

## **Análise de Padrões Gradientes da Variabilidade da Frequência Cardíaca**

Juliana de Mattos Guerra<sup>1</sup> (UNIVAP, Bolsista PIBIC/CNPq)  
Dr. Reinaldo Roberto Rosa<sup>2</sup> (LAC/INPE)

### **RESUMO**

O objetivo principal deste trabalho, iniciado em Agosto de 2003, foi analisar as características do momento gradiente de primeira ordem,  $g_1^a$  [1], para intervalos RR em sinais de eletrocardiograma obtidos através de duas técnicas de fisioterapia, a liberação miofascial e a pompage [2].

Foi utilizada para essa análise a técnica *GPAID* que funciona em ambiente IDL. Esta aplicação gerou valores do momento gradiente de primeira ordem,  $g_1^a$ , que caracteriza a variabilidade de uma série temporal através de sua quantidade de assimetrias por escala. Foram obtidos os primeiros momentos gradientes em janela com escala de 9 pontos ao longo da série, para os sinais de eletrocardiograma e para sinais canônicos (regulares, caóticos e estocásticos pseudo-randômicos). A variabilidade regular e periódica foi representada por um sinal senoidal, a função estocástica por uma série pseudo-randômica gerada pela rotina *randomu* do IDL, e a função caótica pelo mapa logístico. A mesma análise foi realizada para quatro sinais temporais do intervalo RR do eletrocardiograma (ECG), para duas técnicas fisioterápicas: liberação miofascial e pompage e, para o repouso antes e depois da realização dessas técnicas.

Os resultados preliminares mostraram que os valores de  $g_1^a$  para os intervalos RR encontram-se dentro de uma mesma faixa de variação dinâmica com valor médio mais próximo daquele encontrado para as assimetrias da variabilidade regular, o que nos permite identificá-lo como um sinal gerado por alguma componente determinística e, não puramente estocástico como encontramos para o sinal pseudo-randômico. Entretanto, em contraste com os outros padrões de assimetria, os padrões para os intervalos RR dos sinais de ECG apresentam três sub-regimes de assimetria plenamente estruturados nos quatro sinais estudados. Este resultado nos permite identificar padrões característicos em cada um desses sinais, sendo possível assim diferenciá-los, além de nos possibilitar realizar um estudo sobre possíveis modelos dinâmicos para esse sistema. Os resultados do trabalho realizado até o presente indicam a possibilidade de se utilizar esta técnica para identificar padrões especiais da variabilidade da frequência cardíaca (VFC), procedimento importante no estudo e no diagnóstico clínico de patologias cardiovasculares. Na próxima etapa pretendemos verificar a VFC através do momento gradiente de primeira ordem com janelas maiores, começando pela de 16 pontos (matrizes 4x4). Essa abordagem poderá revelar novos padrões assimétricos de variabilidade que poderão ser importantes na caracterização dos diferentes padrões de VFC. Futuramente, estaremos construindo e analisando um banco de dados composto por ECGs medidos em condições de microgravidade.

[1] Rosa et. al. , *Brazilian J. of Physics*, vol. 33, no 3: 605-610, 2003.

[2] Guerra, J.M. et al., Painél (P12) apresentado no IV Encontro Regional de Matemática Aplicada e Computacional (IV ERMAC), da SBMAC, realizado de 16 a 20 de maio de 2004. Livro de resumos p. 56, 2004.

<sup>1</sup> Aluna do Curso de Engenharia Biomédica, UNIVAP. E-mail: [jumats\\_guerra@yahoo.com.br](mailto:jumats_guerra@yahoo.com.br)

ap0 <sup>2</sup> Pesquisador do Laboratório Associado de Computação e Matemática Aplicada, Centro de Tecnologias Especiais (CTE). E-mail: [reinaldo@lac.inpe.br](mailto:reinaldo@lac.inpe.br)



Ministério da Ciência e Tecnologia  
INSTITUTO NACIONAL DE PESQUISAS ESPACIAIS

**AUTORIZAÇÃO PARA PUBLICAÇÃO**

Número

PIBIC-036/04

**Título**

Análise de Padrões Gradientes da Variabilidade da Frequência Cardíaca

**Autor**

Juliana de Mattos Guerra

**Tradutor**

Não há

**Editor**

Origem	Projeto	Série	No. de Páginas	No. de Fotos	No. de Mapas
			17	0	0

**Tipo**

RPQ  PRE  NTC  PRP  MAN  PUD  TAE

**Divulgação**

Externa  Interna  Reservada  Lista de Distribuição Anexa

**Periódico / Evento**

Seminário de Iniciação Científica do INPE - SICINPE 2004

**Convênio**

**Autorização Preliminar**

\_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Data \_\_\_\_\_  
Coordenador do PIBIC  
Programa Institucional de Bolsas  
de Iniciação Científica do INPE

**Revisão Técnica**

Solicitada  Dispensada \_\_\_\_\_  
Recebida \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Devolvida \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Titular de Nível "A"  
Assinatura do Revisor

**Revisão de Linguagem**

Solicitada  Dispensada \_\_\_\_\_  
Recebida \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Devolvida \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Titular de Nível "A"  
Assinatura do Revisor

**Autorização Final**

\_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Data \_\_\_\_\_  
Marcos Dias da Silva  
Coordenador de Ensino, Documentação  
e Programas Especiais - da  
Unidade de Iniciação Científica do INPE

**Palavras Chave**

Padrões Gradientes - Frequência Cardíaca



<b>Secretaria</b>	
_/_/___ Data	Recebida _/_/___    Devolvida _/_/___
_____ Encaminhado Por	_____ Devolvido Por

<b>Controle e Divulgação</b>		
_/_/___ Data	Recebido Por: _____	Devolvido Para: _____
Pronto Para Publicação em: _/_/___		_/_/___ Data
No. _____	Quant. _____	_____ Assinatura

<b>Observações</b>



**MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA**  
**INSTITUTO NACIONAL DE PESQUISAS ESPACIAIS**

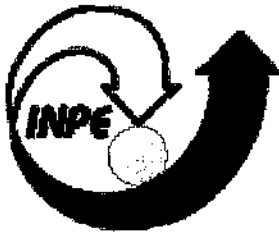
**INPE-11565-PRE/6953**

**ANÁLISE DE PADRÕES GRADIENTE DA VARIABILIDADE DA  
FREQUÊNCIA CARDÍACA**

Juliana de Mattos Guerra

Relatório de Bolsa de Iniciação Científica  
Apoio: CNPq

INPE  
São José dos Campos  
2004



MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA  
**INSTITUTO NACIONAL DE PESQUISAS ESPACIAIS**

## RELATÓRIO DE BOLSA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA

Aluna: Juliana de Mattos Guerra  
Processo nº : 107608/03-0

# **Análise de padrões gradientes da variabilidade da frequência cardíaca**

Orientadores: Reinaldo Roberto Rosa  
Carlos Julio Tierra-Criollo

Projeto vinculado ao Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais - INPE e a  
Universidade do Vale do Paraíba - Univap

São José dos Campos, 31 de maio de 2004.

**Apoio CNPq**

# **1-INTRODUÇÃO**

## **1.1-O eletrocardiograma**

O eletrocardiograma (ECG) é uma das formas de registro da atividade elétrica do coração, e reflete os eventos elétricos do conjunto de suas células. É uma técnica desenvolvida por Augustus Waller em 1887 e aprimorada com a descoberta do galvanômetro por Johann Schweigger e Willem Einthoven.

O ciclo completo da batida do coração consiste em três fases. Na primeira fase (Diástole) o sangue enche as aurículas e cerca de 80% dos ventrículos. Na segunda fase (Sístole Auricular ou Contração Atrial) as aurículas contraem-se pela ativação do nódulo SA e empurram o resto do sangue que contém para os ventrículos. Uma fração de segundo depois ocorre a terceira fase do ciclo (Sístole Ventricular) que é caracterizada pela contração dos ventrículos devido ao impulso elétrico do nódulo AV. Posteriormente, devido a uma diferença de pressão as válvulas à saída dos ventrículos se abrem e assim o sangue corre para fora do coração para a artéria pulmonar ou para a aorta.

O ciclo tem três ondas que correspondem aos impulsos das atividades elétricas do coração. A onda P representa o impulso elétrico que causa a contração das aurículas. O complexo QRS (formado por três ondas: Q, R e S) representa o impulso da contração dos ventrículos e a onda T corresponde à recuperação elétrica dos ventrículos quando estes voltam para repouso. Os aurículos têm também esta recuperação, mas a onda é encoberta pelo complexo QRS dos ventrículos.

Este processo cardíaco produz sinais elétricos que passam para os tecidos vizinhos e chegam à pele. Assim, com a colocação de eletrodos no tórax, podemos gravar as variações de ondas elétricas emitidas pelas contrações do coração. O registro dessas ondas pode ser feito numa tira de papel ou num monitor e é chamado de eletrocardiograma (ECG). No coração normal, um ciclo completo tem duração total menor do que 0,8 segundos [1].

Num traçado cardiológico o movimento destas ondas representa uma informação essencial do estado de saúde do coração. Depois de uma disfunção do coração, como um ataque cardíaco, o ciclo cardíaco pode-se alterar e assim mostrar as lesões no coração provocadas pelo acontecimento anormal, de modo que o eletrocardiograma representa um precioso meio de diagnóstico [2].

Para uma melhor compreensão deste processo, será abordada a atividade elétrica de uma única célula miocárdica.

A atividade elétrica da célula miocárdica compreende a sucessão cíclica de dois eventos: o potencial de repouso (potencial de membrana de  $-90\text{mV}$ ) e o potencial de ação. Na célula em repouso (polarizada), o potássio ( $\text{K}^+$ ) está em maior concentração no meio intracelular do que no intersticial. Quando a célula é ativada ocorrem trocas iônicas, aumenta a permeabilidade ao sódio ( $\text{Na}^+$ ) que entra rapidamente na célula, ocorrendo simultaneamente um incremento da saída do íon  $\text{K}^+$ , e então se inverte a polaridade da célula, que vai de  $-90\text{mV}$  a  $+30\text{mV}$  numa fração de milissegundo. A repolarização da célula fará com que ela volte às condições basais ( $-90\text{mV}$ ), ocorrendo a troca iônica com expulsão ativa de  $\text{Na}^+$  e entrada ativa de  $\text{K}^+$ .

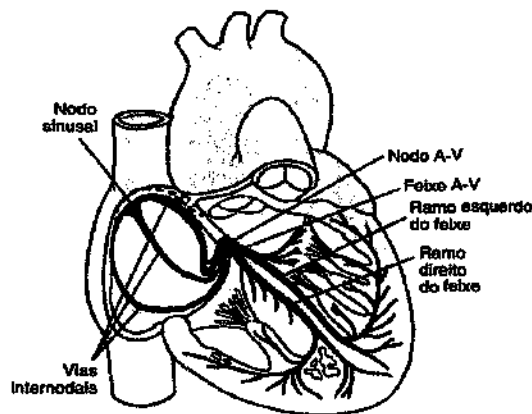


Figura 1: Nodo sinusal e o sistema Purkinje, mostrando também o nodo atrioventricular, as vias atriais internodais e os ramos ventriculares do feixe.

A Figura 1 mostra o sistema especializado excitatório e condutor do coração, que controla as funções cardíacas. Muitas fibras cardíacas têm capacidade de auto-excitação, processo que pode produzir descarga e contração rítmica automáticas. O nodo SA apresenta auto-excitação em maior grau, por essa razão normalmente controla a frequência dos batimentos cardíacos, sendo considerado o marcapasso natural do coração. O potencial de repouso da membrana da fibra sinusal tem negatividade máxima de entre apenas  $-55$  a  $-60\text{mV}$ , em comparação com  $-85$  a  $-90\text{mV}$  para a fibra muscular ventricular.

Três tipos de canais iônicos da membrana têm papel importante nas alterações de

voltagem do potencial de ação no músculo cardíaco: canais rápidos de sódio, canais lentos de cálcio-sódio e canais de potássio. A abertura dos canais rápidos de sódio, por cerca de décimos de milésimos de segundos, é responsável pela rápida deflexão ascendente do potencial de ação observada no músculo ventricular, devido ao rápido influxo de sódio para o interior da fibra. Em seguida, o platô do potencial de ação ventricular é causado pela abertura dos canais lentos de cálcio-sódio, durando cerca de três décimos de segundo, durante esse tempo esses íons fluem para o interior da fibra muscular ventricular. Imediatamente após o início do potencial de ação, a permeabilidade da membrana do músculo cardíaco diminui para o  $K^+$  cerca de 5 vezes; essa permeabilidade reduzida diminui acentuadamente o efluxo de  $K^+$  durante o platô do potencial de ação, impedindo o retorno precoce da voltagem do potencial de ação para seu valor de repouso. Quando os canais lentos de cálcio-sódio fecham, a permeabilidade da membrana para o  $K^+$  aumenta rapidamente e o potencial de ação volta para seu valor de repouso (fig. 2A).

No nodo SA, devido a menor negatividade do potencial de repouso (-55mV), os canais rápidos de sódio estão inativados. A razão disso é que quando o potencial de membrana permanece menos negativo que -60mV, por mais de alguns milissegundos, as comportas de inativação fecham os canais rápidos de sódio e permanecem fechadas. Portanto, somente os canais lentos de cálcio-sódio podem ser ativados e produzir o potencial de ação mais lento que o do músculo ventricular. A repolarização também ocorre de forma mais lenta (fig.2B).

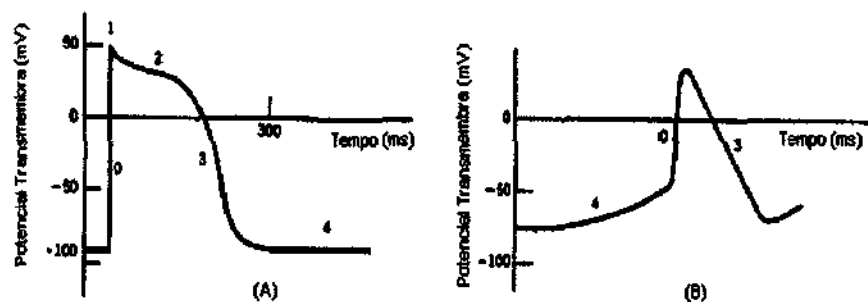


Figura 2: Potenciais de ação: (A) de uma fibra ventricular e (B) de uma fibra do NSA.

O nodo SA controla o batimento cardíaco devido ao fato que a sua frequência rítmica de descarga é maior que em qualquer outra parte do coração, assim o nodo SA



excita outros tecidos potencialmente auto-excitatórios, antes que possa ocorrer sua auto-excitação [2].

## 1.2-Influências Autonômicas na Frequência Cardíaca

Embora a automaticidade cardíaca seja intrínseca a vários marcapassos teciduais, a frequência e ritmo cardíacos estão amplamente submetidos ao controle do sistema nervoso autônomo (SNA). O nodo SA é densamente innervado pelas divisões autonômicas, simpática e parassimpática. A frequência cardíaca (FC) reflete o efeito modulatório do SNA sobre a frequência elétrica intrínseca das células marcapasso do coração.

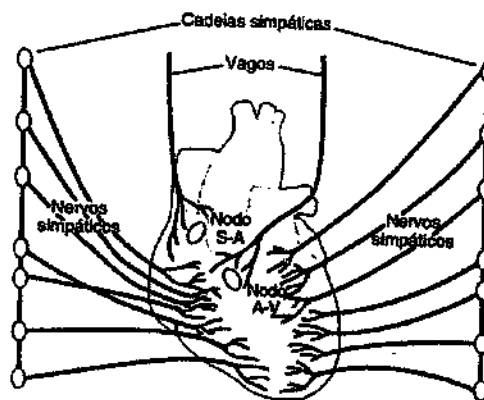


Figura 3: Inervação Autonômica do Coração

A influência parassimpática na FC é mediada via liberação de acetilcolina pelo nervo vago. Receptores de acetilcolina muscarínicos respondem a essa liberação aumentando a permeabilidade da membrana celular ao  $K^+$ . Isso provoca aumento da negatividade no interior das fibras, efeito de hiperpolarização, o qual faz com que o tecido excitável fique menos excitável. Este estado de hiperpolarização diminui o potencial de repouso da membrana do nodo SA para um valor mais negativo (-65 a -75mV) que o normal (-55 a -60mV). Portanto, a elevação do potencial de membrana do nodo SA provocada pelo influxo de  $Na^+$  necessita mais tempo para alcançar o potencial liminar para excitação. Isso diminui a frequência da ritmicidade das fibras nodais. Se a estimulação

vagal é muito forte, é possível parar a auto-excitação rítmica desse nodo. Portanto, a ativação parassimpática ou vagal retarda a FC, aumentando o tempo de condução átrio-ventricular, deprime a excitabilidade das fibras condutoras especializadas e do miocárdio.

A influência simpática na FC é mediada pela liberação de norepinefrina (noradrenalina) nas terminações nervosas simpáticas. O mecanismo exato pelo qual esse neurotransmissor atua sobre as fibras musculares cardíacas ainda não está completamente elucidado, mas acredita-se que ele aumente a permeabilidade da fibra aos íons  $\text{Na}^+$  e  $\text{Ca}^{++}$ . No nodo SA o aumento da permeabilidade ao  $\text{Na}^+$  produz potencial de repouso positivo, resultando em um aumento da frequência da variação de membrana para o valor limiar da auto-excitação, conseqüentemente acelerando a auto-excitação e, portanto, aumentando a FC. Além disso, no nodo AV a maior permeabilidade ao  $\text{Na}^+$  diminui o tempo de condução dos átrios para os ventrículos. O aumento da permeabilidade ao  $\text{Ca}^{++}$  é responsável pelo aumento na força contrátil do músculo cardíaco sob influência da estimulação simpática. Assim, a ativação simpática aumenta a FC, diminui o tempo de condução átrio-ventricular, intensifica a excitabilidade das fibras condutoras especializadas e do miocárdio, e aumenta a contratilidade.

Sob condições de repouso, o tono vagal prevalece e a FC tende a diminuir. Não obstante, as atividades vagal e simpática interagem constantemente.

Devido ao fato de que o nodo sinusal é rico em acetilcolinesterase, o efeito de qualquer impulso vagal é breve porque a acetilcolina é hidrolizada rapidamente. Influências parassimpáticas sobrepõem-se a efeitos simpáticos provavelmente através de dois mecanismos independentes: uma redução induzida colinergicamente da norepinefrina liberada em resposta à atividade simpática e uma atenuação colinérgica da resposta a um estímulo adrenérgico [2].

### **1.3-A Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)**

A análise de sinais de variabilidade da frequência cardíaca (heart rate variability) é importante quando se estuda o sistema nervoso autônomo, pois ajuda avaliar o equilíbrio entre as influências simpáticas e parassimpáticas no ritmo cardíaco.

O ramo simpático do sistema nervoso aumenta a frequência cardíaca, implicando em intervalos mais curtos entre os batimentos e diminui a VFC. Por sua vez, o ramo parassimpático a desacelera, resultando em intervalos maiores entre batimentos e aumenta a VFC. Assim, a variabilidade da frequência cardíaca pode ser medida com base nos intervalos dos batimentos, os quais são frequentemente obtidos dos intervalos RR, que são os intervalos de tempo entre duas ondas R consecutivas [6].

As variações hemodinâmicas que ocorrem batimento-a-batimento expressam a resposta fisiológica de uma série de comandos neurohumorais na tentativa de sustentar a função cardiovascular. O coração não tem seus batimentos regulares com intervalos fixos, assim, variações da frequência cardíaca (VFC), moduladas principalmente pelo SNA, são normais e esperadas em indivíduos saudáveis. A VFC mostra alterações com a respiração, estresse físico e mental, exercício, alterações hemodinâmicas e metabólicas.

Devido a estes diferentes mecanismos de funcionamento de ambos os sistemas, mudanças das suas atividades podem ser identificadas e quantificadas por técnicas no domínio do tempo e na frequência. Embora a interpretação desse tipo de dados exija alguma cautela, ela provê a base para avaliação quantitativa não invasiva da atividade autonômica [2].

A literatura tem estudado uma diversidade de mecanismos que possam explicar a associação entre a VFC e os diferentes processos patofisiológicos a partir da utilização de métodos tradicionais e de novos métodos de análise por meio de técnicas de sistemas dinâmicos não-lineares.

Métodos analíticos derivados da dinâmica não-linear têm possibilitado novas abordagens para o estudo e entendimento do comportamento da frequência cardíaca. Inúmeras ferramentas utilizam a dinâmica não-linear e a modelagem matemática para estudar o comportamento da VFC e verificar a existência de alguma relação entre a VFC e causas de morte devida a doenças cardíacas [7].

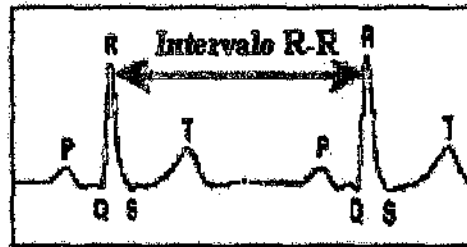


Figura 4: Intervalo RR do eletrocardiograma

#### 1.4-Análise da VFC no Domínio do Tempo

A análise no domínio do tempo (DT) da série de intervalos RR indica o grau da variabilidade da FC e constitui a forma mais simples e usual de avaliação da modulação autonômica da FC. No entanto, somente os intervalos entre os batimentos de origem sinusal (normais) refletem esta modulação. [2]

#### 1.5-Liberação Miofascial (LM) e Pompage

A teoria da LM baseia-se no princípio que um trauma físico, estresse crônico, ações repetitivas, inflamação, infecção, ou desequilíbrios estruturais tais como má oclusão, restrição óssea, discrepância no comprimento das pernas, ou outras anormalidades estruturais podem gerar uma tensão fascial inapropriada. A fáscia é um tecido conjuntivo de sustentação, invólucro de órgãos e músculos; reveste, divide, envolve, dá coesão e é parte integrante da estrutura e função do tecido mole em todo o corpo, desde o interior do crânio até a sola dos pés. O tecido miofascial se reorganiza em resposta às linhas de tensão impostas ao corpo, acrescentando desalinhamento e/ou contratura para proteger o indivíduo de traumas reais ou imaginários.

Quando existe uma restrição fascial, as forças podem não ser distribuídas apropriadamente, o que pode favorecer o aparecimento de lesões. O tempo todo as tensões fasciais se espalham e se existe alguma restrição fascial o corpo começa a sair do seu alinhamento tridimensional, causando ineficiência biomecânica e alto consumo de energia no movimento e postura .

Além das alterações biomecânicas, a presença de lesões no tecido mole em conexões com a fáscia que o reveste pode ativar o envolvimento do SNA e produzir mudanças vasomotoras, tróficas, viscerais ou metabólicas. Os sintomas desaparecem quando a lesão é normalizada.

Estudos relatam que disfunções nas articulações vertebrais têm mostrado afetar a função cardíaca e a modulação do SNA; declaram também que a manipulação dessas articulações diminui a FC e a pressão sanguínea. A influência sobre o SNA pode depender da qualidade e técnica de fisioterapia manual aplicadas, bem como do segmento vertebral manipulado.

Uma disfunção miofascial pode ocorrer devido à presença de pontos gatilhos. Pontos gatilhos (PG) miofasciais são pequenos pontos de hipersensibilidade dentro de uma banda tensa do tecido muscular ou fáscia. Eles são doloridos sob compressão e podem evocar dor referida característica em áreas afastadas da sua localização atual.

As áreas alvo dos PGs ficam em partes dos músculos mais propensos ao estresse mecânico e estão localizados em posições similares nos indivíduos, produzindo entre outras mudanças, inadequabilidade circulatória e diminuição no aporte de oxigênio local.

A estimulação dos PGs podem causar mudanças no SNA periférico, tais como transpiração local excessiva, piloereção, vasodilatação local e eritema .

Foi registrada uma correlação negativa do nervo simpático muscular (NSM) com a FC provocada pela manobra da acupuntura; seus resultados sugerem a co-ativação do NSM e o vagal cardíaco.

A técnica de inativação do PG é comumente usada em terapia esportiva para alívio da dor e para induzir relaxamento muscular após lesão, tem mostrado reduzir a quantidade e intensidade dos PGs.

Clinicamente é comum combinar outras técnicas de LM com a digito-pressão para a inativação dos PGs.

Uma pressão suave e sustentada da fáscia pode causar uma liberação das restrições fasciais do sistema. Uma pressão pequena aplicada suavemente e mantida por um tempo irá permitir um meio da viscosidade fluir para uma extensão maior do que quando uma carga pesada é aplicada rapidamente. Além disso, um estímulo fraco aumenta a atividade fisiológica e um estímulo muito forte inibe ou anula a atividade, o que pode explicar como

a pressão suave, sustentada da liberação miofascial pode causar mudanças consistentes e melhorar o sistema fascial.

Pompage é uma manobra capaz de tensionar lenta, regular e progressivamente um segmento corporal, colocando sob tensão o tecido elástico aí contido. Este procedimento age sobre o tecido conjuntivo de revestimento, que é o elemento elástico do corpo humano, restabelecendo seu comprimento ideal, estimulando a circulação de líquidos nela contidos, facilitando a nutrição da cartilagem articular.

Um dos objetivos da pompage é o relaxamento muscular. Nos casos de contratura e retrações, quando as moléculas de actina e miosina interpenetram-se excessivamente, há diminuição do comprimento muscular, no que são seguidas pelos elementos conjuntivos do músculo. A pompage, realizada no sentido das fibras musculares, promove um deslizamento dessas moléculas em sentido contrário e aumenta o comprimento total do músculo.

Em um primeiro tempo, lenta, regular e progressivamente a estrutura muscular é tensionada até onde o permitir, para não haver reflexo miotático direto. Em um segundo tempo, a tensão obtida deve ser mantida. Esse é o tempo principal da pompage muscular. O alongamento da estrutura miofascial ocorre graças à elasticidade dos elementos conjuntivos e também ao escorregamento excêntrico dos filamentos de actina entre os de miosina, e esses são fenômenos lentos. O tensionamento é mantido durante 20 a 30 segundos. O terceiro tempo é o tempo de retorno, que deve ser lento, uma vez mais, para não provocar um reflexo contrátil do músculo [2].

### **1.6-Análise de Padrões Gradientes (GPA)**

A técnica GPA (Gradiente Pattern Analysis) permite caracterizar regimes complexos, como intermitência e turbulência, durante a formação e evolução de padrões espaço-temporais em sistemas não-lineares. A técnica baseia-se na aplicação de operadores computacionais que quantificam quebras de simetria e desordem de fase em escalas locais e globais de um dado padrão espaço-temporal [4].

A Análise de Padrões Gradientes analisa padrões espacialmente gerados em duas dimensões (x, y) e é representado pela matriz das amplitudes

$M = L^{\ell \times \ell} \{M(1, 1), \dots, M(i, j), \dots, M(\ell, \ell) \mid i, j \in I \text{ e } M \in \mathfrak{R}\}$ . Essencialmente é uma grade quadrada,  $L$ , com as dimensões espaciais,  $x$  e  $y$ , estando discretizadas em  $\ell \times \ell$  pixels, com  $i = 1, \dots, \ell$  e  $j = 1, \dots, \ell$ . Assim, uma sucessão dinâmica de  $N$  grades,  $L_0, L_1, \dots, L_N$  está relacionada à visualização da evolução temporal de um envelope de amplitude  $M_{x,y,t} \equiv \varepsilon(x, y; t)$ .

Dentro do formalismo GPA, um campo vetorial gradiente  $G_t = \nabla[\varepsilon(x,y)]_t$ , composto por  $V$  vetores  $r$ , onde cada vetor  $r_{ij}$ , localizado na posição  $(i,j)$  do campo gradiente, caracterizado por sua norma e fase ( $r_{ij} = (r, \phi)$ ), pode ser descrito pela composição de quatro momentos gradientes: o momento gradiente de primeira ordem,  $g_1$ , uma medida global da distribuição de todos os vetores, isto é, de todas as normas e suas respectivas fases localizadas no campo gradiente, o momento gradiente de segunda ordem,  $g_2$ , que calcula a desordem existente no módulo dos vetores, o momento gradiente de terceira ordem,  $g_3$ , que calcula a desordem existente na fase dos vetores e o quarto momento,  $g_4$ , que é a medida global da norma dos vetores e da fase dos vetores. Esses momentos estão apresentados graficamente na figura 5.

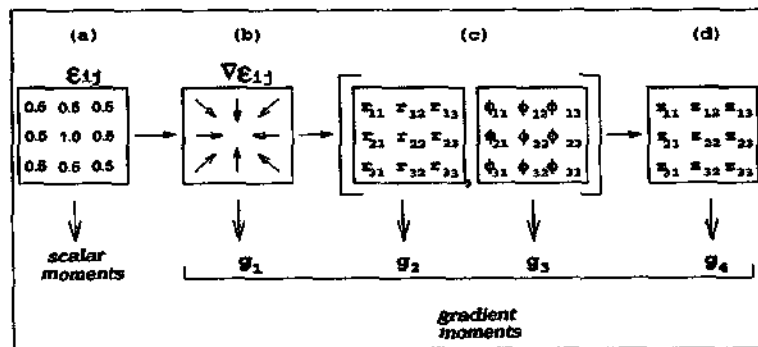


Figura 5: Momentos dos Gradientes: (a) Momento escalar, (b) Momento gradiente de primeira ordem, (c) Momentos gradiente de desordem e (d) Momento da medida global da norma e da fase.

A medida de quebras de simetrias do campo gradiente,  $g_1^a$ , relacionada a par de medidas ( $|g_4|, \Phi g_4$ ) pode ser obtida por meio do operador computacional AAF [3], que mede o grau de fragmentação assimétrica das amplitudes. Padrões bidimensionais sem fragmentação ou padrões *fragmentados* com *simetria* total possuem momento gradiente  $g_1^a$

nulo (não há desordem na distribuição). Este operador computacionalmente gera uma medida da assimetria global do padrão espaço-temporal, quantificando, no tempo, as possíveis quebras de simetria. O operador AAF é especialmente caracterizado pela não-linearidade e é definido por:

$$g_1^a = \frac{I-L}{L} \quad (I \geq L > 0) \quad (\text{fórmula 1})$$

Onde  $L$  é o número de vetores assimétricos e  $I$  o número de barras de correlação gerado pela triangulação de Delaunay tomando um ponto local de cada vetor assimétrico como vértice.

A triangulação de Delaunay  $T_D(L, I)$ , neste contexto, é um campo fracionário com dimensão menor que a dimensão da grade (igual a 2). Quando não há nenhuma correlação assimétrica no padrão, o número total de vetores assimétricos é zero, e então, por definição, o momento gradiente  $g_1^a$  é nulo. Para uma determinada grade de tamanho  $l \times l$ , o padrão totalmente desordenado gera o mais alto valor para  $g_1^a$ , padrões conectivos compostos por estruturas em forma de rolos e labirintos, por exemplo, apresentam valores específicos não-nulos para  $g_1^a$  [4].

### 1.7-Análise de Padrões de Gradientes de Séries Temporais (GPA1D)

A análise de série temporais é um procedimento estatístico em que os dados das séries são considerados como parte de um processo estocástico. As propriedades estatísticas de séries temporais podem ser usadas para determinar as similaridades e as diferenças entre grupos de dados distintos. A fim explorar uma maneira mais eficiente de caracterizar padrões de variabilidade em séries temporais curtas e não estacionárias, tem sido utilizado um operador do GPA.

Para aplicar o GPA às séries temporais é necessária uma etapa preliminar, que é converter uma sequência de pontos de dados da série em uma sequência de padrões gradientes.

Dados experimentais consistem tipicamente em medidas discretas de um único observador  $X(t) = \{X(t_1), \dots, X(t_i), \dots, X(t_n)\}$ , cuja definição de tempo é dada por  $\tau = t_{i+1} - t_i$ . Para uma notação mais conveniente, escreve-se a série de tempo discreta como  $X(t) = \{X_1, \dots, X_i, \dots, X_n\}$  com  $X_i \in \mathbb{R}$ .



Para aplicar o GPA converte-se  $X(t)$  em uma seqüência de  $\ell \times \ell$  matrizes, com a condição  $\ell \geq 3$ . O comprimento da variabilidade temporal ( $Y$ ) é dado por  $Y = (\ell^2 - 1)\tau$ . Note que a definição temporal mais elevada da variabilidade é obtida agrupando os dados em uma fileira de  $3 \times 3$  matrizes. Este caso elementar, nós chamamos  $(9-1)\tau$  padrão de variabilidade. Assim, cada seqüência de nove pontos da série de tempo dada produz a matriz  $Mx_9$ :

$$\begin{pmatrix} X_{11}^i & X_{12}^{i+1} & X_{13}^{i+2} \\ X_{21}^{i+3} & X_{22}^{i+4} & X_{23}^{i+5} \\ X_{31}^{i+6} & X_{32}^{i+7} & X_{33}^{i+8} \end{pmatrix}$$

O campo gradiente  $\nabla Mx_9$  é composto por nove vetores e especifica quantitativamente as variações em um dado ponto. É o indicador quantitativo apropriado das mudanças na distribuição destes máximos, ou seja, um indicador do padrão da variabilidade. Nesta aproximação, os valores relativos em vez dos valores absolutos da amplitude na matriz são dinamicamente relevantes.

A distribuição espacial dos vetores no campo gradiente  $\nabla Mx_9$  conterà muitos vetores com a mesma magnitude, com uma pequena tolerância, e estas formarão pares simétricos se tiverem orientações opostas, caso contrário, formarão pares assimétricos. Após ter removido todos os pares de vetores simétricos, o número de vetores assimétricos são denominados L. Qualquer quebra de simetria pode ser quantificada conectando-se os pontos médios dos vetores L com as linhas retas I, gerando o campo de *triangulação de Delaunay*  $T_D(L, I)$ . Os únicos valores possíveis para o parâmetro  $f_a$ , calculados de  $\nabla Mx_9$ , são restringidos ao domínio discreto  $D_9$  composto por:  $\{0.778; 0.889; 1.000; 1.111; 1.222; 1.333\}$ , o que pode ser provado por considerações geométricas [5]. Uma característica importante do primeiro momento gradiente é a sua alta sensibilidade para detectar pequenas modificações na variabilidade de um sinal que, em geral, não são detectadas por outras técnicas usuais.

## **2-OBJETIVO**

O objetivo deste trabalho foi analisar as características do momento gradiente de primeira ordem,  $g_1^a$ , para intervalos RR em sinais de ECG durante duas técnicas de fisioterapia, a liberação miofascial e a pompage. Essa análise também será útil para avaliar a sensibilidade do momento gradiente de primeira ordem em relação à caracterização de pequenas alterações na variabilidade de um sinal do tipo ECG. No futuro, dentro do contexto espacial, temos interesse em analisar sinais de variabilidade cardíaca em condições de microgravidade.

## **3-METODOLOGIA**

Utilizou-se um software que possui interface com o IDL para gerar valores do momento gradiente de primeira ordem,  $g_1^a$ . Este software gerou valores de  $g_1^a$ , I e L para os sinais obtidos através do ECG. Com estes dados foram feitos os cálculos baseados na fórmula 1, citada acima, para criar a tabela 1, de forma que pudesse ser feitas uma análise dos valores médios da série e uma comparação com os valores gerados pelo programa.

Outra etapa deste trabalho foi a análise das características do momento gradiente de primeira ordem,  $g_1^a$ , através da técnica GPA1D, para funções canônicas (regular, caótica e estocástica). Sendo que, a função regular foi representada pelas funções seno, coseno, etc., a função estocástica por uma função pseudo-randômica e a função caótica pelo mapa logístico.

A mesma análise foi realizada para quatro sinais temporais do intervalo RR do eletrocardiograma (ECG), para duas técnicas fisioterápicas: liberação miofascial e pompage e, para o repouso antes e depois da realização dessas técnicas.

#### 4-RESULTADOS

	$\langle I \rangle$	$\langle L \rangle$	$\langle I \rangle - \langle L \rangle$	$\frac{\langle I \rangle - \langle L \rangle}{\langle L \rangle}$	$\langle g_1^a \rangle$	$\sigma \langle g_1^a \rangle$
<b>Repouso1</b>	18,23684	9	9,236842	1,026316	1,026315	0,166283
<b>Liberção miofascial</b>	18,32353	9	9,323529	1,035948	1,035947	0,196718
<b>Pompage</b>	17,67568	9	8,675676	0,963964	0,969135	0,19628
<b>Repouso2</b>	17,52632	9	8,526316	0,947368	0,947368	0,184006

Tabela 1: Medidas de  $g_1^a$  para os intervalos RR dos sinais do ECG.

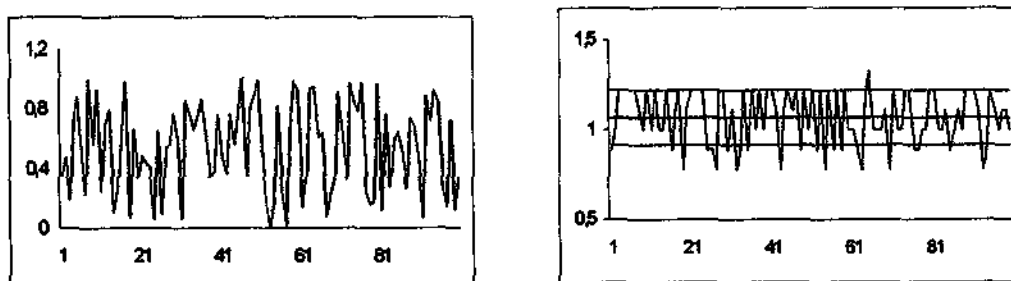


Fig. 1: Função randômica e seu respectivo valor de  $g_1^a$

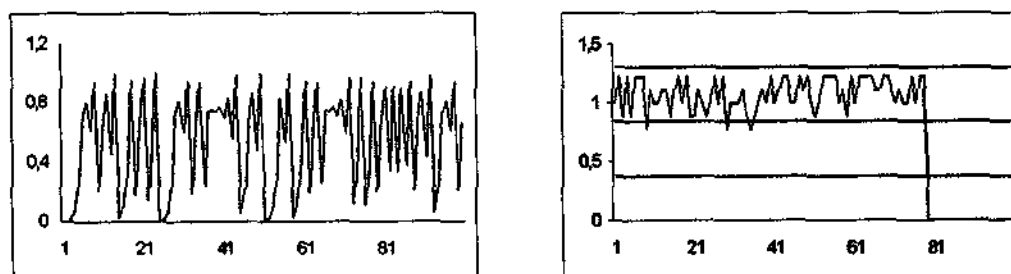


Fig. 2: Mapa logístico e seu respectivo valor de  $g_1^a$

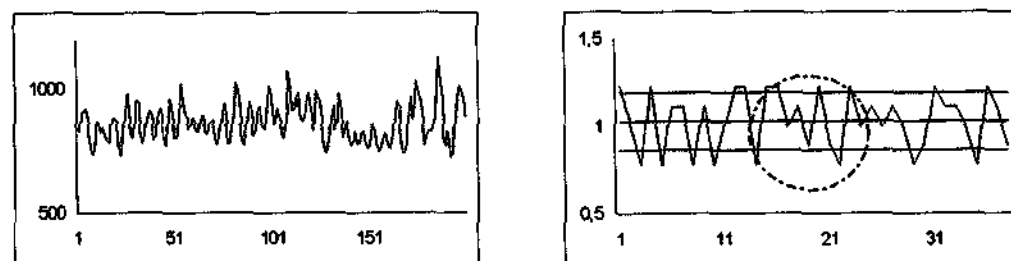


Fig. 3: Intervalo RR do sinal de ECG durante o repouso inicial e seu respectivo valor de  $g_1^a$

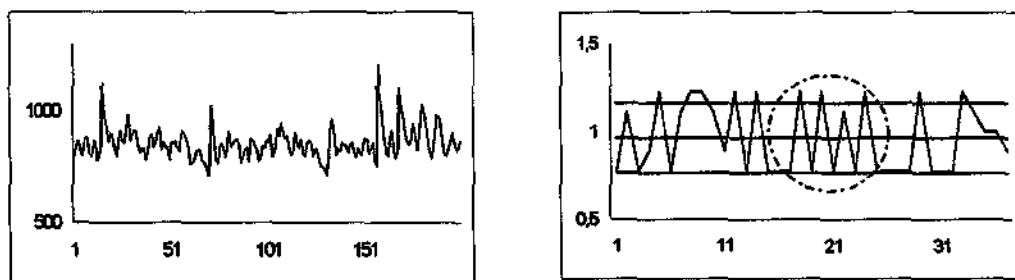


Fig. 4: Intervalo RR do sinal de ECG quando realizada a técnica pompage e seu respectivo valor de  $g_1^a$

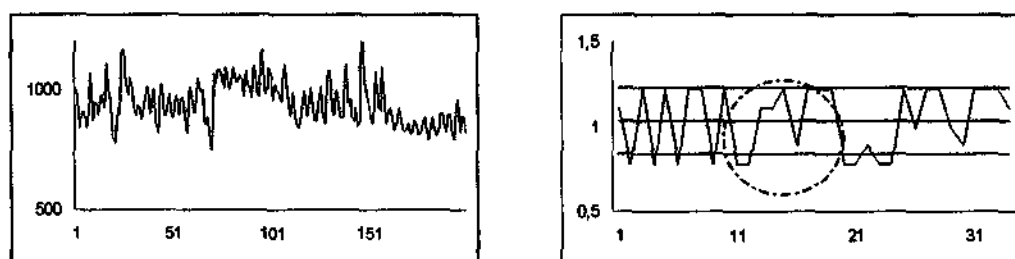


Fig. 5: Intervalo RR do sinal de ECG quando realizada técnica de liberação miofascial e seu respectivo valor de  $g_1^a$

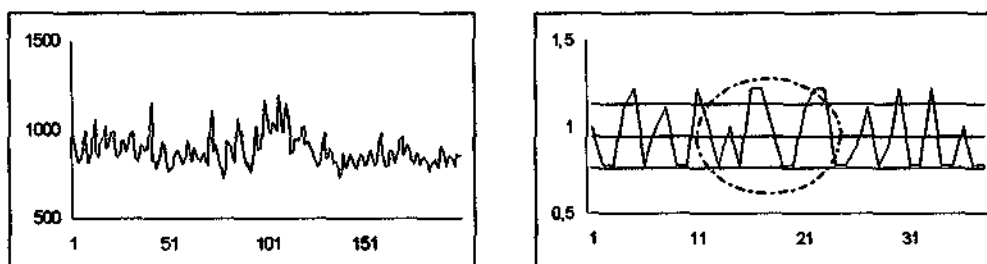


Fig. 6: Intervalo RR do sinal de ECG durante o repouso após as duas técnicas de fisioterapia e seu respectivo valor de  $g_1^a$

## 5-DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados mostram que os valores de  $g_1^a$  para os intervalos RR encontram-se dentro de uma mesma faixa de variação dinâmica com valor médio mais próximo daquele encontrado para as assimetrias da variabilidade regular, o que nos permite identificá-lo como um sistema determinístico e, não puramente estocástico como encontramos na função randômica (figuras 1).

Entretanto, em contraste com os outros padrões de assimetria, os padrões para os intervalos RR dos sinais de ECG apresentam três sub-regimes de assimetria plenamente estruturados. Para o repouso inicial estes sub-regimes encontram-se entre 1 e 11, 12 e 20, entre 21 e 31 e 32 e 40 unidades de tempo nonofásicas (utn) (figura 4). Para o sinal referente à técnica pompage há três sub-regimes estruturados, o primeiro localizado entre 1 e 16, o segundo entre 16 e 26 e o terceiro entre 13 e 31 utn (figura 5). Durante a técnica de liberação miofascial os padrões se encontraram entre 1 e 11 e entre 12 e 23 utn (figura 6). E para o repouso após a realização das técnicas fisioterápicas, entre 1 e 14, entre 15 e 25 e entre 26 e 40 utn (figura 7).

Este resultado nos permite identificar padrões característicos em cada um desses sinais, sendo possível assim diferenciá-los, além de nos possibilitar realizar um estudo sobre possíveis modelos dinâmicos para esse sistema.

Os resultados preliminares, obtidos até o presente, indicam a possibilidade de se utilizar esta técnica para identificar padrões especiais da VFC, o que é importante no estudo e no diagnóstico clínico de patologias cardiovasculares [8]. Além disso, dentro do contexto mais científico da medicina aeroespacial, a sensibilidade da técnica GPA poderá também ser importante para investigar possíveis influências das condições de microgravidade sobre os padrões da variabilidade cardíaca.

## **6-TRABALHOS FUTUROS**

A próxima etapa para verificar a variabilidade da frequência cardíaca será realizar a análise, através do momento gradiente de primeira ordem, sobre uma maior amostragem de dados considerando outras escalas de resolução além daquela fundamental. As assimetrias serão calculadas sobre janelas com 16 pontos, isto é através de matrizes 4x4, ao invés de 3x3 como foi utilizado neste trabalho, para verificar se há uma melhora ou degradação da informação relacionada aos padrões já caracterizados.

Iremos ampliar a quantidade de séries temporais, considerando algumas relacionadas as pesquisas de medicina espacial que serão obtidas junto ao Goddard Space Flight Center de Washington-USA.

## 7-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Junior, V.P.; Lopes, H.S., Reconhecimento de Padrões em Sinais Eletrocardiográficos com Rede Neurofuzzy e Algoritmos Genéticos, Braz. Conference on Neural Networks, 42-46, 1999.
- [2] Guyton, A.C.; Hall, J.E., Fisiologia Humana e Mecanismos de doenças, 6<sup>o</sup>ed., Guanabara, Rio de Janeiro, 1998.
- [3] Rosa, R. R.; Sharma, A. S.; Valdivia, J.A., Characterization of assymmetric fragmentation patterns in spatially extended systems, Int. Journal of Modern Physics C, vol.10 (1), 147-163, 1999.
- [4] Rosa, R. R., Campos, M.R., Ramos, F. M. *et al*, Gradient pattern analysis of structural dynamics: application to molecular system relaxation, Int. Journal of Modern Physics C, vol.33 (3), 605-610, 2003. -
- [5] Assireu, A.T.; Rosa, R. R.; Vijaykumar, J.A. *et al*, Gradient pattern analysis of short nonstationary time series: na application to Lagrangian data from satellite tracked drifters, Physica D, vol. (168/169), 397-403, 2002. .
- [6] Carvalho, J.L.A.; Rocha, A. F.; Nascimento, F. A., Desenvolvimento de um sistema para análise da variabilidade da frequência cardíaca, Anais CBEB, vol.5, 345-348, 2002.
- [7] Oliveira, D. J.; Gomes, M. E. D.; Aguirre, L.A., Análise da variabilidade da frequência cardíaca baseada no estudo de modelos identificados, Anais CBEB, vol.5, 356-358, 2002.
- [8] Guerra, J.M.; Tierra-Criollo, C.J.; Ferreira, A.T.R.; Rosa, R.R., Costa Junior, R.A., Análise de padrões gradientes da variabilidade da frequência cardíaca, apresentado no IV Encontro Regional de Matemática Aplicada e Computacional realizado de 16 a 20 de maio de 2004. Livro de Resumos: p. 56.