

# Caracterização de Comportamento Caótico da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) em Jovens Saudáveis

**Marcelo Messias**

Departamento de Matemática, Estatística e Computação - DMEC, FCT/UNESP  
Caixa Postal 266, 19060-900, Presidente Prudente, SP.  
E-mail: marcelo@fct.unesp.br

**Maria Teodora Ferreira**

Programa de Mestrado em Biometria, IBB/UNESP  
Caixa Postal 510, 18618-000, Botucatu, SP.  
E-mail: mteodoraf@ibb.unesp.br

**Luiz Carlos M. Vanderlei, Carlos Marcelo Pastre**

Departamento de Fisioterapia, FCT/UNESP  
Caixa Postal 266, 19060-900, Presidente Prudente, SP.  
E-mail: vanderle@fct.unesp.br, pastre@fct.unesp.br

**Resumo:** Neste trabalho utilizamos técnicas da teoria dos sistemas dinâmicos não-lineares, incluindo a teoria do caos, no estudo de séries temporais da frequência cardíaca com o objetivo de caracterizar o comportamento caótico da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) em jovens saudáveis. A análise da VFC é uma técnica utilizada para avaliação do comportamento do sistema nervoso autônomo (SNA) que tem emergido como uma medida simples e não-invasiva dos impulsos autonômicos. Foram analisadas séries de intervalos RR de 10 indivíduos saudáveis, na faixa etária de 18 a 22 anos, tomados como voluntários. Os índices não-lineares calculados indicam o comportamento caótico das séries analisadas.

**Palavras-chave:** Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC), Séries Temporais Experimentais, Comportamento Caótico, Análise Não-linear.

## 1 Introdução

Os ritmos fisiológicos são fundamentais para a vida e uma compreensão dos mecanismos destes ritmos requer uma integração de estudos entre a Matemática e a Fisiologia, com relevância para o ramo da matemática denominado dinâmica não-linear, incluindo a teoria do caos. Características caóticas têm sido verificadas em certas variáveis fisiológicas, como a taxa de glicose sanguínea, a atividade elétrica do coração e a atividade elétrica cerebral [1]. Alterações periódicas e não periódicas da atividade elétrica do coração, definidas como Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC), são normais e esperadas, indicando a habilidade do coração em responder aos múltiplos estímulos fisiológicos e ambientais, dentre eles, respiração, exercício físico, estresse mental, alterações hemodinâmicas e metabólicas, sono e ortostatismo, bem como em compensar desordens induzidas por doenças [1, 11]. A VFC se tornou o termo convencionalmente aceito para descrever as oscilações no intervalo entre batimentos cardíacos consecutivos (intervalos RR), assim como oscilações entre frequências cardíacas instantâneas consecutivas, que estão relacionadas às influências do sistema nervoso autônomo (SNA) sobre o nódulo sinusal [10]. Uma série temporal pode ser construída a partir dos intervalos RR obtidos da análise do comportamento da frequência cardíaca (ver Figura 1). Esta série pode ser definida como um conjunto de observações em função do tempo, isto é,  $x_t$  com  $t = 1, 2 \dots N$ , onde  $t$  representa a

variação temporal da série e  $N$  o seu comprimento. No caso da série RR, cada valor  $x_t$  representa o intervalo de tempo, medido em milisegundos, entre duas ondas R consecutivas, chamado de intervalo RR no batimento cardíaco (veja Figura 1 (a)). A análise desta série permite, dentre outros aspectos, determinar suas propriedades e do sistema dinâmico a ela associado, para prever o comportamento futuro da série, bem como a VFC.

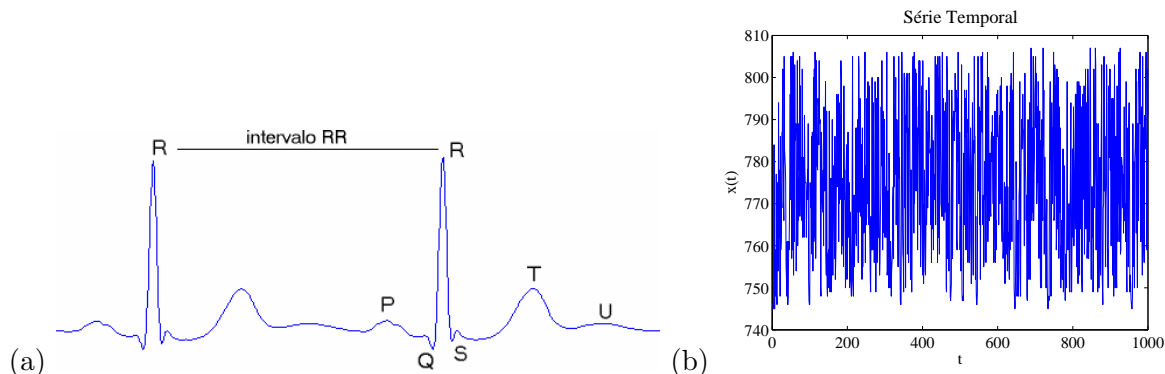


Figura 1: **a)** Intervalo RR; **b)** Série temporal formada por intervalos RR.

A análise de séries temporais obtidas da frequência cardíaca por métodos não-lineares vem ganhando crescente interesse, pois existem evidências de que os mecanismos envolvidos na regulação cardiovascular provavelmente interagem entre si de modo não-linear [1]. Estes métodos descrevem as flutuações complexas e conseguem separar estruturas de comportamento não-linear nas séries temporais de batimentos cardíacos mais adequadamente do que os métodos lineares, baseados na análise estatística. Isso permite uma melhor compreensão e conseqüentemente a distinção entre uma pessoa com fisiologia normal ou alterada. Em [1] os autores afirmam que índices lineares e não-lineares fornecem evidências de que a dinâmica fundamental da frequência cardíaca é não-linear e propõem a possibilidade de existência de caos determinístico relacionado a mesma. Levando em consideração os aspectos acima, neste trabalho verificamos a existência de comportamento caótico da VFC, por meio da análise de intervalos RR obtidos de jovens saudáveis.

## 2 Métodos Não-lineares de Análise de Séries Temporais

Para a caracterização das séries temporais obtidas da análise dos intervalos RR de jovens saudáveis foram calculados os seguintes índices não-lineares: Função de Autocorrelação, Gráfico de Poincaré, Plot de Recorrência, Expoente de Lyapunov, Entropia Aproximada e da Amostra, DFA, Dimensão de Correlação e Conjectura de Kaplan-York. A seguir fazemos uma descrição sucinta de cada um destes índices.

**Função de Autocorrelação.** A função de autocorrelação  $\phi_m$  de uma série temporal experimental  $x(t) = x_j$ , é definida por

$$\phi_m = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x_j x_{j+m} \quad (1)$$

onde  $\phi_m = \phi_m(t) = \phi(m\Delta t)$  sendo  $N$  o número total de pontos na série temporal experimental e  $\Delta t$  o intervalo de tempo. Esta função representa a média do produto dos valores da série temporal  $x(t)$  nos instantes  $t$  e  $t + m\Delta t$  e indica por quanto tempo o valor da série no instante  $t$  depende de seus valores prévios. Em outras palavras,  $\phi_m$  mede o grau de semelhança existente na série à medida que o tempo passa. Se  $x(t)$  é periódica ou quasi-periódica a função de autocorrelação  $\phi_m$  permanece diferente de zero quando o tempo (ou  $m$ ) tende ao infinito. Já,  $\phi_m$  de uma série periódica é igualmente periódica, pois tal série volta a se parecer consigo mesma após

um intervalo de tempo correspondente ao período. Para séries caóticas  $\phi_m \rightarrow 0$  quando  $m \rightarrow \infty$ , ou seja, a semelhança da série consigo mesma diminui com o tempo e acaba por desaparecer completamente [2].

**Gráfico de Poincaré.** O gráfico de Poincaré é uma técnica dinâmica não-linear que retrata a natureza das flutuações dos intervalos RR das séries temporais. Neste gráfico cada intervalo RR é plotado como uma função de seus intervalos RR anteriores [1, 11], ou seja, plota-se o par ordenado  $(x_t, x_{t+1})$  com  $t = 1, 2 \dots N - 1$ , no plano cartesiano. A análise do gráfico de Poincaré pode ser feita qualitativa ou quantitativamente. Qualitativamente, a forma do gráfico pode indicar o grau de falha cardíaca a partir das séries temporais dos indivíduos estudados. Quantitativamente, ajusta-se uma elipse aos pontos do gráfico, com centro determinado pela média dos intervalos RR. Pode-se assim calcular o índice SD1, que mede o desvio padrão das distâncias dos pontos à diagonal  $y = x$ , e o índice SD2 que mede o desvio padrão das distâncias dos pontos à reta  $y = -x + RR_m$ , onde  $RR_m$  é a média dos intervalos RR. Na análise de séries temporais da VFC, o índice SD1 reflete a variabilidade instantânea de batimento-a-batimento da frequência cardíaca e determina a largura da elipse, enquanto que o índice SD2 reflete a variabilidade contínua de batimento-a-batimento e determina o comprimento da elipse [1]. Para séries temporais da frequência cardíaca, o índice SD1 representa a atividade cardíaca parassimpática enquanto SD2 e a razão SD1/SD2 representam a atividade cardíaca simpática [1, 11].

**Plot de Recorrência.** O Plot de Recorrência é usado no estudo da dependência temporal de uma série, ou seja, no estudo de sua estacionariedade [6]. Na análise de séries temporais da VFC, para séries temporais de sujeitos saudáveis o *PR* tem uma linha diagonal e menos quadrados aparentes, indicando VFC mais alta. Já em séries de sujeitos com anormalidades cardíacas, o *PR* mostra mais quadrados no gráfico indicando a inerente periodicidade e uma baixa VFC [6].

**Entropia Aproximada (ApEn) e Entropia da Amostra (SampEn).** Pincus propôs a *ApEn* como um índice para ser utilizado em séries temporais tipicamente curtas e com ruído. Esta entropia é a razão de geração de novas informações na série temporal, sendo um índice que quantifica a regularidade, a previsibilidade ou complexidade dos dados experimentais. A *ApEn* tem um valor menor em séries temporais regulares e um valor maior em séries temporais irregulares e complexas [1, 11]. Richman e Randall [2] desenvolveram e caracterizaram a *SampEn*, que é uma valiosa medida da regularidade de uma série temporal. A *SampEn* é muito similar a *ApEn*, mas há uma diferença computacional entre ambas. A importância destes índices na análise de séries temporais da VFC reside no fato de que eles são medidas da desordem existente na série, apresentando valores maiores para os sinais cardíacos de sujeitos saudáveis e valores menores para sinais cardíacos de sujeitos com alguma deficiência cardíaca [1, 4].

**Dimensão de Correlação (CD).** Este índice é uma medida da complexidade do processo vital investigado, que caracteriza a distribuição de pontos da série em um espaço de fase de dimensão apropriada, correspondendo a um tipo de dimensão probabilística que representa uma das formas mais populares de se calcular a dimensão do atrator neste espaço [5, 11]. A dimensão de correlação é uma das mais usadas e importantes medidas de dimensão fractal. De acordo com a literatura, o seu valor será alto para séries RR caóticas e diminuirá quando a variação da série tornar-se menor ou rítmica, indicando baixa VFC e que o sistema cardíaco pode não reagir a mudanças não esperadas ou abruptas [1, 5, 11].

**Reconstrução do Espaço de Fase.** De modo geral, um experimento não capta todas as variáveis de estado envolvidas no sistema em estudo e, usualmente, tem-se disponível a evolução no tempo de apenas uma variável de estado, representada por uma série temporal  $x(t)$ , que pode ser relacionada à trajetória de um dado sistema dinâmico. Deste modo, para que se possa analisar as propriedades de um possível atrator associado a uma série temporal com

comportamento caótico determinístico, é necessário em primeiro lugar reconstruir tal atrator num espaço de fase de dimensão conveniente. A primeira idéia para se fazer tal reconstrução foi sugerida por Packard [2], porém seu método apresenta certas limitações. Visando melhorá-lo, em 1980 o matemático F. Takens [2, 8] propôs a reconstrução do espaço de fase pelo chamado *método de Takens* ou *método dos atrasos temporais*, segundo o qual uma série temporal *unidimensional*  $x(t)$  pode ser usada para reconstruir uma série temporal *vetorial*, que apresenta características topológicas equivalentes as da série original. Takens prova que o atrator reconstruído e o original são difeomorfos [8]. Além disso, a série temporal de uma única variável é suficiente para a reconstrução, desde que a dimensão de imersão seja suficientemente grande [2]. No método de Takens, vetores  $\vec{\xi}_i$   $m$ -dimensionais são reconstruídos a partir da série temporal experimental  $x_i$  (onde  $x_i = x(t_i)$  com  $i = 1, \dots, N$ ) por meio do vetor

$$\vec{\xi}_i(t_i) = x(t_i), x(t_i + p), x(t_i + 2p), \dots, x(t_i + (m - 1)p) \quad (2)$$

onde  $m$  é a chamada dimensão de imersão e  $p$  é o passo de reconstrução ('time-delay'). As maiores dificuldades na utilização deste método são as determinações do tamanho do passo e da dimensão de imersão convenientes.

**Expoente de Lyapunov.** Este índice tem se mostrado como uma ferramenta bastante útil de diagnóstico dinâmico de sistemas caóticos e pode também ser usado para o cálculo de outras quantidades invariantes como, por exemplo, a dimensão do atrator. O expoente de Lyapunov, denominado por  $\lambda$ , é uma medida quantitativa da sensibilidade da dinâmica com relação às condições iniciais, definindo a razão média de divergência de duas trajetórias que inicial próximas no espaço de fase. Através deste expoente é possível distinguir entre dinâmica caótica e séries temporais periódicas. Um expoente de Lyapunov negativo implica em que as órbitas tendem para um ponto fixo comum. Um expoente de valor zero implica em que as órbitas mantêm suas posições relativas. Finalmente, um expoente positivo implica em que as órbitas estão sobre um atrator caótico. A existência de um expoente de Lyapunov positivo define direções de instabilidades locais no sistema dinâmico e qualquer sistema contendo no mínimo um expoente positivo apresenta comportamento caótico. Para estabelecer se um processo dinâmico é caótico, é suficiente calcular o maior dos expoentes de Lyapunov pois, desta forma, é possível saber se trajetórias vizinhas divergem ou não. Se elas divergem, o maior expoente de Lyapunov será positivo. Do contrário, ele será negativo ou nulo [1, 2, 5, 11].

**Conjectura de Kaplan-York.** Em 1979 J. L. Kaplan e J. A. York propuseram uma conjectura a respeito da relação entre os expoentes de Lyapunov e a dimensão do atrator de um sistema dinâmico ou série temporal experimental [2]. A dimensão calculada a partir dos expoentes de Lyapunov é muitas vezes chamada de dimensão de Kaplan-York, dimensão de Lyapunov ou Conjectura de Kaplan-York e é dada pela equação (3), sendo que os  $\lambda_i$  são os expoentes de Lyapunov ordenados de forma decrescente e  $j$  é o maior inteiro tal que  $\sum_{i=1}^j \lambda_i > 0$ .

$$D_{KY} = j + \frac{\sum_{i=1}^j \lambda_i}{|\lambda_{j+1}|} \quad (3)$$

**Detrended Fluctuation Analysis - DFA.** A DFA é usada para quantificar a propriedade fractal de séries temporais de intervalos RR. Com este método calculamos o coeficiente  $\alpha$  que representa um indicador da irregularidade da série. Neste trabalho apresentamos dois expoentes  $\alpha_1$  e  $\alpha_2$ , sendo  $\alpha_1$  relacionado com as flutuações de tempo curto da VFC e  $\alpha_2$  com as flutuações de tempo longo. Na análise de séries temporais da VFC, para sujeitos saudáveis, o valor de  $\alpha_1$  está próximo de 1 e é maior que o de  $\alpha_2$ . Para maiores detalhes veja [1].

No cálculo dos índices não-lineares descritos acima, para as séries RR de jovens saudáveis, utilizamos o *Software HRV Analysis*, do Biomedical Signal Analysis Group, disponível no endereço

### 3 Casuística e Método de Coleta dos Dados

Para a realização deste trabalho foram analisados dados de 10 voluntários considerados saudáveis, com média de idade de  $20,2 \pm 1,31$  anos. Os voluntários foram devidamente informados sobre os procedimentos e objetivos do estudo e, após concordarem, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. O procedimento experimental foi realizado em sala com temperatura entre  $21^{\circ}\text{C}$  e  $23^{\circ}\text{C}$  e umidade entre 40 e 60 por cento. A preparação da sala e dos equipamentos que foram utilizados foi realizada antes da chegada dos indivíduos no local destinado ao protocolo experimental. Antes do início do protocolo os voluntários foram identificados e foram explicados a eles todos os procedimentos necessários para realização da coleta de dados, a qual foi realizada de forma individual. Os voluntários foram orientados a manterem-se em repouso, evitando conversarem durante a coleta. Após estes procedimentos, foram colocados, no tórax dos voluntários, a cinta de captação e, no seu pulso, o receptor de frequência cardíaca Polar S810i, equipamento previamente validado para captação da frequência cardíaca batimento a batimento e a utilização da série temporal obtida para análise da VFC [3, 7, 10]. Este equipamento consiste em dois eletrodos montados em um transmissor eletrônico selado que foi posicionado no tórax do voluntário, ao nível do terço distal do esterno, utilizando-se uma cinta elástica. Essas unidades telemétricas obtiveram os impulsos elétricos do coração e transmitiram tais informações por meio de um campo eletromagnético para o monitor colocado no pulso do voluntário. Após a colocação da cinta e do monitor os voluntários foram colocados deitados em posição supina e permaneceram em repouso em respiração espontânea por 20 minutos. Para análise da VFC, o padrão de seu comportamento foi registrado batimento a batimento durante todo o protocolo experimental. Para análise dos dados foram utilizados 1000 intervalos RR consecutivos e foi feita uma filtragem digital complementada por manual, para eliminação de batimentos ectópicos prematuros e artefatos, e somente séries com mais de 95 por cento de batimentos sinusais foram incluídas no estudo [3, 7, 9, 10]. Estatística descritiva foi utilizada para análise dos dados.

### 4 Resultados

Na Tabela 1, para fins de comparação, apresentamos os resultados estatísticos (Média  $\pm$  desvio padrão) dos índices lineares, RMSSD, NN50 e faixas de frequência LF e HF em unidades normalizadas, juntamente com os resultados dos índices não-lineares descritos na Seção 2, dos dez voluntários estudados.

Na Figura 2 apresentamos o Gráfico da Função de Autocorrelação, o Gráfico de Poincaré, o Plot de Recorrência e a Reconstrução do Atrator no espaço tri-dimensional, de um dos voluntários, tomado como representante do grupo estudado. Os demais apresentaram padrão bastante semelhante a este.

### 5 Discussão

Na Tabela 1, os índices lineares LF e HF demonstram que em jovens saudáveis existe um predomínio da atividade do sistema nervoso autônomo parassimpático, indicando que eles possuem alta VFC e, portanto, mecanismos autonômicos eficientes e boa capacidade de adaptação. Esta atividade do SNA pode também ser observada pelos valores dos índices RMSSD e NN50. Com relação aos índices não-lineares, o SD1 indica a influência vagal sobre o nódulo sinoatrial [3] apresentando valor menor do que o de SD2, que mostra a variabilidade global da VFC. No

Métodos	Índices	Valores obtidos
Linear	RMSSD	$23.14 \pm 12.19$
	NN50	$61.4 \pm 115.59$
	LF (nu)	$41.01 \pm 15.12$
	HF (nu)	$58.99 \pm 15.12$
Não-Linear	SD1	$16.36 \pm 8.62$
	SD2	$26.64 \pm 11.93$
	Expoente de Lyapunov	$0.12675 \pm 0,0658$
	Entropia Aproximada	$1.615 \pm 0,1367$
	Entropia da Amostra	$1.617 \pm 0.3675$
	DFA - $\alpha_1$	$0.815 \pm 0.2310$
	DFA - $\alpha_2$	$0.7912 \pm 0.1279$
	Dimensão de Correlação	$0.6835 \pm 1.3869$
Conjectura de Kapla-York	$1.17628 \pm 0.0869$	

Tabela 1: Valores médios, seguidos dos respectivos desvios padrões, obtidos para os índices lineares (RMSSD, NN50, LF(nu), HF(nu)) e não-lineares (SD1, SD2, Expoente de Lyapunov, Entropia Aproximada, Entropia da Amostra, DFA e seus índices  $\alpha_1$  e  $\alpha_2$ , Dimensão de Correlação e Conjectura de Kaplan-York) das séries RR experimentais dos voluntários estudados.

grupo de voluntários saudáveis estudados, pelo menos um expoente de Lyapunov forneceu valor com sinal positivo, indicando comportamento caótico da VFC. Quanto aos índices entropia aproximada, entropia da amostra e dimensão de correlação, os valores obtidos condizem com o que é descrito na literatura, confirmando as características de um grupo de indivíduos saudáveis [1, 5, 11]. Além disso, os valores obtidos para os índices  $\alpha_1$  e  $\alpha_2$  estão próximos da unidade, o que também é uma característica própria de indivíduos saudáveis, de acordo com [1]. O fato do valor da conjectura de Kaplan-York ser diferente de zero, por si só, já sugere a presença de um atrator associado a série temporal. Quanto ao Plot de Recorrência (Figura 2 (c)), podemos notar a inexistência de regiões em branco e a ausência de quadrados bem definidos, indicando grande VFC deste grupo de indivíduos. A Figura 2 (d) mostra o padrão do atrator reconstruído para a série RR de um voluntário saudável, utilizando-se o método de Takens com dimensão de imersão igual a 3 e atraso 1. Todos os outros indivíduos apresentaram o mesmo padrão para a reconstrução do atrator.

## 6 Conclusão

Os resultados obtidos permitem concluir que, a partir de um sinal unidimensional emitido pelo coração e sua análise por métodos lineares e não-lineares, é possível caracterizar com clareza o comportamento caótico presente nas séries RR de um grupo de indivíduos jovens saudáveis.

## Referências

- [1] U. R. Acharya, K. P. Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim, and J. S. Suri, Heart Rate Variability: a review, *Medical and Biological Engineering*, 44 (2006) 1031-1051.
- [2] N. Fiedler-Ferrara e C. P. C. do Prado, “Caos: uma introdução”, Editora Edgard Blücher Ltda., São Paulo, 1994.
- [3] J. R. P. Lima, M. A. P. D. M. Kiss, Limiar de variabilidade da frequência cardíaca, *Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde*, 4(1) (1999) 29-38.

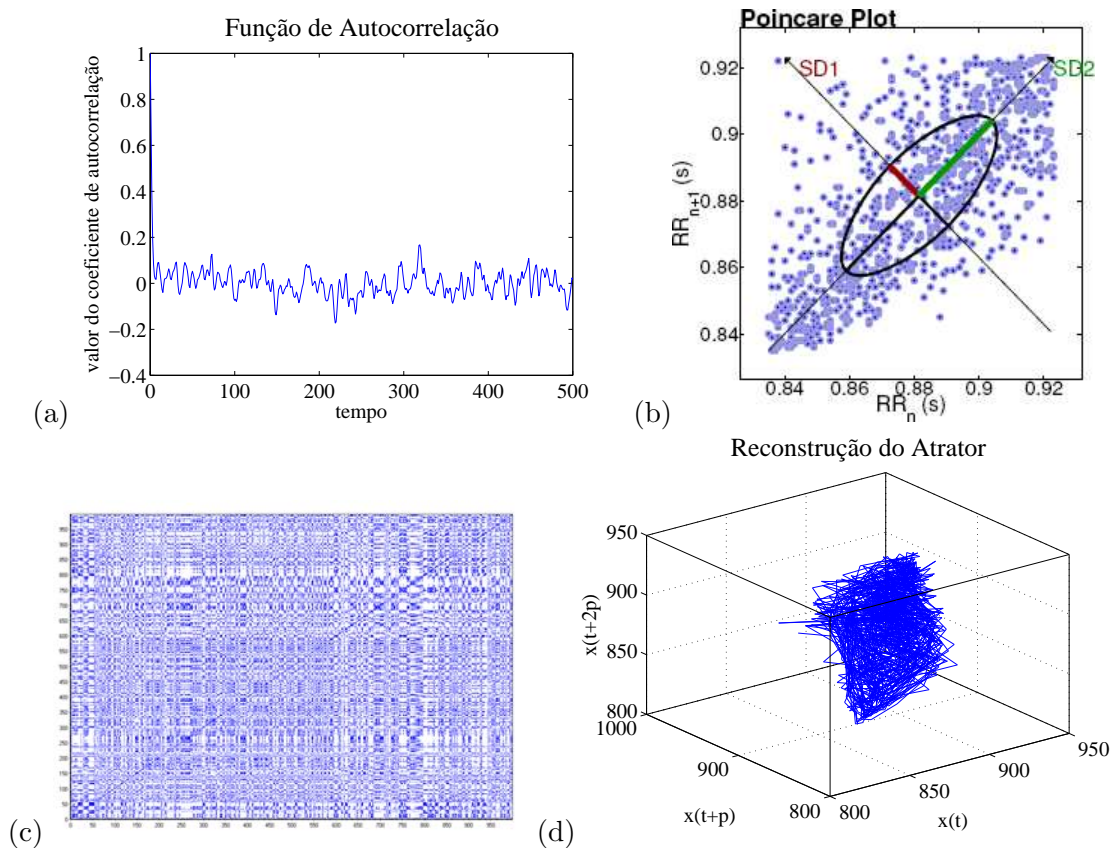


Figura 2: **a)** Função de Autocorrelação; **b)** Gráfico de Poincaré; **c)** Plot de Recorrência; **d)** Reconstrução do Atrator.

- [4] F. Lombardi, Chaos Theory, Heart Rate Variability, and Arrhythmic Mortality, *Circulation*, 101 (2000) 8-10.
- [5] I. Macejark, The use of heart rate variability in cardiology, *Bratisl Lek Listy*, 103 (2002) 368-377.
- [6] N. Marwan, N. Wessel, U. Meyerfeldt, A. Schirdewan, and J. Kurths, Recurrence-plot-based measures of complexity and their application to heart-rate-variability data, *Physical Review*, 66 (2002) 1-8.
- [7] L. G. G. Porto, L. F. Junqueira Júnior, Comparison of Time-Domain Short-Term Heart Interval Variability Analysis Using a Wrist-Worn Heart Rate Monitor and the Conventional Electrocardiogram, *PACE*, 32 (2009) 43-51.
- [8] F. Takens, "Detecting strange attractors in turbulence, In: Dynamical systems and Turbulence", em *Lecture Notes in Mathematics*, Vol. 898 pp. 366-381, Springer-Verlag, Berlin, 1981.
- [9] M. P. Tulppo, T. H. Makikallio, T. Seppanen, R. R. T. Laukkanen, H. V. Huikuri, Vagal modulation of heart rate during exercise: Effects of age and physical fitness, *American Journal of Physiology (Heart Circ. Physiol.)*, 274(2) (1998) H424-H429.
- [10] L. C. M. Vanderlei, R. A. Silva, C. M. Pastre, F. M. Azevedo, M. F. Godoy, Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains, *Braz J Med Biol Res*, 41(10)(2008) 854-859.
- [11] C. D. Wagner and P. B. Persson, Chaos in the cardiovascular system: an update, *Cardiovascular Research*, 40 (1998) 257-264.