuto) para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários submetidos a um período de treinamento físico estudados na condição controle e de atropinização PT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	APÓS O TREINAMENTO		
		FC-RP (bat/min)	CÁ	SQRM
100 W CONTROLE	LAPF	128,51 $\pm$ 0,34*	0,03 $\pm$ 0,002*	3,66
	BCM	NC		
	WA	119,46 $\pm$ 0,39*	0,05 $\pm$ 0,002*	4,90
	CAE	120,45 $\pm$ 0,52*	0,02 $\pm$ 0,003*	8,05
	RDO	118,79 $\pm$ 0,35*	0,05 $\pm$ 0,002*	3,81
100 W ATROPINA	IAM	121,74 $\pm$ 0,39*	0,05 $\pm$ 0,002*	4,39
	LAPF	145,30 $\pm$ 0,18*	0,06 $\pm$ 0,001*	1,06
	BCM	129,23 $\pm$ 0,36*	0,05 $\pm$ 0,002*	3,87
	WA	124,96 $\pm$ 0,32*	0,08 $\pm$ 0,002*	3,22
	CAE	161,41 $\pm$ 0,17*	0,07 $\pm$ 0,001*	1,11
150 W CONTROLE	RDO	126,83 $\pm$ 0,23*	0,08 $\pm$ 0,001*	1,60
	IAM	136,81 $\pm$ 0,20*	0,03 $\pm$ 0,001*	1,47
	LAPF	146,52 $\pm$ 0,32*	0,10 $\pm$ 0,002*	3,95
	BCM	149,71 $\pm$ 0,28*	0,03 $\pm$ 0,002*	2,79
	WA	NR	NR	NR
150 W ATROPINA	CAE	NR	NR	NR
	RDO	135,67 $\pm$ 0,30*	0,09 $\pm$ 0,002*	3,14
	IAM	137,63 $\pm$ 0,27*	0,06 $\pm$ 0,002*	2,58
	LAPF	156,22 $\pm$ 0,18*	0,08 $\pm$ 0,001*	1,20
	BCM	145,66 $\pm$ 0,27*	0,07 $\pm$ 0,002*	2,61
	WA	NR	NR	NR
	CAE	172,81 $\pm$ 0,24*	0,07 $\pm$ 0,002*	2,32
	RDO	136,81 $\pm$ 0,33*	0,13 $\pm$ 0,002*	3,69
	IAM	143,45 $\pm$ 0,17*	0,07 $\pm$ 0,001*	1,21

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$) e NC - não convergência.

TABELA D35. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros, média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 4I (regressão linear entre o 1º e o 4º minuto) para os dados de FC obtidos de M5, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados nas condições controle e de atropinização AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/min)	CÂ	SQRM	
100 W CONTROLE	JEB	122,50 ⁺ 1,17* ^Δ	0,09 ⁺ 0,007* ^Δ	3,68 ⁺ *	
	AVL	130,47 ⁺ 1,44* ^Δ	0,22 ⁺ 0,009* ^Δ	5,61 ⁺ *	
	JES	108,36 ⁺ 0,93* ^Δ	0,04 ⁺ 0,006* ^Δ	2,32 ⁺ *	
	JFCF	107,84 ⁺ 1,61* ^Δ	0,09 ⁺ 0,01* ^Δ	7,00 ⁺ *	
	NEM	105,29 ⁺ 1,11* ^Δ	0,06 ⁺ 0,007* ^Δ	3,30 ⁺ *	
	RCS	126,28 ⁺ 0,92* ^Δ	0,03 ⁺ 0,006* ^Δ	2,27 ⁺ *	
100 W ATROPINA	JEB	133,86 ⁺ 0,79* ^Δ	0,08 ⁺ 0,005* ^Δ	1,67 ⁺ *	
	AVL	146,36 ⁺ 0,87* ^Δ	0,14 ⁺ 0,005* ^Δ	2,06 ⁺ *	
	JES	143,25 ⁺ 0,92* ^Δ	0,08 ⁺ 0,006* ^Δ	2,29 ⁺ *	
	JFCF	141,09 ⁺ 0,65* ^Δ	0,04 ⁺ 0,004* ^Δ	1,14 ⁺ *	
	NEM	131,36 ⁺ 0,72* ^Δ	0,04 ⁺ 0,005* ^Δ	1,39 ⁺ *	
	RCS	125,78 ⁺ 0,54* ^Δ	0,03 ⁺ 0,003* ^Δ	0,79 ⁺ *	
150 W CONTROLE	JEB	NR	NR	NR	
	AVL	NR	NR	NR	
	JES	125,51 ⁺ 1,01* ^Δ	0,15 ⁺ 0,006* ^Δ	2,76 ⁺ *	
	JFCF	128,40 ⁺ 0,72* ^Δ	0,12 ⁺ 0,005* ^Δ	1,40 ⁺ *	
	NEM	119,15 ⁺ 1,14* ^Δ	0,11 ⁺ 0,007* ^Δ	3,52 ⁺ *	
	RCS	NR	NR	NR	
150 W ATROPINA	JEB	NR	NR	NR	
	AVL	NR	NR	NR	
	JES	151,90 ⁺ 0,80* ^Δ	0,12 ⁺ 0,005* ^Δ	1,71 ⁺ *	
	JFCF	148,04 ⁺ 0,55* ^Δ	0,09 ⁺ 0,003* ^Δ	0,82 ⁺ *	
	NEM	139,03 ⁺ 0,54* ^Δ	0,10 ⁺ 0,003* ^Δ	0,79 ⁺ *	
	RCS	132,25 ⁺ 0,52* ^Δ	0,08 ⁺ 0,003* ^Δ	0,74 ⁺ *	

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significativo ($\alpha = 5\%$); ^Δ - vício de Box < 10; + - curvatura intrínseca (IN) e - efeito dos parâmetros (RP).

TABELA D36. Valores e significância ($\alpha = 5\%$) dos parâmetros e média da soma dos quadrados residuais (SQRM) do ajuste do modelo 41 (regressão linear entre o 1º e o 4º minuto) para os dados de FC obtidos de BB, nas potências de 100 e 150 W, de indivíduos sedentários estudados nas condições controle e de atropinização AT.

POTÊNCIA	INDIVÍDUO	ANTES DO TREINAMENTO			
		FC-RP (bat/mln)	CÂ	SQRM	
100 W CONTROLE	JEB	122,05 ⁺ 0,40*	0,09 ⁺ 0,002*	4,88	
	AVL	134,83 ⁺ 0,45*	0,21 ⁺ 0,003*	8,42	
	JES	103,90 ⁺ 0,30*	0,05 ⁺ 0,002*	2,24	
	JFCF	108,00 ⁺ 0,51*	0,09 ⁺ 0,003*	6,92	
	NEM	109,38 ⁺ 0,44*	0,05 ⁺ 0,003*	5,20	
	RCS	122,39 ⁺ 0,28*	0,03 ⁺ 0,002*	2,47	
100 W ATROPINA	JEB	135,57 ⁺ 0,24*	0,08 ⁺ 0,002*	1,91	
	AVL	146,65 ⁺ 0,20*	0,14 ⁺ 0,001*	1,54	
	JES	146,00 ⁺ 0,19*	0,07 ⁺ 0,001*	1,20	
	JFCF	141,22 ⁺ 0,24*	0,03 ⁺ 0,002*	1,87	
	NEM	131,45 ⁺ 0,19*	0,05 ⁺ 0,001*	1,14	
	RCS	128,25 ⁺ 0,18*	0,03 ⁺ 0,001*	0,99	
150 W CONTROLE	JEB	NR	NR	NR	
	AVL	NR	NR	NR	
	JES	150,79 ⁺ 0,24*	0,16 ⁺ 0,002*	2,61	
	JFCF	147,51 ⁺ 0,19*	0,12 ⁺ 0,002*	2,27	
	NEM	141,26 ⁺ 0,18*	0,10 ⁺ 0,003*	5,81	
	RCS	132,79 ⁺ 0,21*	NR	NR	
150 W ATROPINA	JEB	NR	NR	NR	
	AVL	NR	NR	NR	
	JES	150,79 ⁺ 0,24*	0,11 ⁺ 0,001*	2,22	
	JFCF	147,51 ⁺ 0,19*	0,08 ⁺ 0,001*	1,27	
	NEM	141,26 ⁺ 0,18*	0,10 ⁺ 0,001*	1,06	
	RCS	132,79 ⁺ 0,21*	0,07 ⁺ 0,001*	1,42	

NR - não realizou o teste de esforço físico; * - teste t significante ($\alpha = 5\%$).