

UTILIZAÇÃO DE ANÁLISE DE SISTEMAS NO ESTUDO DA RESPOSTA CARDIORESPIRATÓRIA AO ESFORÇO FÍSICO DINÂMICO

L.E.B. Martins^{**}; L. Gallo Jr.^{**}; J.B.P. Paulin⁺; B.C. Maciel^{*}; J.A. Marin Neto^{*}; E.C. Lima Filho["]

RESUMO -- Técnicas de análise de sistemas foram aplicadas no estudo da resposta cardiorespiratória em 5 indivíduos normais, que se submeteram a exercício dinâmico em bicicleta ergométrica, com cargas tipo rampa, degrau e senóide. Para as respostas a entradas tipo rampa, o limiar de anaerobiose ventilatória (L.A.) foi determinado e os testes degrau e senoidais foram executados em valor percentual desta carga. É discutido o processo de determinação do L.A., e a análise teórica desenvolvida está em concordância com os valores achados. Para entradas tipo degrau documentou-se que o decremento do intervalo RR (IRR) com a carga é dependente do IRR de repouso. Para entradas tipo senóide, foram construídos os diagramas de Bode individuais, que se assemelham a filtros passa baixas. Além disso, respostas apresentando frequência dupla cada foram encontradas para a ventilação em períodos menores que 4 min e para o IRR em períodos menores que 2 min. Estes resultados estabelecem padrões clássicos de não linearidades que podem subsidiar novas pesquisas ou análise de sistemas aplicadas ao esforço físico dinâmico.

INTRODUÇÃO

De maneira geral a relação entrada-saída para sistemas dinâmicos, substancia a identificação de suas características físicas. No caso da classe de sistemas ditos lineares, representáveis por um conjunto de equações diferenciais ordinárias de parâmetros constantes, alguns conceitos são bem conhecidos na literatura (Schwarz e Friedland, 1972) e são caracterizados por: 1) se uma entrada $x_1(t)$ produz uma resposta $y_1(t)$, e uma entrada $x_2(t)$ uma saída $y_2(t)$, então para quaisquer $a, b, x_1(t)$ e $x_2(t)$ a resposta para $ax_1(t) + bx_2(t)$ será $ay_1(t) + by_2(t)$; 2) após um intervalo onde ocorrem transitórios, os sistemas lineares quando submetidos a uma entrada tipo $A \sin wt$, fornecem uma resposta da forma $B \sin (wt + \phi)$ com w constante.

O sistema cardiorespiratório, sob estímulo de esforço físico dinâmico, tem sido largamente estudado como um sistema linear (Karlson e Wigertz, 1971; Fujihara e col., 1973a; Fujihara e col., 1973b; Wigertz, 1971; Wigertz, 1980; Casaburi e col., 1977; Sato e col., 1976; Sato e col., 1980; Bakker e col., 1980). Porém, no esforço físico dinâmico, a forma de obtenção de energia para a execução de trabalho muscular, representa fator determinante no rendimento energético total do processo (Wasserman e Whipp, 1971). Das formas de obtenção de energia, pode-se descrever as principais como: a) via alática; b) via aeróbica e c) via anaeróbica.

* Seção de Hemodinâmica e Função Pulmonar - FMRP-USP - Ribeirão Preto - SP.

+ Programa de Bioengenharia EESC - FMRP-USP - SP.

" IMEEC - UNICAMP - Campinas - SP.

A primeira representa ATP (adenosina-trifosfato) armazenado na forma direta ou indireta (fosfo-creatina), constituindo-se em uma reserva funcional imediata, mas limitada. A via aeróbica é a de melhor rendimento energético global permitindo que o exercício físico dinâmico possa ser efetuado por longos períodos (horas). Em contrapartida, a via anaeróbica, que atua quando o mecanismo aeróbico não consegue suprir energia adequadamente aos músculos em exercício, apresenta um rendimento muito baixo (1/19) em relação à via aeróbica. Levando-se em consideração que a via anaeróbica resulta como produto final o ácido lático, ocorre, como resposta ao exercício físico dinâmico prolongado, a fadiga muscular (Wasserman e Whipp, 1975).

A detecção da mudança do processo de obtenção de energia a nível muscular em condições de execução de trabalho externo, é marcada pelo aumento da produção de ácido lático e consequentemente aumento desproporcional da ventilação pulmonar e da eliminação de CO₂, em relação à carga; conceitua-se, deste modo, o limiar de anaerbiose de lactato (Wasserman e col., 1971) ou ventilatório. Assim, o limiar de anaerbiose (L.A.) representa um ponto de operação do sistema cardiorespiratório, onde já existe um aumento da produção de ácido lático, e portanto a terceira via metabólica já está sendo utilizada.

O presente trabalho tem como objetivo verificar se o comportamento do sistema cardiorespiratório sujeito ao exercício físico dinâmico, em condições de obtenção de energia por processo de aerobiose, pode ser caracterizado como linear ou não.

MATERIAL E MÉTODOS

Cinco indivíduos normais, não fumantes na época do experimento, realizaram testes em bicicleta ergométrica (Siemens Elema 380B) previamente calibrada (Martins e col., 1985). Os experimentos foram realizados na Seção de Hemodinâmica e Função Pulmonar da FMRP-USP.

A figura 1 mostra o arranjo montado para os experimentos, realizados em laboratório com temperatura controlada artificialmente em torno de 22° C.

A respiração era realizada através de peça bucal acoplada a uma válvula de 2 vias tipo Hans-Rudolph. Um fluxômetro (Fleisch nº 3) acoplado a um módulo transdutor (HP 47304-A) e a um amplificador integrador de fluxo respiratório (HP 8815-A) mediu o volume corrente inspiratório.

Quatro eletrodos eram colocados na região torácica dos indivíduos estudados; em um eletrocardiograma (Siemens Mingograf 33) a derivação com o complexo QRS mais destacado era escolhida para registro (módulo amplificador HP 8811-A) e cálculo da frequência cardíaca instantânea (módulo HP 8812-A).

Uma interface foi desenvolvida (Martins e col., 1983) com a finalidade de permitir a introdução de sinal a partir de um gerador de funções (HP 3310-A) que controlava a forma de carga a ser aplicada pela bicicleta ergométrica. Assim, testes tipo rampa, degrau e senoidais puderam ser realizados.

As variáveis de interesse eram inscritas em registrador óptico de 8 canais (HP 4588-B) e paralelamente armazenadas em gravador analógico (HP 3968-A) e amostradas (frequência de amostragem $f = 20$ Hz) em computador (HP 1000 série M) utilizando-se um conjunto de programas em FORTRAN IV previamente por nós desen-

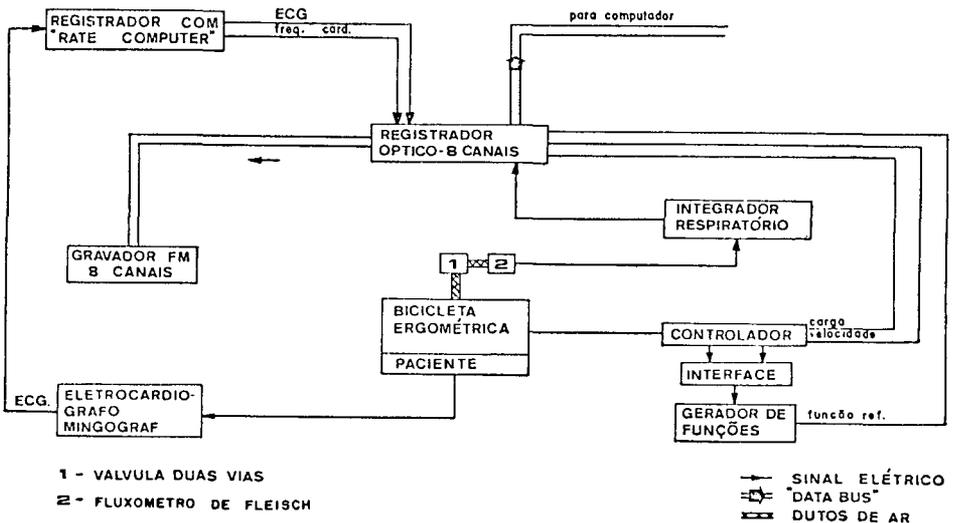
volvidos (Martins, 1986).

O procedimento experimental constou de 4 sessões realizadas no mesmo período do dia, visando: a) obtenção da carga correspondente ao limiar de anaerobiose ventilatório, através de dois testes tipo rampa de valores diferentes (testes A e B). b) respostas de regime permanente para entradas tipo degrau (antes dos testes senoidais era realizada entrada degrau com 60% da carga de L.A. por 2 min). c) construção do diagrama de Bode, individual, com cargas senoidais de períodos de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 10, 12 e 15 min, variando entre 40% e 90% da carga correspondente ao L.A.

Em sistemas lineares, as respostas em regime permanente, para entradas tipo rampa estão sujeitas a um atraso característico do sistema (Schwarz e Friedland, 1972). Como a identificação do valor do L.A. foi feita pela variável de resposta (ventilação), este apresenta o erro referente ao atraso, que em aproximação por sistemas lineares de 1ª ordem pode ser facilmente deduzida a Equação (1) para sua compensação:

$$\text{L.A. corrigido} = CL_A - RA \times \frac{CL_A - CL_B}{RA - RB} \quad (1)$$

onde RA e RB são os valores das rampas (w/min) dos testes A e B e CL_A, CL_B as respectivas cargas (W) onde foram detectados os L.A.



"Figura 1. Esquema da montagem do experimento para análise do esforço físico dinâmico".

Para a análise das respostas senoidais, foram medidas para cada um dos valores de frequência a amplitude de entrada e saída (ganho), bem como a defasagem, entre os respectivos sinais, para a ventilação e intervalo RR ($IRR (s) = 60/freqüência \text{ cardíaca (bat/min)}$), sendo construído posteriormente o diagrama de Bode individual. Foram observadas a morfologia e o surgimento ou não de uma tendência média ("trend") das respostas.

Nas cargas tipo degrau os valores de repouso e de regime permanente foram medidos, observando se houve ou não estabilidade nas respostas.

RESULTADOS

A tabela 1 mostra nos indivíduos estudados, as características antropométricas, o valor real das rampas de estímulo, o valor do limiar de anaerbiose (expresso como carga), e o valor utilizado como referência após a compensação pela aproximação de um sistema de 1ª ordem.

A correlação do decremento do IRR (IRR de repouso menos IRR em regime permanente) com carga, em degrau na condição de exercício físico leve, foi calculada para o ajuste de regressão linear simples. Os valores do coeficiente de correlação r oscilaram entre 0,29 e 0,89. Posteriormente procedeu-se o ajuste para regressão linear dupla, com o IRR de repouso como segunda variável. Os resultados destes ajustes estão na tabela 2. O teste χ^2 foi significativo ($p < 0,01$) em todos os casos. R é definido como a proporção da soma de quadrados da variável dependente que é explicada pela equação de regressão linear múltipla.

"Tabela 1. Características antropométricas e resultados do L.A. dos indivíduos".

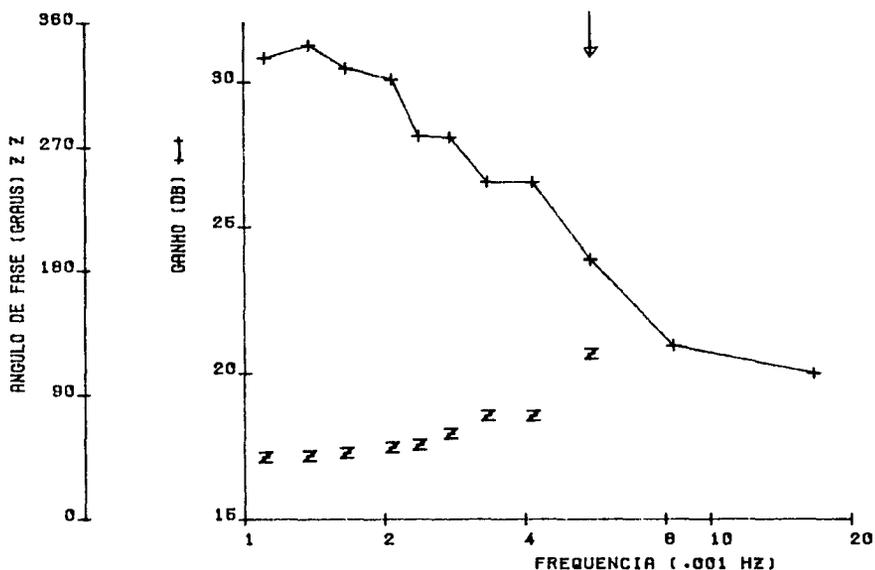
INDIVÍDUO	IDADE (anos)	PESO (kg)	ALTURA (cm)	TESTE A		TESTE B		L.A.CORRIGIDO (W)
				Rampa (W/min)	L.A. (W)	Rampa (W/min)	L.A. (W)	
FCN	22	70,0	192,0	30	96	60	113	89
WJQL	27	75,0	179,0	28	82	64	95	73
JRF	28	72,0	165,0	28	72	52	86	56
JMF	33	84,0	178,0	28	76	56	92	60
DLB	27	78,0	174,0	32	76	108	130	66

W = watts

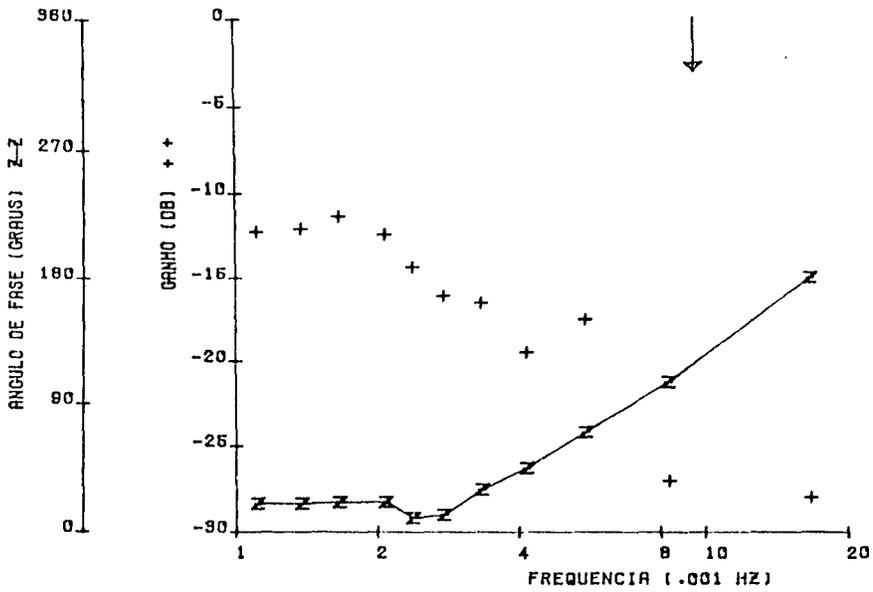
A figura 3 mostra o diagrama de Bode para o IRR do indivíduo FCN. De forma semelhante a figura 2 mostra o diagrama para a ventilação. As setas indicativas do surgimento de duplicação de frequência, foram colocadas quando observava-se o padrão de resposta como mostrado na figura 4.

"Tabela 2. Resultados individuais e agrupados da regressão dupla do decremento do intervalo RR com a carga e valor do intervalo RR de repouso, e o coeficiente de correlação r para a carga (C) como variável única.

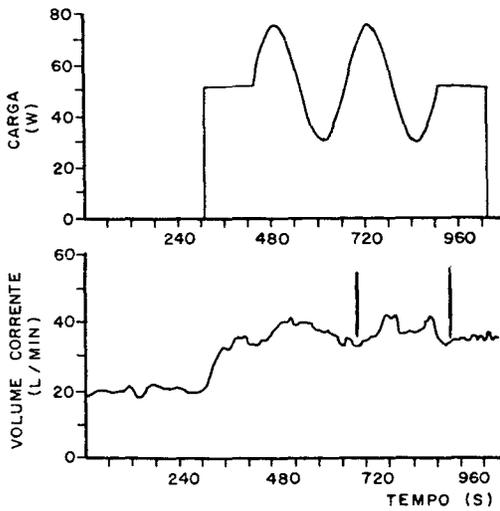
INDIVÍDUO	EQUAÇÃO	R	F	rc
FCN	-0,3868 +0,0026 C +0,534 IRR	0,931	101	0,89
MJQL	-0,4066 +0,0013 C +0,704 IRR	0,893	63	0,29
JRF	-0,4701 +0,0028 C +0,741 IRR	0,923	95	0,70
JMF	-0,3105 +0,0015 C +0,554 IRR	0,839	34	0,73
DLB	-0,3256 +0,0012 C +0,555 IRR	0,896	69	0,57
Agrupado	-0,1776 +0,0017 C +0,314 IRR	0,730	121	0,34



"Figura 2. Diagrama de Bode para o volume corrente do indivíduo FCN. A seta indica a região onde houve duplicação de frequência".



"Figura 3. Diagrama de Bode do intervalo RR para o indivíduo FCN. A seta indica a região onde houve duplicação de frequência".



"Figura 4. Resposta a um estímulo senoidal com $T = 4$ min, para o indivíduo MJQL, observa-se a duplicação de frequência na resposta do volume corrente, no segundo ciclo (entre barras verticais)."

DISCUSSÃO

A utilização de análise de sistemas no exercício físico dinâmico tem sido aplicada sob as várias formas clássicas de estímulos, onde entradas tipo impulso (Fujihara e col., 1973a; Fujihara e col., 1973b), degrau (Linnarsson, 1974; Bakker e col., 1980), rampa (Karlson e Wigertz, 1971), senóide (Wigertz, 1971; Wigertz, 1980; Casaburi e col., 1977; Bakker e col., 1980) e seqüências binárias pseudo-aleatórias (Sato e col., 1976; Sato e col., 1980; Greco e col., 1986) são utilizadas.

Estes trabalhos, geralmente, têm sido elaborados em relação a valores fixos de carga, independentes do indivíduo e de seu condicionamento físico. Porém, alguns trabalhos têm feito esta parametrização, em torno do peso corporal livre de gordura (Bakker e col., 1980), em valor relativo ao consumo máximo de oxigênio (Greco e col., 1986), ou em valor relativo ao L.A. (Casaburi e col., 1977), sendo estes dois últimos critérios, os que poderiam fornecer resultados mais con- dizes com o enfoque de sistemas lineares, pois um único processo energético pode estar envolvido.

Se o princípio de adotar um critério energético para delineamento do experi- mento parece promissor, a validade de se determinar o L.A. é controversa. Embo- ra alguns autores (Caiozzo e col., 1982; Whipp e col., 1982; Buchjuner e col., 1983) mostrem ser o limiar de anaerobiose ventilatório, independente do valor do estímulo de entrada, este achado é contraditório frente a resposta esperada para entradas tipo rampa. Este último fato é corroborado por outros autores (Yeh e col., 1983; Jones e Eshram, 1982). Além do erro esperado, estudos sobre a deter- minação do L.A. entre diferentes observadores (Yeh e col., 1983) têm mostrado uma variabilidade média de 16%, chegando em alguns casos até a 50%, o que aumen- ta a controvérsia sobre o significado dos valores determinados.

Entretanto, apesar da controvérsia a respeito da determinação do L.A., nos experimentos efetuados, não foi observado tendência ("trend") geral das variá- veis observadas, mesmo em testes de longa duração (18-35 min), o que pode ser interpretado como significando que o sistema está operando casualmente. Tendên- cias de variáveis podem ser observadas em vários exemplos da literatura, prova- velmente devido ao alto valor de carga utilizado (Karlson e Wigertz, 1971; Wi- gertz, 1980). Desta forma as não linearidades observadas foram aqui interpreta- das como intrínsecas do sistema e não devido ao protocolo experimental.

O primeiro fator de não linearidade observado, foi o aumento da correlação do decremento do IRR com a carga, considerando-se o IRR de repouso, o que é contraditório com a primeira caracterização de sistemas lineares. O segundo fa- tor a ser mencionado é a duplicação de freqüência da variável de respostas, tan- to ventilatória (para $T < 4$ min) quanto à ligada ao IRR (para $T < 2$ min); resul- tados que são contraditórios com a teoria de sistemas lineares.

Se reportando a outros trabalhos na literatura que tem utilizado análise de sistemas para caracterizar a resposta cardiorespiratória pelo exercício dinâmi- co, merecem destaque os trabalhos de Sato e col. (1976, 1980) que descreveram pa- ra a freqüência cardíaca a existência de "anomalia" ("valleys") no diagrama de Bode para período de aproximadamente 2 min, e Bakker e col. (1980) que agrupan- do respostas de alta freqüência ($T = 3, 2, 1$ e $0,75$ min) encontraram para a mes- ma variável uma distorção harmônica entre 10% e 20%. Assim sendo, estes resulta- dos, embora com interpretações distintas deste trabalho, estão em concordância com os nossos achados.

Finalmente, a literatura tem amplamente utilizado técnicas de ajustes de funções de transferência aos dados obtidos, tendo desta forma uma caracterização ou correlação com modelo fisiológico. A interpretação destes resultados é que se torna contraditória com os resultados obtidos, pois, pelos diagramas de Bode construídos, os mesmos se assemelham a sistemas passa baixas, ocorrendo não linearidades em frequência próxima à frequência de corte, e pela importância da mesma na caracterização do sistema dinâmico, leva-nos a crer que constantes de tempo menores que aproximadamente 15 s para a frequência cardíaca e 30 s para a ventilação necessitam de uma interpretação fisiológica cuidadosa. Vale lembrar que resultados (Fujihara e col., 1973a; Fujihara e col., 1973b; Wigertz, 1980; Bakker e col., 1980; Linnarsson, 1974) assim determinados, tem achado valores nesta faixa.

Concluindo, experimentos elaborados a partir de princípios de balanço metabólico parecem promissores, porém apresentam dificuldades experimentais ou variabilidade biológica intrínseca de determinação. As respostas a entradas tipo degrau e senoidais estabeleceram padrões clássicos de não linearidades, que podem subsidiar novas pesquisas em análise de sistemas aplicadas ao esforço físico dinâmico.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o auxílio financeiro do CNPq, CAPES e FAPESP (Proc. nº 84/1087-1).

REFERÊNCIAS

- BAKKER, H.K.; STRUIKENKAMP, R.S.; and DeVRIES, G.A. (1980), "Dynamics of ventilation, heart rate, and gas exchange: sinusoidal and impulse work loads in man", *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, Volume 48, Number 2, page 289.
- BUCHEUHRER, M.J.; HANSEN, J.E.; ROBINSON, T.E.; SUE, D.Y.; WASSERMAN, K.; and WHIPP, B.J. (1983), "Optimizing the exercise protocol for cardiopulmonary assessment", *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, Volume 55, Number 5, page 1558.
- CAIOZZO, V.J.; DAVIS, J.A.; ELLIS, J.F.; AZUS, J.L.; VANDAGRIFF, R.; PRIETTO, C. A.; and McMASTER, W.C. (1982), "A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold", *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, Volume 53, page 1184.
- CASABURI, R.; WHIPP, B.J.; WASSERMAN, K.; BEAVER, W.L.; and KOYAL, S.N. (1977), "Ventilatory and gas exchange dynamics in response to sinusoidal work", *Journal of Applied Physiology*, Volume 42, page 300.
- FUJIHARA, Y.; HILDEBRANDT, J.R.; and HILDEBRANDT, J. (1973), "Cardiorespiratory transients in exercising man. I. Tests of Superposition", *Journal of Applied Physiology*, Volume 35, page 58.
- FUJIHARA, Y.; HILDEBRANDT, J.R.; and HILDEBRANDT, J. (1973), "Cardiorespiratory transients in exercising man. II. Linear models", *Journal of Applied Physiology*, Volume 35, page 68.

- GRECO, E.C.; HORST, B.; and SAEZ, A. (1986), "Transient ventilatory and heart rate responses to moderate nonabrupt pseudo random exercise", *Journal of Applied Physiology*, Volume 60, Number 5, page 1524.
- JONES, N.L.; and ESHRAM, R.E. (1982), "The anaerobic thresholds", *Exercise Sport Science Review*, Volume 10, page 49.
- KARLSON, H.; and WIGERTZ, O. (1971), "Ventilation and heart rate responses to ramp function changes in workload", *Acta Physiologica Scandinavia*, Supl.81, page 215.
- LINNARSSON, D. (1974), "Dynamic of pulmonary gas exchange and heart rate changes at start and end of exercise", *Acta Physiologica Scandinavia*, Supl. 415 , page 5.
- MARTINS, L.E.B.; GALLO Jr., L.; PAULIN, J.B.P.; MACIEL, B.C.; LIMA FILHO, E.C.; MARIN NETO, J.A.; TERRA FILHO, J.; MANÇO, J.C.; XAVIER, C.A.M.; and DUARTE, L.R. (1983), "Geração de cargas variadas em bicicletas ergométricas", *Resumo nos Anais do VI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, SC.
- MARTINS, L.E.B.; GALLO Jr., L.; PAULIN, J.B.P.; MACIEL, B.C.; and MARIN NETO, J. A. (1985), "Projeto de bancada de calibração para bicicletas ergométricas", *Anais do VII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Campinas, SP.
- MARTINS, L.E.B. (1986), *Utilização de análise de sistemas no estudo da resposta cardiorespiratória ao esforço físico dinâmico*, Dissertação de Mestrado EESC-FMRP.
- SATO, I.; HASEGAWA, Y.; and HOTTA, K. (1976), "System analysis of heart rate control in man", *Journal of Applied Physiology*, Volume 41, Number 5, pages 790-796.
- SATO, I.; HASEGAWA, Y.; and HOTTA, K. (1980), "Autonomic nervous control of the heart in exercising man", *Pflügers Archives*, Volume 384, pages 1-7.
- SCHWARZ, R.J.; and FRIEDLAND, B. (1972), *Sistemas Lineares*, Rio de Janeiro, Ao livro técnico.
- WASSERMAN, K.; WHIPP, B.J.; KOYAL, S.N.; and BEAVER, W.L. (1971), "Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise", *Journal of Applied Physiology*, Volume 30, page 261.
- WASSERMAN, K.; and WHIPP, B.J. (1975), "Exercise physiology in health and disease", *American Review of Respiratory Disease*, Volume 112, page 219.
- WHIPP, B.J.; WARD, S.A.; LAMARRA, N.; DAVIS, J.A.; and WASSERMAN, K. (1982) , "Parameters of ventilatory and gas exchange dynamics during exercise" , *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, Volume 52, Number 6, page 1506.
- WIGERTZ, O. (1971), "Dynamics of respiratory and circulation adaptation to muscular exercise in man. A systems analysis approach", *Acta Physiologica Scandinavia*, Supl. 363.

- WIGERTZ, O. (1980), "Dynamics of ventilation and heart rate in response to sinusoidal work load in man", *Journal of Applied Physiology*, Volume 29, page 208.
- YEH, M.P.; GARDNER, R.M.; ADAMS, T.D.; YANOWITZ, F.G.; and CRAPO, R.O. (1983), "Anaerobic threshold: problems of determination and validation", *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, Volume 55, Number 4, page 1178.

SYSTEM ANALYSIS APPLIED ON THE STUDY OF CARDIORESPIRATORY RESPONSES INDUCED BY
DYNAMIC EXERCISE

L.E.B. Martins^{**}; L. Gallo Jr.^{**}; J.B.P. Paulin⁺; B.C. Maciel^{*}; J.A. Marin Neto^{*};
E.C. Lima Filho["]

ABSTRACT -- System analysis technics were applied to study cardio-respiratory response in 5 healthy subjects, whose underwent dynamical exercise at cycle ergometer with ramp, step and sinusoidal workloads. For ramp workload responses the ventilatory anaerobic threshold (A.T.) was measured, and ramp and sinusoidal tests were performed in percentual values of the A.T. workload. It is also discussed the methods to obtain the A.T. values. The results pointed to the following conclusions: 1 - For step workloads responses it was found that decrement of RR interval with workload is dependent on rest RR interval. 2 - For sinusoidal workloads responses, individual Bode diagrams were plotted and they resembled low pass filter response. Furthermore, responses with duplicated frequency were found for ventilation of periods lower than 4 min and for RR interval at periods lower than 2 min. 3 - So, these results establish classical patterns of non linearities which could subsidize new researches on system analysis applied to the study of dynamic exercise.

* Seção de Hemodinâmica e Função Pulmonar - FMRP-USP - Ribeirão Preto - SP.

+ Programa de Bioengenharia EESC - FMRP-USP - SP.

" IMEEC - UNICAMP - Campinas - SP.