

EFEITO DO TREINAMENTO FÍSICO MILITAR NA MODULAÇÃO AUTONÔMICA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA NOS JOVENS CONSCRITOS SEDENTÁRIOS

ANTONIO GROSSO NETO

Orientador: Cap Flávio Roberto Campos Maia

RESUMO

Introdução: A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) resulta de alterações na modulação autonômica em resposta a mudanças fisiológicas do coração, sendo a chave para o melhor entendimento das desordens cardíacas. Sua relevância em várias populações está bem estabelecida, com um lento declínio com a idade, acelerado pelo estilo de vida sedentário, sugerindo que o exercício possa aumentá-la. A partir desta observação, procurou-se criar um desenho de estudo que contribua para o melhor entendimento do efeito da atividade física na VFC em voluntários normais. **Casuística e Métodos:** Estudamos 50 indivíduos sedentários do sexo masculino, com idade de 18 anos, submetidos a condicionamento físico por 12 meses. Os pacientes foram avaliados no momento BASAL e 12 MESES após o condicionamento físico. A VFC compreendeu a análise da SDNN, SADNN, rMSSD, obtidas por monitorização eletrocardiográfica ambulatorial de 24h (Holter).

Objetivos: Conhecer o efeito da atividade física sobre a modulação autonômica da frequência cardíaca em voluntários jovens, sem doença de base e previamente sedentários, através do comportamento dos parâmetros SDNN, SDANN e rMSSD da VFC no domínio do tempo. **Resultados:** Houve acréscimo significativo dos valores de $VO_{2\text{ pico}}$ (BASAL = $38,37 \pm 4,08$; 12 MESES = $56,63 \pm 3,54$), diminuição do SDNN (BASAL = $131,71 \pm 21,53$; 12 MESES = $119,27 \pm 16,69$) e aumento do rMSSD (BASAL = $31,12 \pm 5,94$; 12 MESES = $47,55 \pm 7,77$). O SDANN não demonstrou diferença de comportamento (BASAL = $116,92 \pm 16,45$; 12 MESES = $112,35 \pm 18,18$). **Conclusão:** O $VO_{2\text{ pico}}$ indireto de jovens sedentários aumentou em resposta a 12 meses de condicionamento físico. O aumento do $VO_{2\text{ pico}}$ nesta população está associado com a elevação após 1 ano da VFC. A VFC analisada pelo conjunto das variáveis SDNN e SADNN não sofreu influência, ao menos até 12 meses, da atividade física. O exercício é capaz de reverter, ao menos parcialmente, o déficit vagal no coração relacionado ao sedentarismo em jovens pelo aumento do componente rMSSD da VFC.

Palavras-Chave: Frequência cardíaca. Variabilidade da frequência cardíaca. Exercício físico.

ABSTRACT

Introduction: The variability of the cardiac frequency (VCF) is a consequence of the altered autonomic modulation due to the physiological changes in the heart, and is

the key to a better understanding of the cardiac derangements. Its importance in many populations is well established, along with its slow decay due to aging, pushed on by the sedentary life style, suggesting that the physical activity could improve it. Starting from this observation, a study outline was designed with the aim to contribute for a better understanding of the effects of the physical activity on the VCF in normal volunteers. **Methods:** Fifty sedentary eighteen-years-old males were submitted to physical training for 12 months. The patients were evaluated at the BASAL and 12 MONTHS moments after the physical conditioning. The VCF comprised the analysis of the SDNN, SADNN, and the rMSSD obtained from a 24h electrocardiographic ambulatorial monitorization (Holter). **Objectives:** To understand the effect of the physical activity upon the heart rate autonomic modulation in young volunteers with no previous disease and sedentary habits through the time domain behavior of the SDNN, SDANN, and rMSSD parameters of the VCF. **Results:** There was a significant increment of the values of $VO_{2\text{ pico}}$ (BASAL = $38,37 \pm 4,08$; 12 MONTHS = $56,63 \pm 3,54$), reduction of SDNN (BASAL = $131,71 \pm 21,53$; 12 MONTHS = $119,27 \pm 16,69$) and increase of rMSSD (BASAL = $31,12 \pm 5,94$; 12 MONTHS = $47,55 \pm 7,77$). There was no behavioral variance of the SDANN (BASAL = $116,92 \pm 16,45$; 12 MONTHS = $112,35 \pm 18,18$). **Conclusion:** The indirect pV_{O_2} of the sedentary young volunteers increased in response to 12 months of physical training. The increase of the pV_{O_2} in this population is associated with the increase after a year of VCF. A VCF, analysed by the the group of variables SDNN and SADNN gave no evidence of any influence, at least until 12 months of physical activity. The exercise can revert, at least partially, the vagal deficit in the heart that is related to the sedentarism in youngsters by increasing the rMSSD component of VCF.

Key words: Heart rate. Heart rate variability. Physical training.

1. INTRODUÇÃO

O termo variabilidade da frequência cardíaca (VFC) se refere a variações na frequência cardíaca (FC) e na duração do intervalo entre ondas R (RR) normais ao eletrocardiograma (Burdick et al., 1970)

Variações na FC resultam primariamente de alterações na modulação nervosa autonômica sobre o nó sinusal em resposta a mudanças fisiológicas do coração, sendo a mensuração da VFC a chave para o melhor entendimento das desordens cardíacas (Lombardi, 2002).

Dentre os métodos existentes para a análise da VFC, o mais utilizado consiste na monitorização contínua por 24h do traçado eletrocardiográfico através do sistema Holter, com a obtenção da média e desvios-padrão da duração do intervalo RR, caracterizando o domínio do tempo, e do número de repetições destes intervalos, conhecido por domínio da frequência (Barron & Lesh, 1996).

A relevância e a significância da VFC em várias populações está bem estabelecida. A atenuação da variabilidade da frequência, indicando uma atividade simpática aumentada (Coats et al., 1991), tem mostrado possuir relação fortemente preditiva para morte súbita e mortalidade cardiovascular total na população em geral mesmo após o ajuste para fatores de risco conhecidos (Tsuji et al., 1994; Dekker et al., 1997), em coronariopatas (Algra et al., 1993; Kleiger et al., 1987; Bigger et al., 1992; Fei et al., 1996) e em pacientes com valvopatia mitral (Stein et al., 1993).

De forma contrária, o aumento da VFC, relacionado ao tônus vagal elevado, pode ser considerado um fenômeno protetor (Farrell et al., 1991), com diminuição na taxa de mortalidade, por exemplo, em pacientes sob uso de beta-bloqueador após infarto do miocárdio (Odemuyiwa et al., 1991), inibidores de angiotensina em casos de insuficiência cardíaca (Mandawat et al., 1995), ou após a cessação do hábito de fumar (Kohara et al., 1995).

Assim, a VFC reflete o estado de saúde do coração e seu prognóstico, com um lento declínio na função cardiovascular com o avanço da idade, significativamente acelerado pelo estilo de vida sedentário, caracterizado por uma sensibilidade inotrópica e cronotrópica menor a catecolaminas, disfunção ventricular durante o exercício e aumento no “stiffness” arterial (Dixon et al., 1992; Goldsmith et al., 1992), sugerindo que o exercício possa aumentar a VFC em populações normais.

Em geral, a atividade física aeróbica melhora a capacidade funcional, produz bradicardia em repouso (Pelliccia et al., 1991) e pode aumentar a VFC (Seals & Chase, 1989), gerando a expectativa do encontro de uma intervenção capaz de atenuar o declínio sobre o controle autonômico e da atividade parassimpática no coração (Shin et al., 1997). Entretanto, características individuais como idade, sexo, patologias crônicas e grau de treinamento físico são relevantes na determinação de sua magnitude (De Meersman, 1993).

Tal fato torna o uso do treinamento aeróbico sobre a VFC na clínica limitado, concorrendo ainda para esta restrição a existência de dados conflitantes na literatura quanto a sua influência em ambos domínios do tempo e da frequência. Enquanto alguns estudos têm reportado aumento da VFC (Furlan et al., 1993; Zhang

et al., 1999), outros não têm observado mudança (Gallo et al., 1995; Lansimies & Rauhala, 1986; Lightfoot et al., 1989).

Acredita-se que a intensidade, duração e frequência do treinamento aeróbico possam estar diretamente relacionadas a modificações na VFC e expliquem a divergência de resultados. Entretanto, a ausência de dados suficientes com base nestas características sobre os índices de 24h de VFC não permite ainda um perfeito entendimento de sua dinâmica.

A partir desta observação, procurou-se criar um desenho de estudo que tornasse todas essas variáveis homogêneas com o objetivo de contribuir para o melhor entendimento do efeito da atividade física na modulação autonômica da FC em voluntários normais.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Variabilidade da Frequência Cardíaca.

O coração humano saudável varia a sua frequência batimento a batimento, como consequência dos ajustes imediatos promovidos pelo sistema nervoso autônomo para manter o equilíbrio do sistema cardiovascular frente a alterações hemodinâmicas (Valipour et al., 2005).

O controle autonômico da FC é exercido sobre o nó sinusal, determinando flutuações entre a modulação rápida (vago) e lenta (simpático) que determinam a VFC, com o parassimpático diminuindo a FC e aumentando a VFC e o simpático aumentando a FC e diminuindo a VFC (Sztajzel, 2004).

A VFC pode ser determinada durante registros eletrocardiográficos de curta duração e, nestes casos, geralmente em associação com testes provocativos (manobras respiratórias, testes posturais, exercício isométrico e dinâmico, estimulação carotídea e provas farmacológicas) ou, mais freqüentemente, durante monitorização eletrocardiográfica ambulatorial de 24 horas.

2.2 Métodos de avaliação da Variabilidade da Frequência Cardíaca.

Várias medidas de análise, agrupadas em métodos lineares e não lineares, podem ser utilizadas para avaliação da VFC (quadro 1). Os métodos lineares existem em dois tipos de análise da VFC, análise no domínio do tempo e análise no domínio da freqüência, enquanto os métodos não lineares baseiam-se na teoria do caos, fenômenos altamente irregulares, mas não ao acaso (Makikallio et al., 2002).

<p>1. Métodos lineares:</p> <p>a) Domínio do Tempo</p> <p> a1) Análise de índices estatísticos</p> <p> <i>Baseados em intervalos RR,</i></p> <p> <i>individualmente</i></p> <p> - SDNN</p> <p> - SDANN</p> <p> - SDNN index</p> <p> <i>Baseados em intervalos RR adjacentes</i></p> <p> - pNN50</p> <p> - rMSSD</p> <p> a2) Análise de índices geométricos</p> <p> - Índice triangular</p> <p> - Plotagem de Lorenz</p> <p> a3) Outros</p> <p> - Índices de turbulência</p> <p>b) Domínio da Freqüência</p> <p> b1) Transformação de Fourier</p> <p> b2) Auto-regressão</p> <p>2. Métodos não lineares:</p> <p> - Dimensão fractal</p> <p> - Entropia</p> <p> - Expoentes de Lyapunov</p>
--

Fonte: Makikallio *et al.*, 2002.

QUADRO 1. Métodos de análise da variabilidade da freqüência cardíaca

2.2.1 Análise no domínio do tempo.

A análise da VFC no domínio do tempo, assim denominada por expressar os resultados em unidade de tempo (milissegundos), pode ser feita tanto em curtos períodos de tempo, como 2, 5, 15 minutos, ou longos como o de 24h, sendo o último o mais utilizado na prática clínica. Devem ser excluídos desse tipo de estudo pacientes com fibrilação atrial, disfunção do nó sinusal, distúrbios da condução átrio-ventricular e portadores de marcapasso artificial (Malliani & Montano, 2002). Após medir-se cada intervalo RR de batimentos sinusais sucessivos, em um determinado intervalo de tempo, excluindo-se as ectopias e os artefatos, obtém-se a média e seu respectivo desvio padrão, que através de técnicas matemáticas desdobram-se em índices estatísticos(quadro 2).

Índice	Unidade	Definição
SDNN	milissegundos	Desvio padrão de todos os intervalos <i>RR</i> normais
SDANN	milissegundos	Desvio padrão da média dos intervalos <i>RR</i> normais, medida em segmentos de 5 min.
SDNN index	milissegundos	Média dos desvios padrão dos intervalos <i>RR</i> normais, medidos em segmentos de 5 min.
rMSSD	milissegundos	Raiz quadrada da média das diferenças sucessivas ao quadrado, entre <i>RR</i> normais adjacentes
pNN50	%	Percentagem das diferenças sucessivas entre os intervalos <i>RR</i> normais que são > 50 milissegundos

Fonte: Malliani & Montano, 2002.

QUADRO 2. Índices estatísticos para análise no domínio do tempo

Os índices de VFC podem ser divididos em duas categorias: índices baseados na medida dos intervalos RR individualmente (SDNN, SDANN e SDNN index) e índices baseados na comparação entre dois intervalos RR adjacentes (pNN50 e rMSSD). Como a estimulação parassimpática resulta numa resposta

rápida e de curta duração, fazendo-se notar já no primeiro ou segundo batimentos subseqüentes, índices baseados na comparação entre a duração de dois ciclos adjacentes, como pNN50 (percentagem de intervalos RR adjacentes com diferença de duração superior a 50 milissegundos) e rMSSD (raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes, expressa em milissegundos, ou seja, o desvio-padrão das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes) refletem predominantemente o tônus vagal (Schroeder et al., 2004).

A estimulação simpática, por sua vez, tarda alguns segundos para se manifestar, assim após um período latente de cerca 5 segundos, a FC aumenta gradativamente até atingir um estado estável após 20 a 30 segundos (Penttila et al., 2005).

Desta forma, índices baseados na medida dos intervalos RR individualmente, como SDNN (desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais, expresso em milissegundos), SDANN (desvio-padrão das médias dos intervalos RR normais a cada 5 minutos, expresso em milissegundos) e SDNN index (média dos desvios-padrão dos intervalos RR normais a cada 5 minutos, expressa em milissegundos) representam a variabilidade global e refletem a atividade de ambos, parassimpático e simpático.

Abaixo exemplificamos, de maneira simplificada, como calcular os índices de VFC no domínio do tempo.

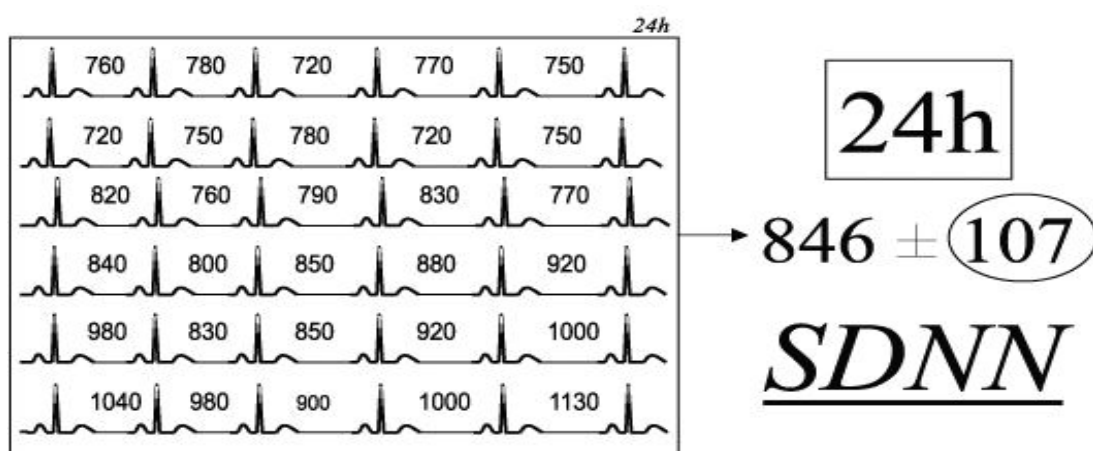


FIGURA 1. SDNN = desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais, em gravação de 24 horas, expresso em milissegundos

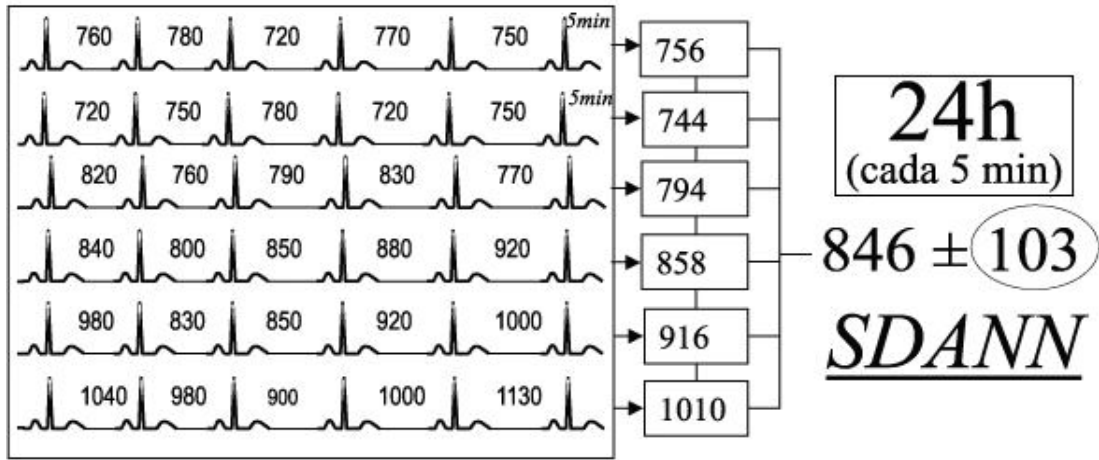


FIGURA 2. SDANN = desvio-padrão das médias dos intervalos RR normais a cada 5 minutos, em gravação de 24 horas, expresso em milissegundos

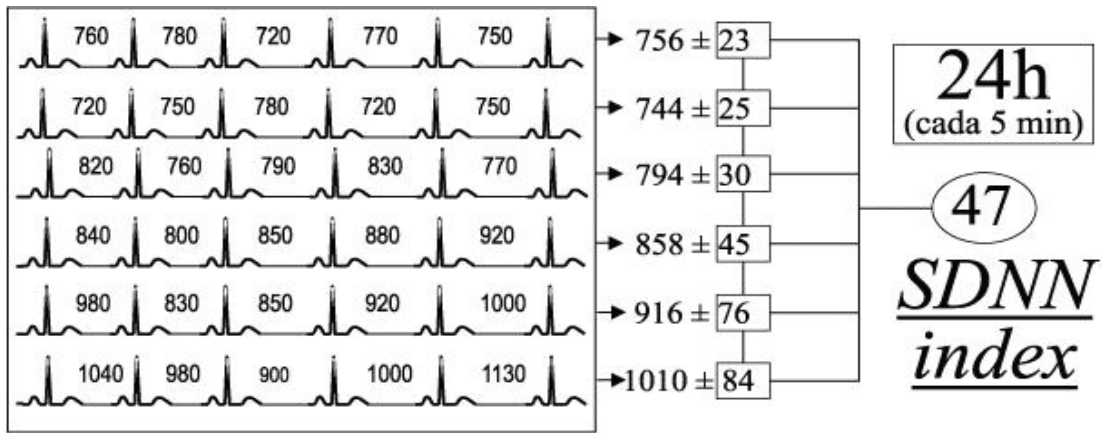


FIGURA 3. SDNN index = média dos desvios-padrão dos intervalos RR normais a cada 5 minutos, expresso em milissegundos

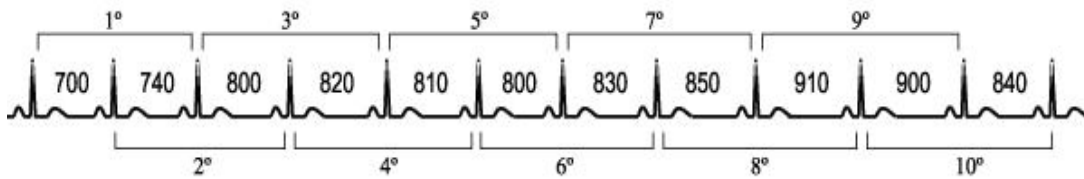


FIGURA 4. pNN50 = porcentagem de intervalos RR adjacentes com diferença de duração maior que 50 milissegundos. Neste exemplo equivale a 30%, ou seja, dos 10 intervalos RR adjacentes, apenas três (o 2°, o 8° e o 10°) apresentam diferença de duração superior a 50 milissegundos

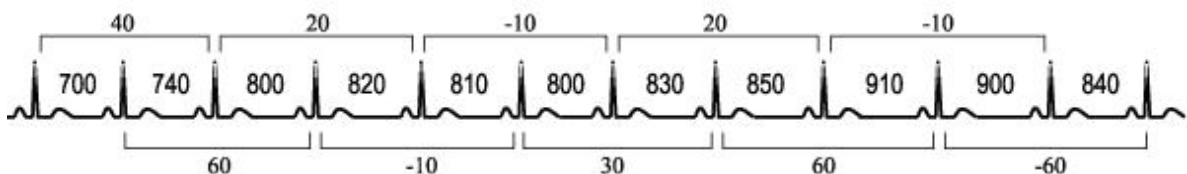


FIGURA 5. rMSSD = raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes, expressa em milissegundos. Neste exemplo calculado por meio de fórmula:

$$\sqrt{\frac{(40^2) + (60^2) + (20^2) + (-10^2) + (-10^2) + (30^2) + (20^2) + (60^2) + (-10^2) + (-60^2)}{10}} = \sqrt{1440} = 37,94$$

A maior limitação para o emprego de métodos estatísticos (SDNN, SDANN, rMSSD) na análise da VFC diz respeito à necessidade de obtenção de registros eletrocardiográficos de boa qualidade, com vistas à identificação automatizada correta dos intervalos RR normais.

Como muitas vezes tais registros dificilmente são obtidos, particularmente durante períodos prolongados de monitorização eletrocardiográfica, os sistemas comerciais de Holter dispõem de mecanismos de filtragem que excluem os intervalos RR normais com duração maior ou menor que 20-30%, em relação aos intervalos vizinhos, diminuindo assim a possibilidade de inclusão de artefatos ou de intervalos erroneamente classificados na análise estatística.

Este problema pode também ser contornado por meio do emprego de métodos geométricos que utilizam a seqüência de intervalos RR normais para construir uma forma geométrica, habitualmente através do histograma de densidade ou de um mapa de coordenadas cartesianas, deles extraíndo os índices de análise da VFC. Apesar destas vantagens eles parecem ser menos precisos e necessitam de registros longos (Baselli et al., 2002).

O índice geométrico mais utilizado é o índice triangular, calculado a partir da construção do histograma dos intervalos RR normais, o qual mostra no eixo horizontal todos os possíveis valores dos intervalos RR obtidos geralmente com uma freqüência de amostragem de 128 Hertz - equivalente a uma diferença de aproximadamente 8 milissegundos ($1/128$) entre os valores medidos - e, no eixo vertical, a freqüência com que cada um deles ocorreu. Considerando-se que a união dos pontos das colunas do histograma forma uma figura semelhante a um triângulo e que a largura da base deste triângulo expressa a variabilidade dos intervalos RR, um índice de VFC pode ser facilmente calculado a partir de regras geométricas simples, levando-se em conta a área e a altura do triângulo. A altura h corresponde ao número de intervalos RR com freqüência modal, ou seja, aquele que apareceu mais vezes, ao passo que a área A corresponde ao número total de intervalos RR utilizados para construí-la. Assim, o índice triangular da VFC (correspondente à base do triângulo) é obtido dividindo-se o número total de intervalos RR pela freqüência modal dos mesmos (A/h) (Baselli et al., 2002).

Desta forma, os intervalos RR medidos de maneira incorreta, sejam aqueles muito mais curtos que os intervalos normais (geralmente correspondentes a artefatos ou a ondas T ou P apiculadas, computados como QRS normais), sejam aqueles muito mais longos que os intervalos corretamente medidos (geralmente por falha da análise computadorizada em identificar um ou mais complexos QRS normais), que certamente alteram os cálculos dos índices estatísticos, não interferem com o cálculo do índice triangular (Baselli et al., 2002). Apesar da sua utilidade, particularmente em relação a registros eletrocardiográficos imperfeitos e da sua validação como importante preditor de morte súbita após o infarto do miocárdio (valores inferiores a 20-15), o índice triangular não é muito utilizado, pois são poucos os sistemas de Holter que possuem o “software” para a sua análise.

o “software” para a sua análise.

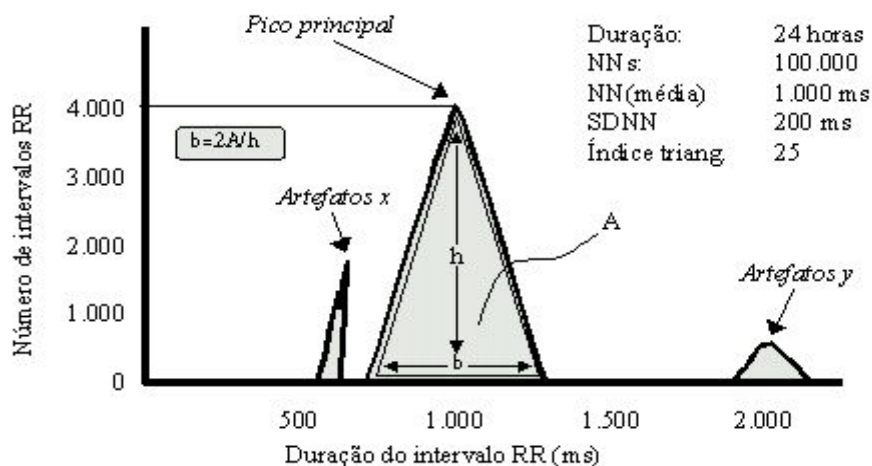


FIGURA 6. Histograma do intervalo RR obtido de gravação de Holter de 24 horas com análise automatizada imprópria. Além do pico principal, constituído por intervalos RR medidos corretamente, observam-se dois picos secundários, um deles com intervalos RR mais curtos (artefatos x), provavelmente devido a ondas T ou P apiculadas interpretadas como complexos QRS normais, e o outro, com intervalos RR cerca de 2x mais longos que os intervalos normais (artefatos y), provavelmente devido à falha da análise automatizada em identificar alguns batimentos normais. A inclusão destes intervalos na análise estatística exagera a VFC (SDNN muito elevado)

A VFC pode também ser avaliada por meio da plotagem de Lorenz (plotagem de Poincaré ou mapa de retorno), que nada mais é do que um mapa de pontos em coordenadas cartesianas, onde cada ponto é representado, no eixo horizontal X (abscissa), pelo intervalo RR normal precedente e, no eixo vertical Y (ordenada), pelo intervalo RR seguinte (Hnatkova et al., 1995).

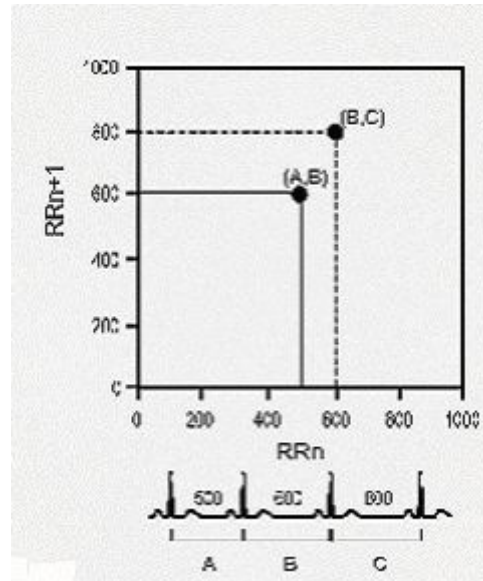


FIGURA 7. Plotagem de Lorenz

A plotagem de um número suficiente de intervalos RR em função do intervalo RR precedente, durante períodos longos de monitorização eletrocardiográfica, possibilita a criação de alguns padrões característicos, que são facilmente reconhecidos e que traduzem o comportamento da VFC.

Variações fisiológicas do intervalo RR produzem uma plotagem de Lorenz ampla (largura e comprimento), em forma de cometa, ao passo que traçados com redução acentuada da VFC geram padrões mais compactos, semelhantes a um torpedo quanto à sua forma (Cygankiewicz et al., 2004).

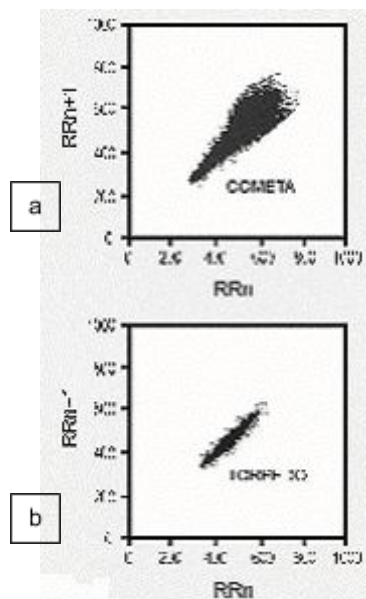


FIGURA 8. Plotagem de Lorenz em forma de cometa (a) e de torpedo (b)

Além disso, intervalos RR medidos de maneira incorreta podem ser facilmente identificados, pois se localizam bem distantes do envelope central (Cygankiewicz et al., 2004).

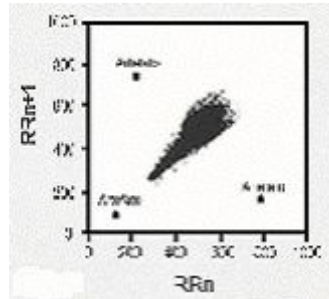


FIGURA 9. Plotagem de Lorenz com intervalos RR incorretos

Como o comprimento é influenciado pelos valores extremos dos intervalos RR nas 24 horas, existe boa correlação do mesmo com os índices que traduzem a variabilidade global, simpática e parassimpática (SDNN e SDANN). Já a largura da plotagem, por depender fundamentalmente das diferenças entre os intervalos vizinhos, apresenta melhor correlação com os índices tradutores de variabilidade de curta duração, predominantemente parassimpática, ou seja, o rMSSD e o pNN50. Apesar destas características, a plotagem de Lorenz não é muito utilizada, pois são poucos os sistemas comerciais de Holter que dispõem da mesma. Outra limitação do método é que ele não traz nenhuma informação sobre a densidade da plotagem, o que significa dizer que o número de pares de intervalos RR correspondentes ao mesmo ponto no mapa de coordenadas cartesianas não é conhecido. Desta maneira, é possível que traçados com diferenças significativas na VFC apresentem padrões semelhantes de plotagem de Lorenz (Sevsek & Jakovljevic, 2002).

Recentemente, a análise de flutuações na duração dos intervalos RR normais após uma extra-sístole ventricular, baseado na expressão simples da arritmia sinusal ventriculofásica, denominada de Turbulência da Frequência Cardíaca, mostrou-se útil na estratificação de risco de pacientes após o infarto agudo do miocárdio (Bauer & Schmidt, 2003).

A Turbulência da Frequência Cardíaca pode ser definida como a resposta fisiológica bifásica do nó sinusal depois de determinada extrassístole ventricular isolada. Consiste de aceleração inicial da FC (diminuição nos intervalos RR) observada geralmente nos dois primeiros batimentos após a extrassístole,

seguida de desaceleração (aumento nos intervalos RR), que atinge o seu valor máximo por volta do 10º ciclo sinusal pós- extrassistólico. Os mecanismos responsáveis pela Turbulência da Frequência Cardíaca ainda não são bem conhecidos, mas acredita-se, que estejam relacionados ao baroreflexo autonômico. A Turbulência da Frequência Cardíaca pode ser quantificada por meio de dois parâmetros numéricos, o início da turbulência e a inclinação da turbulência, sendo o primeiro responsável pela análise da fase de aceleração e o segundo pela fase de desaceleração da FC (Guzik & Schmidt, 2002).

O início da turbulência é reconhecido como a diferença, em valores percentuais, entre a FC imediatamente após (média do dois primeiros batimentos, expressa em milissegundos) e a FC imediatamente antes da extrassístole ventricular (média dos dois últimos batimentos), calculado por meio da seguinte fórmula (Guzik & Schmidt, 2002):

$$TO = \frac{(RR2 + RR1) - (RR-2 + RR-1)}{(RR-2 + RR-1)} \times 100$$

onde RR2 e RR1 são os dois primeiros intervalos RR normais após a extra-sístole ventricular e RR-2 e RR-1, os dois primeiros intervalos RR normais que precedem a mesma.

A inclinação da turbulência corresponde à inclinação mais íngreme das linhas de regressão linear para cada conjunto de cinco intervalos RR sucessivos dentre os 20 primeiros batimentos sinusais após a extrassístole ventricular. O seu valor é expresso em milissegundos por intervalo RR. Os valores negativos de início da turbulência indicam aceleração inicial do ritmo sinusal, enquanto valores positivos indicam desaceleração (Bauer & Schmidt, 2003). Vale ressaltar que as variações na FC após uma extrassístole são súbitas e imperceptíveis à nossa visão, e que o cálculo do início da turbulência e inclinação da turbulência requer análise computadorizada e leva em conta os valores médios de várias determinações individuais.

A Figura 10 mostra o padrão normal de Turbulência da Frequência Cardíaca, caracterizado por aceleração inicial da FC (média dos dois intervalos RR

normais) após a extrassístole menor do que a média pré-extrassistólico, seguido de desaceleração (aumento progressivo os intervalos RR), e retorno ao estado basal após 15 a 20 batimentos. Esse padrão de resposta foi descrito por Guzik & Schmidt (2002) como indicador de bom prognóstico após infarto agudo do miocárdio.

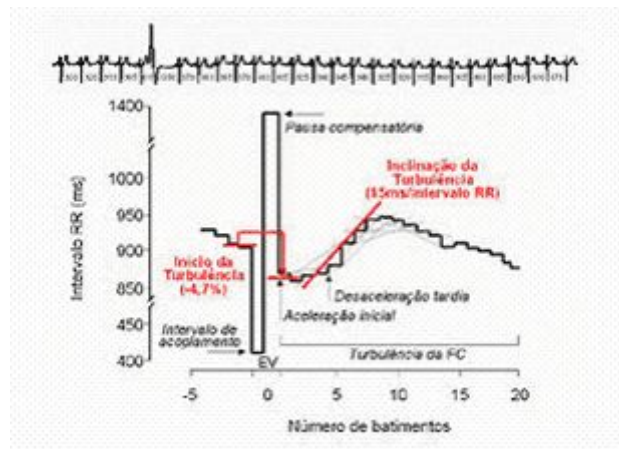


FIGURA 10. Flutuação da FC após EV em paciente de baixo risco pós-IAM: Turbulência da Frequência Cardíaca elevada (TO negativo e $TS > 2,5$ milissegundos/RR); $TO = [(860 + 870) - (910 + 905)] / (910 + 905) \times 100 = -4,7\%$; $TS =$ calculado por meio de análise de regressão linear

Ao contrário, a Figura 11 mostra um padrão diferente de resposta, com ausência de aceleração inicial e desaceleração pouco evidente. Valores de Início de Turbulência inferiores a 10% e de inclinação da turbulência inferiores a 2,5 milissegundos/intervalo RR foram capazes de identificar pacientes de alto risco após infarto agudo do miocárdio, de maneira independente e, inclusive, com maior valor preditivo em relação a outros marcadores tradicionais (Guzik & Schmidt, 2002).

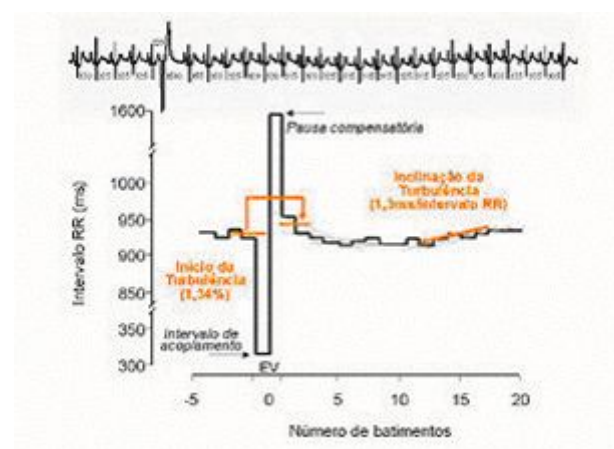


FIGURA 11. Flutuação da FC após EV em paciente de alto risco pós-IAM: Turbulência da Frequência Cardíaca diminuída (TO positivo e $TS < 2,5$ milissegundos/RR); $TO = [(930 + 955) - (935 + 925)] / (935 + 925) \times 100 = 1,34\%$; $TS =$ calculado por meio de análise de regressão linear

2.2.2 Análise do Domínio da Frequência.

Outra forma de se avaliar a VFC é a análise do domínio da frequência, que avalia e quantifica periodicidades encontradas na seqüência dos intervalos RR.

A análise espectral permite a identificação e separação de grupos de ondas, construindo um gráfico em que frequências de ondas ou intervalos RR semelhantes são agrupados em relação ao tempo (tacograma) por meio de algoritmos matemáticos como a transformação rápida de Fourier ou o modelo auto-regressivo nas chamadas bandas de frequências (Mainardi et al., 2002).

A frequência refere-se ao número de vezes que um determinado fenômeno (por exemplo, onda sonora, corrente elétrica ou qualquer forma de onda cíclica) ocorre em relação ao tempo. Habitualmente, a unidade de frequência utilizada é o Hertz, que equivale a um ciclo por segundo. Ademais, o cálculo da área compreendida por cada faixa de frequência (que é proporcional ao quadrado da amplitude do sinal original é expresso em milisegundos²), permite separar a quantidade de variância (potência) atribuída a cada frequência.

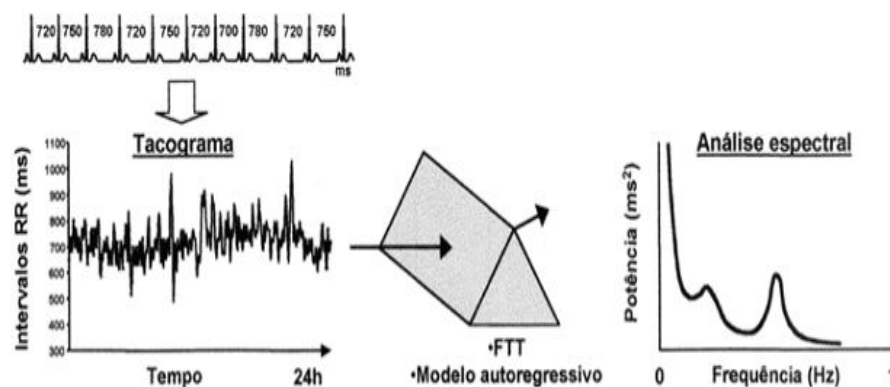


FIGURA 12. Análise da VFC no domínio da frequência após representação gráfica dos intervalos RR em relação ao tempo (tacograma). No eixo horizontal estão representadas as diferentes bandas de frequência, expressas em Hertz, e no vertical a amplitude da curva, como densidade da potência espectral, em milisegundos²/Hertz

Em registros longos (24 horas), a potência total se decompõe em quatro bandas distintas: 1) banda de alta frequência (HF), oscilando a uma frequência de 0,15 a 0,40 Hertz, ou seja, 9-24 ciclos/min e correspondendo às variações da FC relacionada com o ciclo respiratório (arritmia sinusal respiratória). São tipicamente moduladas pelo parassimpático; 2) banda de baixa frequência ou LF (0,04 a 0,15 Hertz ou 2,4 a 9 ciclos/min), modulada tanto pelo simpático quanto

pelo parassimpático, com predominância simpática em algumas situações específicas, e que reflete as oscilações do sistema baroreceptor; 3) banda de muito baixa frequência ou VLF (0,003 a 0,04 Hertz ou 0,2 a 2,4 ciclos/min), dependente dos mecanismos termoreguladores e do sistema renina-angiotensina, cuja regulação também é efetuada pelo simpático e parassimpático, e 4) banda de ultrabaixa frequência ou ULF (< 0,003 Hertz ou < 0,2 ciclos/min), que corresponde à maior parte da variância total, mas cujo significado fisiológico ainda não está bem definido. Esta banda sofre a influência do parassimpático e simpático e, obviamente, não está presente nos registros de curta duração. Parece estar relacionada com o sistema neuroendócrino e ritmos circadianos, dentre outros (Guasti et al., 2005).

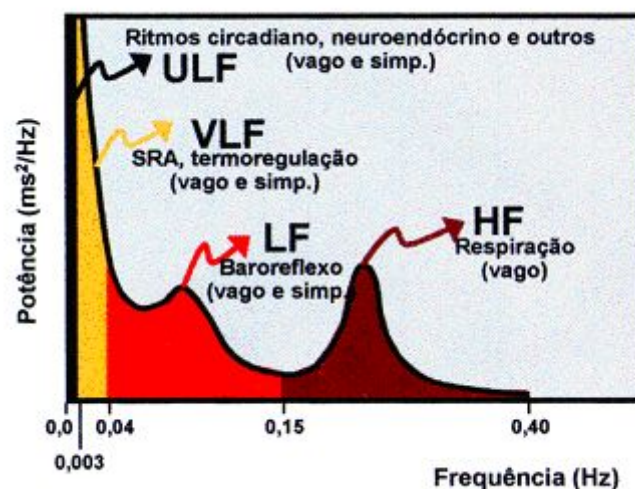


FIGURA 13. Análise espectral da VFC: componentes, bandas, nervos eferentes e moduladores fisiológicos

A medida dos componentes espectrais habitualmente é feita em valores absolutos de potência (milisegundos²). Entretanto, os valores de HF e LF podem também ser expressos em unidades normalizadas (“nu”), representando o valor de cada um destes componentes em relação à potência total (TP) menos o componente de VLF. São calculados por meio das seguintes fórmulas: $HF(nu) = HF / (TP - VLF) \times 100$ e $LF(nu) = LF / (TP - VLF) \times 100$. Com isto, os efeitos das alterações na faixa de VLF sobre as outras duas de frequências mais rápidas (LF e HF) são minimizados. Outra medida muito utilizada é a relação LF/HF, a qual pode fornecer informações úteis sobre balanço entre os sistemas simpático e parassimpático. Vale ressaltar ainda que, em virtude dos valores absolutos em milisegundos² apresentarem grande variabilidade e assimetria de distribuição, a sua transformação logarítmica geralmente se faz necessária (Milicevic, 2005).

Desta maneira, a participação individual de cada uma das divisões do sistema nervoso autônomo (simpático e parassimpático) em diferentes situações fisiológicas e patológicas, assim como sua relação com os principais sistemas que interferem com a VFC (sistemas respiratório, vasomotor, termoregulador, da renina-angiotensina e sistema nervoso central), podem ser mais bem estudadas (Guilleminault et al., 2005). Esta é, por sinal, a principal diferença da análise espectral em relação à análise no domínio do tempo, com esta última não conseguindo, de modo geral, diferenciar quais os ritmos ou oscilações dominantes que conferem à FC sua variabilidade.

Variável	Unidade	Resultados
Frequência muito baixa	0,00 - 0,04 Hertz	Termoregulação, renina-angiotensina
Frequência baixa	0,04 - 0,15 Hertz	Simpático e parassimpático podem estar envolvidos. Para muitos autores é considerado marcador de ativação simpática
Frequência alta	0,15 - 0,4 Hertz	Relaciona-se com frequência respiratória e a atividade vagal

Fonte: Fei *et al.*, 1994.

QUADRO 3. Índices para análise no domínio da frequência.

2.2.3 Correlação entre Índices do Domínio do Tempo e Frequência

Como as medidas de VFC nos dois domínios são expressões do mesmo fenômeno, algumas correlações entre índices do domínio do tempo e de frequência têm sido demonstradas. Assim, o SDNN e o índice triangular, ao avaliarem a variabilidade total, apresentam boa correlação com a potência total da análise espectral. Por outro lado, o pNN50 e o rMSSD, por considerarem diferenças entre intervalos RR adjacentes, quantificando variações rápidas da FC, correlacionam-se com o componente de alta frequência do espectro de potência. SDANN com ULF e SDNN index com ambos VLF e LF são outros exemplos de correlações significativas ($r > 0,90$) (Radespiel-Troger et al., 2003).

A relação baixa/alta é considerada por alguns como um índice do equilíbrio simpato-vagal (Souza Neto et al., 2003).

Não existe número suficiente de estudos utilizando-se de grandes populações capazes de nos oferecer um padrão de valores normais. Entretanto os limites abaixo podem ser tomados como referência para valores obtidos em gravações de 24h. Entretanto, deve-se considerar que idade, sexo e ambiente exercem influência sobre eles (Fei et al., 1994).

Variável	Unidade	Valores normais (média \pm SD)	Risco de morte súbita (%)
SDNN	milisegundos	141 \pm 39	< 50
SDANN	milisegundos	127 \pm 35	< 40
SDNNi	milisegundos	54 \pm 15	< 20
pNN50	milisegundos	9 \pm 7	< 0,75
rMSSD	milisegundos	27 \pm 12	< 15
TP	milisegundos ²	3466 \pm 1018	-
LF	milisegundos ²	1170 \pm 416	-
HF	milisegundos ²	975 \pm 203	-
LF/HF	-	1,5 – 2,0	-

Fonte: Fei *et al.*, 1994.

QUADRO 4. Valores considerados normais de VFC e sua relação com morte súbita

A participação vagal influencia a maioria dos índices da VFC e pode ser bem avaliada de forma quase exclusiva através do componente de alta frequência da análise espectral, pelo rNN50 e pela rMSSD, enquanto a participação simpática influencia o componente de baixa frequência, sendo bem menos evidente no domínio do tempo. Existem ainda controvérsias em relação à capacidade de ser estudada adequadamente pela VFC (Milicevic, 2005).

3. Objetivo

Conhecer o efeito da atividade física sobre a modulação autonômica da frequência cardíaca em voluntários jovens, sem doença de base e previamente sedentários, através do:

- Comportamento dos parâmetros SDNN, SDANN e rMSSD da VFC no domínio do tempo.

4. CASUÍSTICA E MÉTODO.

O protocolo de estudo foi aprovado pela Comissão de Ética para análise de projetos de pesquisa do Hospital Geral de Belém (HGeBe), atendendo às diretrizes nacionais e internacionais para pesquisa em seres humanos (1996), que regulamentam experimentos envolvendo pessoas (parecer CEP n° 26/99).

4.1 Protocolo de estudo

Foram estudados 50 voluntários selecionados de maneira consecutiva, após terem sido considerados aptos para o serviço militar obrigatório por um médico clínico geral da Junta de Seleção do Serviço Militar em Belém, e designados para o emprego na mesma unidade militar. O número de voluntários foi estimado através do cálculo de amostra necessária (Pandey, 1999).

Foram incluídos indivíduos do sexo masculino, com 18 anos completos e sem histórico de prática regular de atividade física. Excluíram-se os candidatos com histórico de tabagismo, ou usuários de qualquer tipo de medicamento.

Após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, todos passaram por nova avaliação clínica, conduzida por um único observador, compreendendo: anamnese, exame físico, eletrocardiograma de 12 derivações em repouso, radiografia de tórax, hemograma, análise de urina e bioquímica (glicose, ácido úrico, colesterol total, frações e triglicérides).

Uma vez comprovada a boa condição clínica, notadamente com a confirmação da ausência fibrilação atrial, disfunção do nó sinusal, distúrbios da condução átrio-ventricular e de marcapasso artificial, cada paciente foi instruído a se abster do consumo de cafeína, álcool, a dormir cedo e a evitar exercícios físicos no dia anterior a monitorização eletrocardiográfica ambulatorial de 24h (Holter) para avaliação da VFC, a qual foi seguida pela realização de teste ergométrico para a aferição do pico de consumo de oxigênio ($VO_{2\text{ pico}}$) no dia da retirada do aparelho, definido como momento BASAL.

Antes de iniciar a gravação do exame e a realização do teste, os voluntários foram interrogados sobre seu estado de saúde naquele dia, e no caso do não cumprimento das condições adequadas para os mesmos, tiveram ambos os exames remarcados. Todos os pacientes foram pesados e medidos em aparelho da marca Filizola, modelo Personal Line, aferido pelo Instituto Nacional de Pesos e Medidas, para o cálculo do Índice de Massa Corporal (Dyer et al., 1975) no dia da execução do teste ergométrico.

Os pacientes foram acompanhados por 12 meses após o início de sua atividade militar, que incluiu treinamento físico aeróbico com duração média de 2 horas por dia, 5 dias por semana, de forma ininterrupta. Este intervalo foi estipulado considerando-se o período mínimo admitido para se detectar mudança na VFC atribuível à atividade física (Verheyden et al., 2006).

Ao término deste período, todos foram submetidos à gravação de novo exame de Holter para avaliação da VFC e repetiram o teste ergométrico para a aferição do $VO_{2\text{ pico}}$ após a tomada de comportamento ativo (momento 12 MESES), seguindo a mesma orientação e técnica empregadas na execução do momento BASAL.

4.2 Método

4.2.1 Monitorização Eletrocardiográfica Ambulatorial de 24 horas (Holter)

A monitorização ambulatorial de 24 horas do sinal eletrocardiográfico foi realizada pelo setor de Cardiologia do HGeBe, utilizando o gravador de Holter da marca Galix Biomedical, modelo GBI-3S, com registro digital em 3 canais de derivações simultâneas (Galix Biomedical Instrumentation Inc., Miami, Fl., USA).

O sinal do ECG gravado foi processado pelo analisador de Halter Marquete 8000 (Marquette Electronics, Milwaukee, Wisconsin, USA), acoplado a um microcomputador (Pentium II 266), e os rótulos aplicados pelo computador revistos por um cardiologista, de acordo com as diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia (Pastore et al., 2003). Os intervalos RR contendo batimentos com características morfológicas normais foram então medidos automaticamente, em milissegundos, para o cálculo dos seguintes índices de VFC no domínio do tempo (Adelmann, 1999; Task Force on HRV, 1996):

- Desvio padrão de todos os intervalos RR normais (SDNN),
- Desvio padrão da média dos intervalos RR normais, medida em segmentos de 5 minutos (SDANN) e
- Raiz quadrada da média das diferenças sucessivas ao quadrado, entre RR normais adjacentes (rMSSD).

4.2.2 Teste Ergométrico

Os testes foram realizados no setor de Cardiologia do HGeBe pela manhã, ao nível do mar, com pressão barométrica de 760 mmHg, umidade relativa de 50% e uma temperatura média de 23°C, no ambiente interno do laboratório.

Para realizar os testes, foi utilizada uma esteira rolante da marca Micromed, modelo Centurion 200 (Micromed, Brasil) acoplada a um microcomputador (Pentium II 266) com o “software” ErgoPC versão 13 (Micromed, Brasil), para registro do sinal eletrocardiográfico e análise da atividade cardiovascular, estimando o $VO_{2\text{ pico}}$ de forma indireta, através do comportamento da FC e do tempo de exercício (Powers & Howley, 2000).

O teste era progressivo, máximo, segundo o protocolo de Bruce (1972; apud Marins & Giannichi, 1998), ou seja, adequado para jovens que têm bom condicionamento físico (Powers & Howley, 2000). Iniciado por um breve aquecimento, e tendo como principais características o tempo constante de cada estágio em 3 minutos, a velocidade de trabalho que varia de 2,7 a 8,0 km/h e os aumentos constantes na inclinação em 2% (Marins & Giannichi, 1998). A intensidade

do esforço foi controlada até que o indivíduo atingisse a exaustão ou o esgotamento físico, não podendo mais continuar o teste, seguido de um período de recuperação ativa com a finalidade de manter o fluxo sanguíneo moderado, capaz de mover os metabólicos produzidos durante o esforço (McArdle et al., 1998). Foram respeitados os critérios de interrupção do teste de esforço físico não diagnóstico da Sociedade Brasileira de Cardiologia (Brito, et al., 2002).

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente todas as variáveis foram analisadas descritivamente. Para as variáveis quantitativas esta análise foi feita através da observação dos valores mínimos e máximos, e do cálculo de médias, desvios-padrão e medianas.

Para a análise da hipótese de igualdade entre dois momentos utilizou-se o teste t de Student pareado (Rosner, 1986).

O nível de significância utilizado para os testes foi de 5%.

5. RESULTADOS

5.1 Grupo de estudo

O grupo apresentou Índice de Massa Corporal semelhante nos momentos clínicos estudados, BASAL e 12 MESES ($p = 0,412$), conforme demonstrado na Tabela 1 e no Gráfico 1.

Os resultados individuais encontram-se no Anexo 1.

TABELA 1 – ÍNDICE DE MASSA CORPORAL DO GRUPO NOS MOMENTOS BASAL E 12 MESES

Variável	Momento	n	Média	DP	Mínimo	Máximo	Mediana	p^*
IMC (Kg/m ²)	BASAL	50	23,84	0,96	20,66	25,35	24,17	0,412
	12 MESES	50	23,77	0,98	21,31	25,51	23,67	

* nível descritivo de probabilidade do teste t de Student pareado.

DP = desvio padrão; n = número de pacientes; IMC = Índice de Massa Corporal.

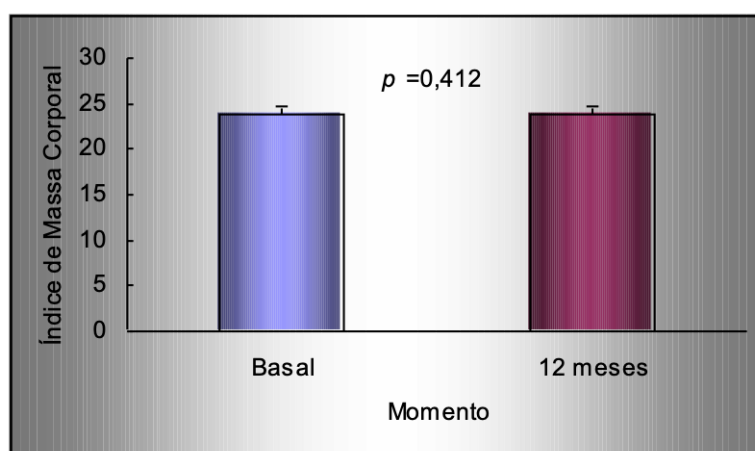


GRÁFICO 1. Índice de Massa Corporal e desvio padrão do grupo nos momentos BASAL e 12 MESES

5.2 Monitorização Eletrocardiográfica Ambulatorial de 24 horas (Holter)

Todos os pacientes colaboraram adequadamente para a obtenção de registros de boa qualidade técnica e, exceto por batimentos ectópicos de baixa incidência e raros artefatos, todos se encontravam em ritmo sinusal durante o período da gravação.

A Tabela 2 sumariza as variáveis decorrentes da monitorização eletrocardiográfica ambulatorial de 24 horas (Holter) no momento BASAL e 12 MESES. Os resultados individuais encontram-se no Anexo 2.

A análise no domínio do tempo da VFC revelou diminuição do SDNN e aumento do rMSSD de forma significativa ($p = < 0,001$) entre os momentos BASAL e 12 MESES (Tabela 2, Gráfico 2 e 4).

Já o SDANN não demonstrou diferença de comportamento entre os dois momentos do estudo ($p = 0,080$), mantendo-se com valores equivalentes (Tabela 2, Gráfico 3).

TABELA 2 – ÍNDICES DE VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DO GRUPO NOS MOMENTOS BASAL E 12 MESES

Variável	Momento	n	Média	DP	Mínimo	Máximo	Mediana	p^*
SDNN (miliseg.)	BASAL	50	131,68	21,31	100,00	175,00	132,00	< 0,001
	12 MESES	50	119,56	16,65	92,00	162,00	120,00	
SDANN (miliseg.)	BASAL	50	116,92	16,28	90,00	149,00	117,00	0,080
	12 MESES	50	110,22	23,45	6,00	138,00	112,50	
rMSSD (miliseg.)	BASAL	50	31,14	5,88	19,00	41,00	31,50	< 0,001
	12 MESES	50	47,64	7,71	36,00	65,00	47,00	

* nível descritivo de probabilidade do teste t de Student pareado.

DP = desvio padrão; n = número de pacientes; SDNN = desvio padrão de todos os intervalos entre duas ondas R normais do eletrocardiograma; SDANN = desvio padrão da média dos intervalos entre duas ondas R normais do eletrocardiograma medida em segmentos de 5 min; rMSSD = raiz quadrada da média das diferenças sucessivas ao quadrado, entre duas ondas R normais e adjacentes do eletrocardiograma.

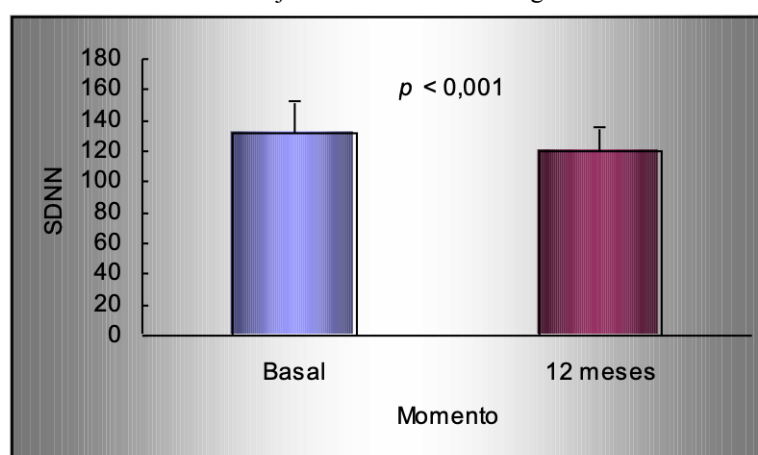


GRÁFICO 2. SDNN e desvio padrão do grupo nos momentos BASAL e 12 MESES

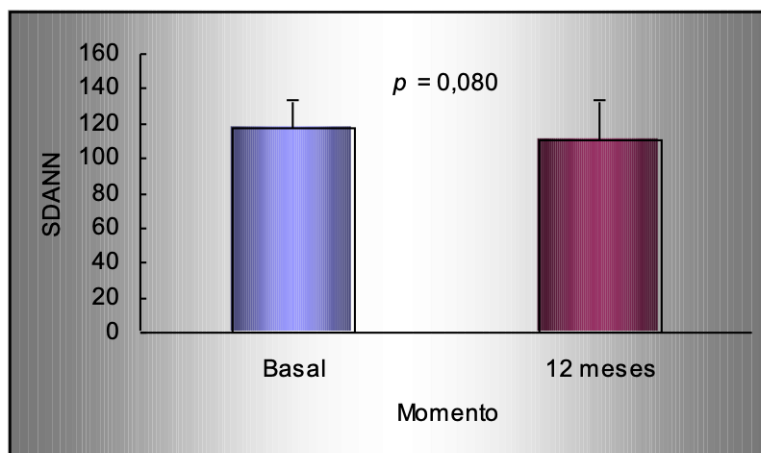


GRÁFICO 3. SDANN e desvio padrão do grupo nos momentos BASAL e 12 MESES

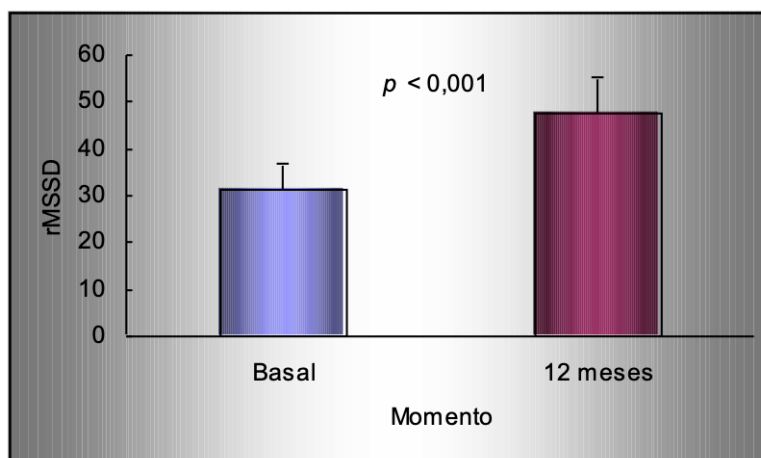


GRÁFICO 4. rMSSD e desvio padrão do grupo nos momentos BASAL e 12 MESES

5.3 Teste Ergométrico

Todos os exames foram interrompidos por exaustão, havendo os pacientes atingido no mínimo a FC sub-máxima prevista para a idade. Em nenhum dos testes houve presença de arritmia significativa, desvio do segmento ST, elevação da PA ou alteração clínica que tenham motivado sua interrupção precoce.

Houve acréscimo significativo dos valores de $VO_{2\text{ pico}}$ ($p < 0,001$) entre os momentos BASAL e 12 MESES (Tabela 3, Gráfico 5).

Os resultados individuais encontram-se no Anexo 2.

TABELA 3 – PICO DO CONSUMO DE OXIGÊNIO DO GRUPO NOS MOMENTOS BASAL E 12 MESES

Variável	Momento	n	Média	DP	Mínimo	Máximo	Mediana	p^*
$VO_{2\text{ pico}}$ (ml/kg/min)	BASAL	5	38,40	4,05	30,00	50,00	38,00	< 0,001
	12 MESES	5	56,52	3,59	48,00	64,00	57,00	

* nível descritivo de probabilidade do teste t de Student pareado.

DP = desvio padrão; n = número de pacientes; $VO_{2\text{ pico}}$ = pico de consumo de oxigênio.

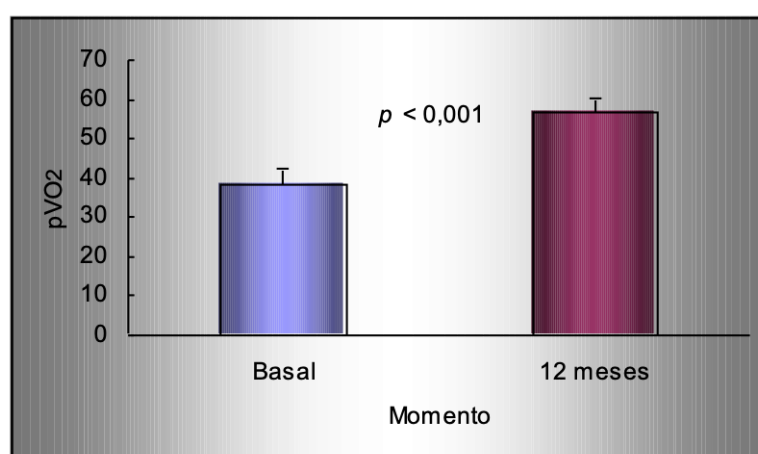


GRÁFICO 5. $VO_{2\text{ pico}}$ e desvio padrão do grupo nos momentos BASAL e 12 MESES

6. DISCUSSÃO

6.1 Grupo de estudo

O desenho do estudo contribuiu para que o grupo de voluntários fosse homogêneo em relação a suas características clínicas e não apresentasse diferença de comportamento entre as mesmas nos dois pontos de análise do estudo.

A preocupação inicial de que todos possuíssem a mesma idade se justifica por sua implicação na redução da VFC com o passar dos anos, um fato devido principalmente à queda na atividade parassimpática sobre o nó sinusal, e de forma menos acelerada à diminuição também da atividade simpática (Hayano et al., 1991). No presente estudo, a padronização da idade e do sexo favorece a fidedignidade dos resultados laboratoriais observados, pois consegue atenuar a possibilidade da influência das alterações degenerativas e por gênero, fortalecendo a consistência na interpretação dos mesmos.

Como possível limitação, temos o fato de que apesar do reportado nível habitual de atividade física do grupo utilizado neste estudo, nada pôde ser inferido sobre a intensidade da atividade aeróbica individual. Entretanto, acredita-se que o longo período envolvido em atividade física e sua regularidade coletiva possam haver minimizado os riscos de interferência desta variável em nossos resultados. Em segundo lugar, não houve separação por cor, pois não é conhecida distinção entre grupo racial e VFC (Hayano et al., 1991).

6.2 Variabilidade da Frequência Cardíaca no Domínio do Tempo

A VFC vem sendo estudada há vários anos, sendo cada vez maior o interesse pela compreensão de seus mecanismos e de sua utilidade clínica em patologias cardíacas e não cardíacas. O primeiro documento observando a VFC é freqüentemente creditado a Hales (1733), que observou uma relação entre o ciclo respiratório, o intervalo entre os batimentos cardíacos e os níveis de pressão arterial. Em 1965 Hon e Lee demonstraram uma aplicação clínica bem definida da VFC na área de monitorização fetal.

Entretanto, apenas em 1977, Wolf e colaboradores mostraram associação entre VFC deprimida e maior risco de mortalidade após infarto agudo do miocárdio, sendo que em 1987 Kleiger e colaboradores confirmaram que a VFC era um potente e independente preditor de mortalidade após o infarto (Berntson et al., 1997).

Apesar destes resultados, a VFC apresenta algumas limitações, sendo a principal a dependência da boa qualidade do registro eletrocardiográfico. A maior vantagem do método é não ser invasivo e poder ser realizado através do Holter de 24 horas, propedêutica muito utilizada na prática cardiológica.

Os estudos na atualidade têm produzido resultados conflitantes sobre o efeito do exercício físico na VFC. A maioria dos investigadores tem demonstrado que o treinamento aeróbico pode aumentar o tônus vagal em repouso, resultando em aumento da VFC (Bernardi et al., 1992), mas outros tem falhado em mostrar este aumento (Athyros et al., 1998). Fatores que possam contribuir para a inconsistência destes resultados são a avaliação de indivíduos que já tenham um tônus vagal aumentado e a duração insuficiente do programa de treinamento para levar a mudanças no controle autonômico.

Nós assim escolhemos estudar uma população sedentária, submetida a uma mudança profunda e uniforme sobre o seu estivo de vida, como forma de assegurar o estímulo e duração suficientes ao desenvolvimento da atividade autonômica.

A hipótese desta pesquisa era de que a melhora na capacidade aeróbica resultante do treinamento físico nestes pacientes pudesse estar associada ao incremento da VFC. Para comprová-la, preconizou-se a tomada do parâmetro de $VO_{2\text{ pico}}$ indireto no momento BASAL e ao final de 12 MESES. O $VO_{2\text{ pico}}$ obtido de forma indireta é um índice prático e reprodutível, sendo o encontro de um aumento tão significativo entre os dois momentos analisados (Tabela, Gráfico) um real indício da melhora no condicionamento físico do grupo.

Nossos resultados sugerem que o aumento no $VO_{2\text{ pico}}$ esperado em resposta ao treinamento físico nesta população está associado com a elevação a longo prazo da VFC. A mudança mais nítida foi o aumento do rMSSD, correlacionado com o tônus parassimpático, enquanto o SDNN e SADNN,

principalmente relacionados à atividade simpática mas também com um baixo componente parassimpático, mostraram em conjunto resultados menos significativos. Adicionalmente, o $VO_{2\text{ pico}}$ teve aumento mesmo entre os indivíduos em que o SDNN decresceu (Anexo 2).

A elevação de SDNN não foi acompanhada por um acréscimo significativo de SDANN, que é altamente reprodutível e independente da variabilidade da FC (Task Force on HRV, 1996). A manutenção do tônus simpático é portanto um achado realístico e indicativo em nossa casuística de uma maior influência do exercício sobre a atividade parassimpática.

O aumento na média do rMSSD de 31 para 47 milissegundos após 12 meses de conduta ativa, é comparável à mudança vista em um grupo de tabagistas semanas após a cessação do fumo, nos quais o rMSSD teve elevação de 30 a 38 milissegundos (Yotsukura et al., 1998); podendo os menores valores deste estudo quando comparados aos obtidos em nossa casuística refletir a diferença na idade entre os dois grupos.

Mudanças na resposta a intervenções costumam ser menores que as observadas em estudos de coorte nos quais o impacto da doença teve um longo tempo para se manifestar. Como por exemplo o estudo de Akinci et al. (1993), em que se obteve rMSSD médio no grupo controle igual a 76 milissegundos, enquanto os pacientes com diabetes controlado e não controlado possuíam valores médios de 64 e 30 milissegundos, respectivamente. O maior valor médio nos indivíduos saudáveis deste grupo (76 milissegundos) comparado com o valor basal de nossos voluntários (54 milissegundos) deve ser creditado ao sedentarismo à época da entrada no protocolo.

Entende-se que o significado clínico provocado pelo comportamento da VFC é difícil de ser interpretado, em parte porque diferentes estudos usam diferentes métodos para quantificá-la, em parte porque estes índices fornecem uma medida global das mudanças no tônus autonômico, não promovendo informação específica sobre a atividade simpática ou vagal. Apesar dessas dificuldades, é razoável inferir a partir da análise feita sobre os dados obtidos que o condicionamento físico possa de fato reverter, ao menos parcialmente, o déficit vagal no coração relacionado ao sedentarismo em jovens.

6.3 Considerações Finais

O conhecimento da base fisiológica do comportamento da VFC ainda não foi totalmente elucidado. Este estudo se soma a diversos outros que têm procurado conhecer o comportamento da VFC nas mais diversas situações clínicas, tendo em vista a sua já documentada relação, independente de outros fatores, com o prognóstico em vários estados mórbidos. Desta forma, o presente estudo afigurou-se como instrumento útil para a obtenção de informações sobre um componente freqüentemente negligenciado.

7. CONCLUSÃO

- O $VO_{2\text{ pico}}$ indireto de jovens sedentários aumentou em resposta a 12 meses de condicionamento físico;
- O aumento do $VO_{2\text{ pico}}$ nesta população está associado com a elevação após 1 ano da VFC;
- A VFC analisada pelo conjunto das variáveis SDNN e SADNN não sofreu influência, ao menos até 12 meses, da atividade física;
- O exercício é capaz de reverter, ao menos parcialmente, o déficit vagal no coração relacionado ao sedentarismo em jovens pelo aumento do componente rMSSD da VFC.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adelmann HG. Design of a PC-based system for time-domain and spectral analysis of heart rate variability. *Comput Biomed Res.* 1999 Feb;32(1):77-92.
- Akinci A, Celiker A, Baykal E, Tezic T. Heart rate variability in diabetic children: sensitivity of the time- and frequency-domain methods. *Pediatr Cardiol.* 1993 Jul;14(3):140-6.
- Algra A, Tijssen JGP, Roelandt JRTC, et al. Heart rate variability from 24 hour electrocardiography and the 2 year risk for sudden death. *Circulation* 1993;88:180-185.
- Athyros VG, Didangelos TP, Karamitsos DT, Papageorgiou AA, Boudoulas H, Kontopoulos AG. Long-term effect of converting enzyme inhibition on circadian sympathetic and parasympathetic modulation in patients with diabetic autonomic neuropathy. *Acta Cardiol.* 1998;53(4):201-9.
- Barron HV, Lesh MD. Autonomic nervous system and sudden cardiac death. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:1053-1060
- Baselli G, Caiani E, Porta A, Montano N, Signorini MG, Cerutti S. Biomedical signal processing and modeling in cardiovascular systems. *Crit Rev Biomed Eng.* 2002, 30:55-84.
- Bauer A, Schmidt G. Heart rate turbulence. *J Electrocardiol.* 2003, 36:89-93.
- Bernardi L, Ricordi L, Lazzari P, Solda P, Calciati A, Ferrari MR, Vandea I, Finardi G, Fratino P. Impaired circadian modulation of sympathovagal activity in diabetes. A possible explanation for altered temporal onset of cardiovascular disease. *Circulation.* 1992 Nov;86(5):1443-52.
- Berntson GG, Bigger JT Jr, Eckberg DL, Grossman P, Kaufmann PG, Malik M. Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology.* 1997; 34: 623-648.
- Bigger JT, Fleiss JL, Steinman RC, et al. Frequency domain measures of heart rate variability and mortality after myocardial infarction. *Circulation* 1992;85:164-171.
- Brito FS et al. II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia Sobre Teste Ergométrico. *Arq Bras Cardiol, São Paulo, v. 78, 2002.*
- Burdick JA, Brinton G, Goldstein L, Laszlo M. Heart-rate variability in sleep and wakefulness. *Cardiology* 1970;55(2):79-83.
- Coats AJ, Conway J, Sleight P, et al. Interdependence of blood pressure and heart period regulation in mild hypertension. *Am J Hypertens* 1991;4:234-238
- Cygankiewicz I, Wranicz JK, Bolinska H, Zaslonka J, Zareba W. Circadian changes in heart rate turbulence parameters. *J Electrocardiol* 2004, 37:297-303.
- De Meersman RE. Heart rate variability and aerobic fitness. *Am Heart J* 1993;125:726-731.

Dekker JM, Schouten EG, Klootwijk P, et al. Heart rate variability from short electrocardiographic recordings predict mortality from all causes in middle-aged and elderly men. *Am J Epidemiol* 1997;145:899-908.

Dixon EM, Kamath MV, McCartney N & Fallen EL (1992). Neural regulation of heart rate variability in endurance athletes and sedentary controls. *Cardiovascular Research*, 26: 713-719.

Dyer AR, Stamler J, Berkson DM, Lindberg HA. Relationship of relative weight and body mass index to 14-year mortality in the Chicago Peoples Gas Company study. *J Chronic Dis* 1975; 28(2):109-23.

Farrell TG, Bashir Y, Cripps T, et al. Risk stratification for arrhythmic events in postinfarction patients based on heart variability, ambulatory electrocardiographic variables and the signal-averaged electrocardiogram. *J Am Coll Cardiol* 1991;18:687-697.

Fei L, Copie X, Malik M, Camm AJ. Short- and long-term assessment of heart rate variability for risk stratification after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol*. 1996, 77:681-4.

Fei L, Copie X, Malik M, et al. Short and long-term assessment of heart rate variability for risk stratification after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1996;77:681-684.

Fei L, Statters DJ, Anderson MH, Malik M, Camm AJ. Relationship between short- and long-term measurements of heart rate variability in patients at risk of sudden cardiac death. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1994, 17:2194-200.

Furlan R, Piazza S, Dell'Orto S, Gentile E, Cerutti S, Pagani M & Malliani A (1993). Early and late effects of exercise and athletic training on neural mechanisms controlling heart rate. *Cardiovascular Research*, 27: 482-488.

Gallo Jr L, Maciel BC, Marin-Neto JA, Martins LE, Lima-Filho EC, Golfetti R, Chacon MP & Forti VA (1995). Control of heart rate during exercise in health and disease. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 28: 1179-1184

Goldsmith RL, Bigger Jr JT, Steinman RC & Fleiss JL (1992). Comparison of 24-hour parasympathetic activity in endurance-trained and untrained young men. *Journal of the American College of Cardiology*, 20: 552-558.

Guasti L, Simoni C, Mainardi LT, Cimpanelli M, Crespi C, Gaudio G, Clersy C, Grandi AM, Cerutti S, Venco A. Circadian blood pressure variability is associated with autonomic and baroreflex-mediated modulation of the sinoatrial node. *Acta Cardiol*. 2005, 60:319-24.

Guilleminault C, Poyares D, Rosa A, Huang YS. Heart rate variability, sympathetic and vagal balance and EEG arousals in upper airway resistance and mild obstructive sleep apnea syndromes. *Sleep Med*. 2005, 6:451-7.

Guzik P, Schmidt G. A phenomenon of heart-rate turbulence, its evaluation, and prognostic value. *Card Electrophysiol Rev*. 2002, 6:256-61.

Hamaad A, Sosin M, Lip GY, Macfadyen RJ. Short-term adjuvant atorvastatin improves frequency domain indices of heart rate variability in stable systolic heart failure. *Cardiovasc Drugs Ther*. 2005, 19:183-7.

- Hayano J, Sankakibara Y, Yamada Y. Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects. *American Journal of Cardiology*, v.67, p.199-204, 1991.
- Hnatkova K, Copie X, Staunton A, Malik M. Numeric processing of Lorenz plots of R-R intervals from long-term ECGs. Comparison with time-domain measures of heart rate variability for risk stratification after myocardial infarction. *J Electrocardiol*. 1995, 28:74-80.
- Kleiger RE, Miller JP, Bigger JT, et al. Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1987;59:256-262.
- Kohara K, Hara-Nakamura N, Hiwada K. Left ventricular mass index negatively correlates with heart rate variability in essential hypertension. *Am J Hypertens* 1995;8:183-188.
- Lansimies EA & Rauhala E (1986). Orthostatic tolerance and aerobic capacity. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 57 (Part 1): 1158-1164.
- Lightfoot JT, Claytor RP, Torok DJ, Journell TW & Fortney SM (1989). Ten weeks of aerobic training do not affect lower body negative pressure responses. *Journal of Applied Physiology*, 67: 894-901.
- Lombardi F. Clinical implications of present physiological understanding of HRV components. *Card Electrophysiol Rev*. 2002, 6:245-9.
- Mainardi LT, Bianchi AM, Cerutti S. Time-frequency and time-varying analysis for assessing the dynamic responses of cardiovascular control. *Crit Rev Biomed Eng*. 2002, 30:175-217.
- Makikallio TH, Tapanainen JM, Tulppo MP, Huikuri HV. Clinical applicability of heart rate variability analysis by methods based on nonlinear dynamics. *Card Electrophysiol Rev*. 2002, 6:250-5.
- Malliani A, Montano N. Heart rate variability as a clinical tool. *Ital Heart J*. 2002, 3:439-45.
- Mandawat MK, Wallbridge DR, Pringle SD, et al. Heart rate variability in left ventricular hypertrophy. *Br Heart J* 1995;73:139-144.
- Marins JCB & Giannichi RS. *Avaliação e Prescrição de Atividade Física – Guia Prático*. 2 ed. Rio de Janeiro. Shape, 1998.
- McArdle WD et al. *Fisiologia do Exercício Energia Nutrição e Desempenho Humano*. 4 ed. Rio de Janeiro – RJ. Guanabara, 1998.
- Milicevic G. Low to high frequency ratio of heart rate variability spectra fails to describe sympatho-vagal balance in cardiac patients. *Coll Antropol*. 2005, 29:295-300.
- Odemuyiwa O, Malik M, Farrell T, et al. Comparison of the predictive characteristics of heart rate variability index and left ventricular ejection fraction for all cause mortality, arrhythmic events and sudden death after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1991;68:434-439
- Pandey RM. Approaches to sample size calculation in comparative studies. *Indian J Pediatr*. 1999, 66:533-8.

Pastore et al., Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso. Arq. Bras. Cardiol Volume 80 Suplemento II, 2003, pg 1-18.

Pellicia A, Maron BJ, Spataro A, et al. The upper limit of physiological cardiac hypertrophy in highly trained elite athletes. *N Engl J Med* 1991;324:295-301.

Penttila J, Kuusela T, Scheinin H. Analysis of rapid heart rate variability in the assessment of anticholinergic drug effects in humans. *Eur J Clin Pharmacol.* 2005.

Powers SK & Howley ET. *Fisiologia do Exercício Teoria e Aplicação ao Condicionamento e ao Desempenho.* 3 ed. São Paulo, Manole, 2000.

Radespiel-Troger M, Rauh R, Mahlke C, Gottschalk T, Muck-Weymann M. Agreement of two different methods for measurement of heart rate variability. *Clin Auton Res.* 2003, 13:99-102.

Rosner B, editor. *Fundamentals of Biostatistics.* 3. ed. Boston: PWS Publishers, 1986.

Schroeder EB, Whitsel EA, Evans GW, Prineas RJ, Chambless LE, Heiss G. Repeatability of heart rate variability measures. *J Electrocardiol.* 2004, 37:163-72.

Seals DR, Chase PB. Influence of physical training on heart rate variability and baroreflex circulatory control. *J Appl Physiol* 1989;66:1886-1895.

Sevsek F, Jakovljevic M. Heart rate variability--a shape analysis of Lorenz plots. *Cell Mol Biol Lett.* 2002, 7:159-61.

Shin K, Minamitani H, Onishi S, Yamazaki H & Lee M (1997). Autonomic differences between athletes and nonathletes: spectral analysis approach. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29: 1482-1490.

Souza Neto EP, Neidecker J, Lehot JJ. To understand blood pressure and heart rate variability. *Ann Fr Anesth Reanim.* 2003, 22:425-52.

Sztajzel J. Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss Med Wkly.* 2004, 134:514-22.

Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. *Circulation* 1996;93:1043-1065.

Tsuji H, Venditti FJ, Manders ES, et al. Reduced heart rate variability and mortality risk in an elderly cohort. *Circulation* 1994;90:878-883.

Valipour A, Schneider F, Koessler W, Saliba S, Burghuber OC. Heart rate variability and spontaneous baroreflex sequences in supine healthy volunteers subjected to nasal positive airway pressure. *J Appl Physiol.* 2005; 99(6):2137-43.

Verheyden B, Eijnde BO, Beckers F, Vanhees L, Aubert AE. Low-dose exercise training does not influence cardiac autonomic control in healthy sedentary men aged 55-75 years. *J Sports Sci.* 2006;24(11):1137-47.

Vigo DE, Nicola Siri L, Ladron De Guevara MS, Martinez-Martinez JA, Fahrer RD, Cardinali DP, Masoli O, Guinjoan SM. Relation of depression to heart rate nonlinear dynamics in patients > or =60 years of age with recent unstable angina pectoris or acute myocardial infarction. *Am J Cardiol.* 2004, 93:756-60.

Yotsukura M, Koide Y, Fujii K, Tomono Y, Katayama A, Ando H, Suzuki J, Ishikawa K. Heart rate variability during the first month of smoking cessation. *American Heart Journal.* 135(6 (Part 1)):1004-1009, June 1998.

Zhang LF, Zheng J, Wang SY, Zhang ZY & Liu C (1999). Effect of aerobic training on orthostatic tolerance, circulatory response, and heart rate dynamics. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 70: 975-982.

9. APÉNDICE

EXÉRCITO BRASILEIRO
HOSPITAL GERAL DE BELÉM

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO PACIENTE :

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F

DATA NASCIMENTO:/...../.....

ENDEREÇO Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE

CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)

2. RESPONSÁVEL LEGAL

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F

DATA NASCIMENTO:/...../.....

ENDEREÇO Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE

CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA Efeito da atividade física na modulação autonômica da frequência cardíaca em voluntários normais

2. PESQUISADOR: Cap Antonio Grosso Neto

CARGO/FUNÇÃO: Médico Perito de OM.

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL: Nº 11913

UNIDADE DO HGeBe: Divisão de medicina / Perícias médicas.

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

<input checked="" type="checkbox"/>	SEM RISCO	<input checked="" type="checkbox"/>	RISCO MÍNIMO	<input checked="" type="checkbox"/>	RISCO MÉDIO
<input checked="" type="checkbox"/>	RISCO BAIXO	<input checked="" type="checkbox"/>	RISCO MAIOR	<input checked="" type="checkbox"/>	

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 1 ano

III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

1. justificativa e os objetivos da pesquisa; 2. procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais; 3. desconfortos e riscos esperados; 4. benefícios que poderão ser obtidos; 5. procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo.

1. Verificar o ritmo do coração em jovens antes e depois de fazerem um programa de treinamento físico

2. O ritmo do coração vai ser registrado através de um aparelho chamado Holter, que nada mais é do que um aparelho de eletrocardiograma portátil que guarda os eletrocardiogramas em um pequeno disquete de computador por 24 horas e já é utilizado em muitos grandes hospitais para ver a variação do ritmo do coração durante o dia todo. A capacidade física antes e depois do programa de treinamento vai ser vista pelo exame da esteira

3. O Holter não provoca dor, não tira sangue ou dá qualquer tipo de problema para a saúde. A esteira tem risco de provocar batadeira no coração e muito raramente infarto

4. O exame vai ajudar no futuro a achar e tratar pacientes com problema de ritmo de coração mais cedo

5. Você será beneficiado pela pesquisa por realizar exames que podem encontrar problemas de coração a ajudar a tratá-lo além da avaliação de sua condição física

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas.

2. Liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.

3. Salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade.

4. Disponibilidade de assistência no HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

5. Viabilidade de indenização por eventuais danos à saúde decorrentes da pesquisa.

V. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS:

Dr. Roberto Chaves Castro

Hospital Geral de Belém – Praça Brasil, s/n

Dr. Antonio Grosso Neto

Hospital Geral de Belém – Praça Brasil, s/n

VI. OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa

Belém, de de 20 .

Antonio Grosso neto

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

INSTRUÇÕES PARA PREENCHIMENTO

(Resolução Conselho Nacional de Saúde 196, de 10 outubro 1996)

1. Este termo conterà o registro das informações que o pesquisador fornecerá ao sujeito da pesquisa, em linguagem clara e acessível, evitando-se vocábulos técnicos não compatíveis com o grau de conhecimento do interlocutor.
2. A avaliação do grau de risco deve ser minuciosa, levando em conta qualquer possibilidade de intervenção e de dano à integridade física do sujeito da pesquisa.
3. O formulário poderá ser preenchido em letra de forma legível, datilografia ou meios eletrônicos.
4. Este termo deverá ser elaborado em duas vias, ficando uma via em poder do paciente ou seu representante legal e outra deverá ser juntada ao prontuário do paciente.
5. A via do Termo de Consentimento Pós-Informação submetida à análise da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq deverá ser idêntica àquela que será fornecida ao sujeito da pesquisa.