

**UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA  
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO**

**GIOVANI ARNALDO PACETTI**

**“ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DO SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO DE  
ALUNOS DO CURSO DE FORMAÇÃO EM CONTROLE DE TRÁFEGO AÉREO  
DURANTE A PRÁTICA SIMULADA DE NÃO RADAR”**

**São José dos Campos, SP  
2008**

GIOVANI ARNALDO PACETTI

**“ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DO SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO DE ALUNOS DO CURSO DE FORMAÇÃO EM CONTROLE DE TRÁFEGO AÉREO DURANTE A PRÁTICA SIMULADA DE NÃO RADAR”**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre Engenharia Biomédica.

Orientador(es): Profa. Dra. Regiane Albertini de Carvalho e Prof. Dr. Nelson José Freitas da Silveira.

São José dos Campos, SP  
2008

P115a

Pacetti, Giovani Arnaldo

Análise do comportamento do sistema nervoso autônomo de alunos do curso de formação em controle de tráfego aéreo durante a prática simulada / Giovani Arnaldo Pacetti; Orientadores Profa. Dra. Regiane Albertine de Carvalho e Prof. Dr. Nelson José Freitas da Silveira Profa. Dra. São José dos Campos, 2008.

1 disco laser ; color

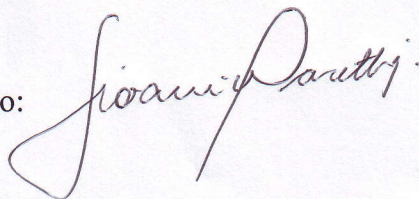
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2008.

1. Sistema Nervoso Autônomo 2. Variabilidade da frequência cardíaca 3. Controlador de tráfego Aéreo 4. Estresse ocupacional I.Carvalho, RegianeAlbertine, orient II. Silveira, Nelson José Freitas da, orient. III. Título

CDU: 611.8:159.944

Autorizo exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo foto-copiador ou transmissão eletrônica desde que citada corretamente à fonte.

Assinatura do Aluno:



São José dos Campos, 1 de agosto de 2008.

**GIOVANI ARNALDO PACETTI**

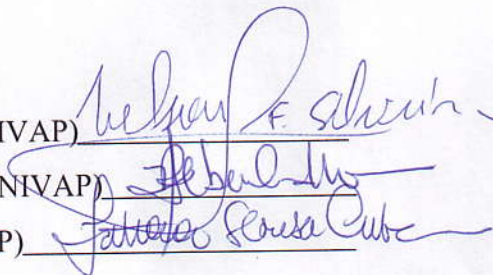
**“ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DO SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO DE ALUNOS  
DO CURSO DE FORMAÇÃO EM CONTROLE DE TRÁFEGO AÉREO DURANTE A  
PRÁTICA SIMULADA DE NÃO RADAR”**

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Dr. **NELSON JOSÉ FREITAS DA SILVEIRA** (UNIVAP)

Prof<sup>ª</sup>. Dra. **REGIANE ALBERTINI DE CARVALHO** (UNIVAP)

Prof<sup>ª</sup>. Dra. **TATIANA DE SOUSA DA CUNHA** (UNIFESP)



Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 01 de agosto de 2008.

“A Deus sem o qual nada faria sentido, dando-me sabedoria e motivação,  
A minha esposa Néia, por seu apoio e amor incondicional,  
Ao meu filho Pedro, pela benção de me fazer um pai feliz”.

## Agradecimentos

Profa. Dra. Regiane Albertine de Carvalho, por ter me orientado durante a pesquisa.

Ao Prof. Ms. Leandro Kawaguchi, por ter me ajudado a interpretar os dados da modulação autonômica, fornecido artigos sobre variabilidade da frequência cardíaca e por ter me guiado durante a construção desta obra científica, pela confiança e pelo incentivo.

Ao Prof. Dr. Alderico Rodrigues de Paula, por ter me ajudado a entender as configurações do Matlab, e pelo estágio.

Ao Prof. Dr. Nelson José Freitas da Silveira por ter ajudado com muita disposição nos dados estatísticos.

A Profa. Dra. Tatiana de Sousa da Cunha (UNIFESP) pela gentileza de aceitar participar da banca examinadora desta Dissertação.

A bibliotecária Rúbia pela atenção e prestatividade em vários momentos.

A Escola de Especialista de Aeronáutica, em especial ao Galpão de Controle de Tráfego Aéreo e ao Suboficial Olivar, a todos os instrutores e alunos, que participaram direta ou indiretamente desta pesquisa.

A Seção de Educação Física, nas presenças de todos os seus professores, oficiais e sargentos que contribuíram de alguma forma em mais esta etapa de minha vida acadêmica pelas constantes trocas de informações e demonstrações de amizade e profissionalismo.

Aos meus colegas de mestrado que ingressaram juntos em 2007, sucesso a vocês!

Aos meus amigos Marco, Sabrina, Juliana, Isabelle, Dona Ivone pela amizade, e companheirismo neste período de pesquisa.

**“Uma pessoa só se tornará nobre quando colocar em prática tudo que tiver aprendido, e não apenas através de suas palavras”.**

*Dalai-Lama*

# “ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DO SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO DE ALUNOS DO CURSO DE FORMAÇÃO EM CONTROLE DE TRÁFEGO AÉREO DURANTE A PRÁTICA SIMULADA DE NÃO RADAR”

## Resumo

**Objetivo.** O objetivo deste estudo foi analisar o comportamento do sistema nervoso autônomo através da análise da variabilidade da frequência cardíaca em alunos do curso de formação militar na especialidade de controle de tráfego aéreo (BCT), na Escola de Especialista de Aeronáutica (EEAR) em Guaratinguetá. **Métodos.** Foram analisados 19 alunos do sexo masculino, saudáveis, com idade de  $21,0 \pm 1,52$  anos. Os alunos foram submetidos a dois protocolos diferentes: a) Repouso; b) Prática Simulada de não Radar. Os intervalos RR foram registrados durante os 2 protocolos através de um monitor cardíaco (Polar® S810) e analisados através da Transformada Wavelet Contínua. **Resultados.** Observou-se que a energia calculada através da área sob a curva entre 0,04 e 0,15 Hz (*LF*) foi igual a  $852.46 \pm 519.67$  para o comportamento simpático durante a prática simulada de não radar e de  $332.4 \pm 286.58$  para o simpático durante o repouso. Quando analisou de forma estatística, esses dados apresentaram diferenças significativas  $p = 0.05$ . Analisando o comportamento da frequência cardíaca (FC) nas situações de prática simulada de não radar e repouso obtivemos  $86.424 \pm 12.365$  e  $60.8050 \pm 7.3017$ , que apresentaram diferenças significativas  $p = 0.05$ . Os valores de intensidade de energia para a faixa de frequência de 0.15 a 0.40 Hz (*HF*) que representa a influência do Sistema Nervoso Parassimpático sobre o controle da FC, foram encontrados durante a prática simulada de não radar  $379.38 \pm 413.76$  e para o repouso  $244.77 \pm 260.23$ . Esses resultados não apresentaram diferenças, demonstrando que o ramo parassimpático do SNA não sofre grandes estimulações nas situações supracitadas, adotando como significância  $p = 0.05$ . Investigando a razão (LF/HF) encontramos durante a prática simulada de não radar uma razão de  $3.1534 \pm 1.3141$  e para o repouso a razão de  $1.1069 \pm 0.5329$ , observamos diferenças significativas  $p = 0.05$  entre as razões impulsionadas pela grande estimulação do ramo simpático durante a prática simulada de não radar. Quando analisamos de forma isolada os dados da prática simulada de não radar para área simpática e para área parassimpática, observamos diferença estatística  $p = 0.05$  entre os dados, demonstrando o desequilíbrio entre o ramo simpático e parassimpático do SNA nesta situação, e os dados coletados no repouso também analisados de forma isolada para área simpática e parassimpática não indicaram diferença estatística adotando como significância  $p = 0.05$ , evidenciando um bom equilíbrio do SNA reforçando os valores expressos pela razão anteriormente citados. **Conclusão.** Contudo, podemos salientar que a Transformada Wavelet Contínua possibilitou uma análise no domínio da frequência do comportamento do SNA, se mostrando uma ferramenta eficaz na análise da VFC.

**Palavras-chave:** Controlador de Tráfego Aéreo, Variabilidade da Frequência Cardíaca, Sistema Nervoso Autônomo, Estresse,

# "ANALYSIS OF THE AUTONOMOUS NERVOUS SYSTEM OF STUDENTS AT THE TRAINING COURSE IN THE AIR TRAFFIC CONTROL DURING THE MOCK PRACTICE OF NON-RADAR"

## Abstract

**Objective.** This study aimed to examine the behavior of the autonomous nervous system by the analysis of cardiac frequency variability of students in the military training course on the expertise of air traffic control (BCT), in the Escola de Especialista de Aeronautica (EEAR) in Guaratinguetá. **Methods.** 19 male students, healthy, at the age of  $21.0 \pm 1.52$  years old were analyzed. The students were subjected to two different protocols: a) Resting b) Mock Practice of non-Radar. The RR intervals were recorded during the 2 protocols by a cardiac monitor (Polar ® S810) and treated by Wavelet Transform Continuing. **Results.** It was noticed that the calculated energy in the area under the curve between 0.04 and 0.15 Hz (LF) was equal to  $852.46 \pm 519.67$  for the friendly behaviour during the mock practice of non-radar and  $332.4 \pm 286.58$  for the friendly during the rest, or be, another moment out of the mock practice. When analysed in the statistic way, these data showed significant differences  $p = 0.05$ . Analyzing the behavior of heart rate (HR) in situations of mock practice, non-radar and resting got  $86,424 \pm 12,365 \pm 7.3017$  and  $60.8050$ , which showed significant differences  $p = 0.05$ . The values of energy intensity for the frequency range of 0.15 to 0.40 Hz (HF) which represent the parasympathetic branch of the SNA, was found during the mock practice of non-radar  $379.38 \pm 413.76$  and for the resting  $244.77 \pm 260.23$ . These results showed no differences, demonstrating that the parasympathetic branch of the SNA does not suffer major stimulations in the above mentioned situations, adopting as significance  $p = 0.05$ . Investigating the reason (LF / HF) we found during the mock practice of non-radar a reason to  $3.1534 \pm 1.3141$  and the reason for the resting  $1.1069 \pm 0.5329$ , great differences between  $p = 0.05$  reasons driven by the great stimulation of the sympathetic branch during the mock practice, non-radar. When verifying the data isolated from the mock practice non-radar for area parasympathetic area and sympathetic area, we observed statistical difference  $p = 0.05$  among the data, showing the imbalance between the sympathetic branch and parasympathetic branch of SNA in this situation, and the collected data in resting were also examined in the isolated way for the sympathetic area and parasympathetic area did not indicate statistical differences adopting as significance  $p = 0.05$ , showing a good balance of SNA reinforcing the values expressed by reason previously mentioned. **Conclusion.** However, we state that the Wavelet Transform Continuing enabled an analysis in the behavior frequency dominium of the SNA, bearing as an effective tool in the HRV analysis.

**Keywords:** Air Traffic Controller, Heart Rate Variability, Autonomous Nervous System, Stress

## Lista de Ilustrações

Figura 1: Composição do Sistema Nervoso Autônomo. ....	23
Figura 2: Intervalo RR do eletrocardiograma .....	26
Figura 3: Aula prática simulada de não radar função acc.....	34
Figura 4: Aula prática simulada de não radar na função de app.....	34
Figura 5: <i>Monitor Cardíaco Polar S810i®</i> .....	35
Figura 6: Sensor <i>WearLink®</i> do Monitor cardíaco Polar S810i® para captação do intervalo RR. Fonte: <a href="http://www.proximus.com.br">www.proximus.com.br</a> .....	35
Figura 7: Sensor <i>WearLink®</i> e Monitor Cardíaco Polar S810i® posicionado no tórax para captação do intervalo RR. ....	35
Figura 8: Sensor infravermelho .....	36
Figura 9: Transmissão do sinal do monitor Polar S810® para software Polar Precision Performance® via infravermelho. Fonte: <a href="http://WWW.info.cardiozone.de/.../s810isiencecemodell">WWW.info.cardiozone.de/.../s810isiencecemodell</a> . ....	36
Figura 10: Algoritmo de análise dos dados através da Variabilidade da Frequência Cardíaca. Fonte: Fagundes (2007). ....	37
Figura 11: Tela do Software Polar Precision Performance demonstrando o sinal captado de um voluntário e suas respectivas Frequências cardíacas (FC) durante a fase de prática simulada de não radar. ....	39
Figura 12: Ilustração da análise da variabilidade da frequência cardíaca através da transformada wavelet contínua para um dos sujeitos do protocolo de aplicação da prática simulada de não radar e repouso. Visualizam-se em (a) registro elétrico do intervalo RR de um voluntário (600 segundos); (B) escalograma do sinal eletrocardiográfico; (c) GWS (Global Wavelet Spectrum). ....	40
Figura 13: Comportamento do sistema nervoso simpático durante a prática simulada de não radar (Simp. P) e repouso (Simp. R) obtemos um valor de $p=0.0008$ ( $*p=0.05$ ). ....	42
Figura 14: Demonstra o comportamento da frequência cardíaca durante a prática simulada de não radar (FC. P) onde obtemos $p=0.004$ ( $*p=0.05$ ) .....	43
Figura 15: Comportamento do sistema nervoso parassimpático durante a prática simulada de não radar (Paras. P) e repouso (Paras. R) obtemos um valor de $p=0.2361$ ( $*p=0.05$ ). ....	44
Figura 16: Demonstra a razão entre baixa frequência (LF) e alta frequência (HF) na prática simulada de não radar e repouso, onde obtemos $p=0.0001$ ( $*p=0.05$ ). ....	45
Figura 17: Demonstra o comportamento do ramo simpático e parassimpático durante a prática simulada de não radar onde obtemos $p=0.004$ ( $*p=0.05$ ). ....	46
Figura 18: Demonstra o comportamento do ramo simpático e parassimpático durante o repouso onde obtemos $p=0.6685$ ( $*p=0.05$ ) .....	47

## Lista de Tabelas

Tabela 1: Caracterização da amostra quanto a Idade, e Dados Antropométricos (n=19).....	39
Tabela 2: Bandas de Baixa Frequência ( <i>LF</i> ) e Alta Frequência ( <i>HF</i> ) em unidades absolutas ( $ms^2$ ), e Razão ( <i>LF/HF</i> ) durante as fases de repouso e prática simulada de não radar (n=19).	41
Tabela 3: Valores obtidos para o ramo simpático na prática simulada de não radar e no simpático no repouso. ....	42
Tabela 4: Valores obtidos das frequências cardíacas. ....	43
Tabela 5: Valores obtidos para o ramo parassimpático na prática simulada de não radar e no repouso.....	44
Tabela 6: Valores obtidos para a razão na prática simulada de não radar e no repouso. ....	45
Tabela 7: Valores obtidos para o ramo simpático na prática simulada de não radar e no parassimpático na prática.....	46
Tabela 8: Valores obtidos para o ramo simpático no repouso e parassimpático no repouso. ..	47

## Lista de Abreviaturas e Símbolos

SNA – Sistema Nervoso Autônomo  
LF– Low frequency, banda de baixa frequência  
HF–High frequency, banda de alta frequência  
Hz – Hertz  
TWC – Transformada Wavelet Contínua  
SNC – Sistema Nervoso Central  
VFC – Variabilidade da Frequência Cardíaca  
RR – Intervalos entre duas ondas R  
ECG – Eletrocardiograma  
FC – Frequência Cardíaca  
VLF – Very low frequency, banda de muito baixa frequência  
LF/HF – Razão Baixa /Alta Frequência Nacional de Saúde  
CNS – Conselho Nacional de Saúde  
GWS – Global Wavelet Spectrum  
p – índice de significância  
Ms<sup>2</sup> – milissegundos  
LFun – Baixa Frequência em unidades normalizadas  
HFun – Alta Frequência em unidades normalizadas  
BCT – Contrôlo de tráfego aéreo  
CFC – Curso de Formação de Sargentos  
ANAC– Associação Nacional de Aviação Civil  
AVFC – Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca  
FAB – Força Aérea Brasileira  
SNPS – Sistema Nervoso Parassimpático  
SNS – Sistema Nervoso Simpático  
SD – desvio padrão  
IMC – Índice de massa corpórea  
IRR – Intervalos R-R  
HRV –Heart Rate Variability  
SDNN – desvio-padrão de todos os intervalos R-R, expresso em milissegundos (ms).  
SDANN – desvio-padrão das médias dos intervalos R-R, calculados em intervalos de cinco minutos.  
SDNNi – média dos desvios-padrão dos intervalos R-R calculados em intervalos R-R de cinco minutos  
PNN50 – percentagem dos ciclos sucessivos que apresentam diferenças de duração acima de 50 ms  
RMSSD – raiz quadrada média das diferenças sucessivas entre os intervalos R-R normais adjacentes  
ICA – Instrução do Comando da Aeronáutica  
ICAO – International Civil Aviation Organization  
DEPV - Diretoria de Eletrônica e Proteção ao Vôo  
ACC - Centro de Controle de Área  
APP - Controle de Aproximação

## Sumário

<b>1 Introdução</b> .....	14
<b>2 Revisão de literatura</b> .....	15
2.1 Controle e Gerenciamento do Tráfego Aéreo no Brasil .....	15
2.2 Concepção Estrutural do Curso: Prática Simulada de não Radar .....	18
2.3 Contexto e o Desgaste do Controlador de Tráfego Aéreo no Brasil .....	19
2.4 Estresse .....	20
2.5 Sistema Nervoso Autônomo .....	22
2.6 Frequência Cardíaca de Repouso.....	24
2.7 Variabilidade da Frequência Cardíaca .....	25
2.8 Métodos de Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca .....	26
2.9 Transformada Wavelet Contínua .....	28
<b>3 Objetivos</b> .....	31
3.1 Objetivo Geral .....	31
3.2 Objetivos Específicos .....	31
<b>4 Material e Métodos</b> .....	32
4.1 Delineamento do estudo .....	32
4.2 População de estudo .....	32
4.2.1 Aspecto Ético do Estudo.....	32
4.2.2 Critérios de Inclusão .....	32
4.2.3 Critérios de Exclusão .....	32
4.3 Local do estudo .....	33
4.4 Materiais utilizados.....	33
4.5 Procedimentos Realizados .....	33
4.6 Análise Estatística.....	38
<b>5 Resultados</b> .....	39
<b>6 Discussão</b> .....	48
<b>7 Conclusão</b> .....	52
Referências .....	53
<b>ANEXO A: Comitê de Ética em Pesquisa</b> .....	59
<b>ANEXO B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE</b> .....	60

## 1 Introdução

A análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) pode ser uma ferramenta bastante útil na mensuração do comportamento do Sistema Nervoso Autônomo (SNA) em situações estressantes como de um controlador de tráfego aéreo, por exemplo. Além disso, é possível conhecer a influência do controle autonômico sobre o coração, estudando a VFC (MENEZES, 2004).

A Engenharia Biomédica e o Processamento de Sinais Biológicos permitem inúmeras possibilidades de procedimentos terapêuticos não-invasivos, aumentando dessa forma, a capacidade de diagnóstico, especialmente na área cardiovascular. A análise VFC possibilita a observação e compreensão dos mecanismos extrínsecos do controle do ritmo cardíaco em situações fisiológicas e patológicas. O fato da análise da VFC ser uma técnica não invasiva a torna o procedimento de escolha na avaliação precisa da função do sistema nervoso autônomo (SNA) em diversas condições clínicas (FERREIRA, 2004).

O SNA é de fundamental importância para a saúde cardiovascular. Sendo assim, medidas da atividade simpática e parassimpática são importantes na compreensão de mecanismos fisiológicos e da fisiopatologia de doenças cardiovasculares (ECKBERG, 1997).

Alguns autores têm demonstrado por meio de estudos científicos, que a diminuição da VFC está relacionada a um maior índice de morbidade e mortalidade cardiovascular implicando na presença de disfunção cardiovascular (CAMPELO et al., 1992; LONGO; FERREIRA; CORREIA, 1995; ALONSO et al, 1998; PUMPRLA et al., 2002).

Analisando estes fatos, resolveu-se realizar um estudo com alunos do curso de formação de sargentos na especialidade de controle de tráfego aéreo e trazer contribuições em relação ao comportamento autonômico analisando a Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) durante a prática simulada de não radar, através de ferramentas de processamento de sinais biológicos no domínio da frequência.

## 2 Revisão de literatura

### 2.1 Controle e Gerenciamento do Tráfego Aéreo no Brasil

O controle de tráfego aéreo é um serviço prestado pelo Ministério da Aeronáutica do Brasil, com a finalidade de acelerar e manter ordenado e seguro o fluxo de tráfego aéreo (AIR SAFETY GROUP, 2003). O controle e defesa do espaço aéreo nacional estão divididos em seis grandes regiões de informação de vôo sob responsabilidade do Ministério da Aeronáutica que foi criado em 1941 e, a partir daí, as estações particulares de apoio de navegação aérea, que até o momento existiam, foram absorvidas pelo Ministério da Aeronáutica. Os funcionários dessas estações particulares que davam o suporte para a navegação aérea foram enviados aos Estados Unidos da América para estudo do controle de tráfego aéreo e no retorno, fundaram o centro de controle de área (ACC), no Aeroporto Santos Dumont, Rio de Janeiro. Os centros de controle de área acompanhavam as aeronaves nas rotas até receberem as mensagens de pouso (AIR SAFETY GROUP, 2003).

O espaço aéreo nacional foi organizado e administrado pelo Ministério da Aeronáutica através da Diretoria de Rotas Aéreas que deu origem a Diretoria de Eletrônica e Proteção ao Vôo (DEPV). No início, o espaço aéreo brasileiro foi dividido em cinco áreas de controle que eram responsáveis por acompanhar as aeronaves nas rotas até receberem as mensagens de pouso. A partir dos anos cinquenta, foram criados mais quatro centros de controle e os mesmos passaram a usar siglas internacionais preconizadas pela ICAO (International Civil Aviation Organization). Nos anos setenta, o primeiro radar de vigilância foi instalado sendo requerida dos “aeronavegantes” “manobra de identificação” para que o controlador pudesse identificar os alvos móveis na sua tela.

Em 1969, deu-se início à idealização de um sistema de controle de área com um “programa de telecomunicações homônimo” com objetivo de ajuste às condições brasileiras tornando o sistema nos locais dotado de órgãos de controle mais eficiente e seguro. Posteriormente, houve a instalação de um sistema de controle de tráfego aéreo e de defesa aérea automatizados, sendo incorporadas técnicas digitais possibilitando abandonar os métodos de identificação dos alvos móveis, uma vez que o computador mostrava em sua tela radar, etiquetas de identificação com caracteres alfanuméricos, além da trajetória futura da aeronave e das três posições anteriores (AIR SAFETY GROUP, 2003).

Os controladores de tráfego aéreo estão sujeitos a variações momentânea do tráfego aéreo sendo que o exige, “resolução” rápida de “conflitos”. A variação do fluxo de aeronaves em um

mesmo espaço aéreo faz com que o controlador tenha de trabalhar com uma aproximação maior das aeronaves e, em alguns casos, tendo de lidar, ao mesmo tempo, com uma quantidade superior à esperada de aeronaves (EYFERTH *et al.*, 2003).

O controle de tráfego aéreo é um serviço prestado com a finalidade de “acelerar e manter ordenado e seguro o fluxo de tráfego aéreo” (AIR SAFETY GROUP, 2003). Ele passa pela autorização de um plano de vôo para a realização de um vôo controlado, designação do espaço aéreo compreendido pelas aerovias superiores, inferiores e zonas de tráfego de aeródromo. No plano de vôo vai a identificação da aeronave; regras de vôo e tipos de vôo; números, tipo (s) de aeronave (s); equipamento, aeródromo de partida; hora estimada de calços fora; velocidade (s) de cruzeiro; nível (is) de cruzeiro; rota que será seguida; aeródromo de destino e duração total prevista; aeródromo (s) de alternativa; autonomia; número total de pessoas a bordo; equipamento de emergência e de sobrevivência; e outros dados. Após essa autorização, a prestação do serviço de tráfego aéreo será fornecida por um APP (Controle de Aproximação) ou ACC (Centro de Controle de Área) e o serviço de aproximação por um APP ou TWR (Torre de Controle de Aeródromo). O serviço de controle de aeródromo será prestado por uma TWR. Somente um órgão de controle de tráfego aéreo tem jurisdição sobre um determinado espaço aéreo ficando a este a atribuição dos serviços de informação de vôo e de alerta para a aeronave (BRASIL. MINISTÉRIO DA DEFESA, 1999).

O trabalho do controlador de tráfego aéreo é gerir essas informações (do radar, da comunicação com piloto, da equipe de controle, de outras aeronaves simultaneamente) e guiar as aeronaves, de forma segura, já que erros podem acarretar em incidentes ou graves acidentes aeronáuticos. Os controladores de tráfego aéreo estão expostos a uma carga de trabalho físico provavelmente menor do que a carga de trabalho mental, durante a prestação do serviço. Além de lidar com vários conceitos, como por exemplo, velocidade, altitude, aproximação, separação das aeronaves no espaço aéreo (manutenção de uma distância mínima segura que separa duas aeronaves em vôo), os controladores de tráfego aéreo têm de manter a comunicação com os pilotos de várias aeronaves e com a equipe de controle. Nesta comunicação, eles devem observar a fraseologia usada para comunicação (a inadequação da fraseologia, da emissão, clareza ou cotejamento das autorizações pode conduzir ao erro) e planejar o controle de tráfego em função dos tráfegos existentes (AIR SAFETY GROUP, 2003).

O sistema de controle de tráfego aéreo está sujeito a grande variabilidade em função das condições do equipamento de controle e do espaço aéreo. Devido à variação das demandas no controle de tráfego aéreo, o controlador tem de lidar, em alguns momentos, com períodos de baixa ocupação e outros momentos com períodos de ocupação máxima. Isto acaba por acarretar

em uma sobrecarga mental e por vezes física, podendo levar alguns casos a incertezas ou até as falhas na execução da tarefa. Woods *et al* (1994) destacam que tem se observado que pessoas adaptam suas tarefas continuamente para responder à variação da demanda que atividades cognitivas e físicas exigem. Essas variações criam grandes restrições na atividade cognitiva que vão desde pressões, incertezas, até as falhas (WOODS *et al.*, 1994). Além disso, as situações próximas à faixa de limite de trabalho seguro não são raras, como por exemplo: uma quase colisão de aeronaves (quando a condição de aproximação entre aeronaves, ou entre estas e obstáculos na superfície, que exijam mudanças bruscas e imediatas de atitudes de vôo ou de movimento); um risco de colisão (a apreensão quando a projeção da trajetória de uma aeronave indicar a necessidade de uma ação planejada e coordenada, sobre seus movimentos ou atitudes de vôo, que assegurem separações adequadas entre elas ou em relação a obstáculos na superfície); ou falhas dos recursos e serviços terrestres; ou mesmo uma dificuldade grave causada por falha na execução, ou não observância de procedimentos aplicáveis são irregularidades do dia-a-dia do controle do espaço aéreo (ISAAC; RUITENBERG, 1999).

No caso do controle de tráfego aéreo, a maior quantidade de falhas acontece nas seguintes situações: 70-74% de falhas ocorrem sob condições e complexidade de tráfego moderado, 62% de falhas ocorrem quando controladores têm menos que seis anos de experiência e 45% de falhas acontecem durante os primeiros quinze minutos de um controlador na posição (ISAAC; RUITENBERG, 1999).

Compreender como acontece a falha é um dos primeiros entendimentos de como o sucesso é obtido e como as pessoas aprendem, adaptam-se e criam segurança em um ambiente com muitos fatores negativos em seus mecanismos de defesa, de perigo, e múltiplas metas. A falha, tanto individual quanto falha na performance em nível de sistema, representa uma inabilidade para lidar efetivamente com a complexidade (HOLLNAGEL *et al.*, 2006).

O Gerenciamento do Tráfego Aéreo não é uma atividade única, possuindo diversos segmentos com funções específicas que se completam. O principal objetivo do Gerenciamento de Tráfego Aéreo é garantir vôos seguros, regulares e eficazes, balanceando as necessidades dos usuários do espaço aéreo com a capacidade da infra-estrutura aeronáutica e aeroportuária existente, respeitando as condições meteorológicas reinantes e as limitações operacionais das aeronaves. É necessário considerar, também, as limitações das aeronaves que não podem interromper o vôo e necessitam de manter um mínimo de separação da aeronave que a precede, a fim de evitar a esteira de turbulência (BRASIL, 2003).

## 2.2 Concepção Estrutural do Curso: Prática Simulada de não Radar

O Curso de Formação de Sargentos (CFS) tem por objetivo formar técnicos militares da especialidade de Controle de Tráfego Aéreo (BCT) para atender às necessidades da Força Aérea Brasileira. A instrução no CFS divide-se em Campo Geral, Campo Militar e Campo Técnico Especializado. O Campo Geral constitui-se na fase que proporcionará o nivelamento de conhecimentos básicos e o Campo Militar na fase que garantirá o aprendizado dos postulados inerentes à vida militar.

A instrução do Campo Técnico-Especializado constitui-se na fase da formação em que o futuro Sargento é preparado para obter um desempenho profissional dentro dos padrões estabelecidos pelo Comando da Aeronáutica. Desse modo, ela está dimensionada com conhecimentos teóricos e práticos, de tal forma que o especialista, ao longo dos quatro semestres letivos, torne-se capaz de atingir um nível de proficiência eficaz e compatível à especialidade de Controle de Tráfego Aéreo (BRASIL, 2005).

Segundo o instrutor Salmi, especialista BCT o treinamento feito pelo aluno em formação de controle de tráfego aéreo consiste em trazer as aeronaves reais para um simulador, situações que serão encontradas pelo mesmo quando estiver formado e trabalhando nos órgãos de controle de tráfego aéreo.

No treinamento, o aluno passa pelos 3 órgãos de controle de tráfego aéreo:

- **Torre de controle:** posição de controle onde são feitas decolagens e pousos de aeronaves;
- 2- **APP:** Controle de Aproximação, onde são feitas as aproximações e saídas das aeronaves (após a decolagem e terem sido transferidas pela torre de controle);
- 3- **ACC:** Centro de Controle de Área, área de controle onde ocorre grande parte de um vôo e abrange a maior parte e maiores altitudes do Brasil.

Além destes 3 órgãos de controle, o aluno atua também como auxiliar do controlador nos mesmos e como piloto quando não está controlando. Desta forma, para que outros possam treinar como controladores.

Em resumo no tráfego aéreo uma aeronave decola ou pousa depois de autorizada pela torre de controle. Após a decolagem, a torre de controle transfere essa aeronave, via radiocomunicação, para o controle de aproximação, que leva essa aeronave até a aerovia, um trecho no espaço aéreo controlado pelo ACC, que controla a aeronave até o momento em que a mesma tem que aterrissar (BRASIL, 2005).

Nesse momento, o ACC transfere a aeronave para o APP de destino, que conduz a aeronave até o local previsto, onde é transferida para a Torre de controle local, que fará o pouso dessa aeronave.

### **2.3 Contexto e o Desgaste do Controlador de Tráfego Aéreo no Brasil**

O transporte aéreo também se beneficiou do aumento da velocidade, privilegiado pelos novos sistemas e equipamentos, a partir dos anos 60, com a introdução do jato. Nos últimos seis anos, a velocidade média registrada na aviação passou de 680 para 723 quilômetros por hora no tráfego nacional, e de 320 para 405 no regional. Paralelamente, houve uma mudança total da frota nos últimos 20 anos. No tráfego nacional, em 1986, 10% da frota utilizavam turboélice; atualmente, ela é composta por jatos. Também, no tráfego regional, os táxis aéreos a jato vêm ocupando espaço (ITANI, 1998).

Observa-se que o sistema de transporte aéreo civil transportou, nos tráfegos domésticos e internacionais, cerca de 61 bilhões de passageiros/km (passageiros transportados x etapa média) e 2,5 bilhões de toneladas/km de carga (toneladas de carga e mala postal transportada x etapa média). Atualmente estão em torno de 82 bilhões de passageiros/km/ano e 4 bilhões de toneladas/km de carga/ano. Se o crescimento da demanda mantiver este ritmo, o sistema estará transportando 331 bilhões de passageiros/km e 18 bilhões de toneladas/km de carga no ano 2020, ou seja, 8 vezes o volume de tráfego atual (DAC, 2007).

Com o crescimento do sistema de transporte aéreo causará um grande impacto, que envolverá várias categorias de trabalhadores da aviação civil, e controladores de tráfego aéreo. Há uma preocupação com a reorganização dos serviços dos aeroportos decorrente da pressão dos passageiros por atendimento mais eficiente de balcão e serviços de terra, o que não ocorre com as demais atividades. Uma destas condições e, provavelmente, a mais crucial, é a do controle de tráfego aéreo, que deve estar dimensionado para atender a esse volume de tráfego futuro. Entretanto, não tem-se conseguido acompanhar esse crescimento. Segundo Vidal e Moreira (1999), o controle de tráfego aéreo do Rio de Janeiro tem se deparado, por vezes, com sintomas de saturação do espaço aéreo, nas proximidades dos aeroportos da Área Terminal do RJ. A situação pode ser apontada também com relação à Área Terminal São Paulo.

Com o volume de passageiros no tráfego aéreo e a introdução de sistemas automatizados, os controladores de tráfego podem estar sofrendo desgastes constantes em função das condições estressantes de sua atividade profissionais, que resultam em um trabalho pouco visível, não valorizado social e financeiramente. Esta questão constitui-se no estímulo à busca da

compreensão deste universo de trabalho. Comumente, o efeito da condição de trabalho é percebido pelos operadores ao final da jornada, quando expressam a sensação de fadiga física. Os sinais de fadiga podem ser detectados através da avaliação do gasto energético e custo cardíaco relativo, em função do volume de tráfego em vigilância. Segundo Vidal e Moreira (1999), a avaliação regular desses fatores é fundamental para a manutenção da capacidade física e da eficiência dos controladores, além de assegurar a saúde deste trabalhador em longo prazo.

O estresse psicológico, decorrente de condições variadas quanto às exigências do trabalho, tais como: o idioma, dificuldades de comunicação entre controladores e pilotos, controladores e supervisores, trabalham em turnos alternados e pausas para descanso estabelecidas de forma não regular e não sistemática apresentam elevados níveis de exigência de memória e percepção mental levando estes operadores mostrarem maior incidência de sintomas de estresse. Como decorrência, o quadro de instabilidade emocional, depressão, com maior falta de concentração e dificuldade de julgamento pode implicar conseqüências nefastas na operação dos sistemas de controle do tráfego aéreo (ARAÚJO, 2002).

Segundo dados do Ministério da Defesa, hoje trabalham no controle do espaço aéreo 13.245 profissionais. Essas pessoas se dividem em quatro unidades de monitoramento, que, juntas, cobrem todo o espaço aéreo brasileiro. Cada unidade desta leva o nome de Cindacta, que quer dizer Centro Integrado de Defesa Aérea e Controle do Espaço Aéreo (JORNAL DO FEDERAL, 2007).

O aumento do nível de competência do órgão que presta o serviço será em função da necessidade de se manter os níveis de segurança, a eficiência e a regularidade do serviço prestado (BRASIL, 2003).

## **2.4 Estresse**

Profissões que causam estresse, como a dos controladores de vôo, são cada vez mais comuns no Brasil e no mundo. Um estudo realizado pela INTERNATIONAL STRESS MANAGEMENT ASSOCIATION, ISMA, mostra que 70% dos brasileiros hoje sofrem de estresse no trabalho, sendo que os três grupos mais afetados por essa doença são os profissionais que atuam na segurança pública, os profissionais que atuam na segurança dos vôos e os profissionais da área da saúde. Estresse é o conjunto de reações orgânicas e psíquicas de adaptação que o organismo desencadeia quando é exposto a qualquer estímulo que o excite, irrite, amedronte ou o faça muito feliz (BALLONE, 2002).

Dessa maneira, um elevado estado de ansiedade, que é caracterizado como um sintoma de estresse pode influir na habilidade cognitiva devido à redução do nível de concentração na execução das tarefas (ROSA, 2004 apud DINIZ *et al.*, 2006).

Segundo Selye apud Guimarães Junior (2004) a sobrecarga de agentes estressores pode ser considerada um fator importante para eclosão do estresse patológico no trabalho. O estresse também pode ser visto como sendo uma relação particular entre uma pessoa, seu ambiente e as circunstâncias quais está submetida, que é avaliada pela pessoa como uma ameaça ou algo que exige dela mais que suas próprias habilidades ou recursos, pondo em perigo o seu bem-estar. Essa definição nos introduz uma dimensão biopsicossocial do conceito de estresse, considerando estímulos tanto no meio externo (trabalho, relações sociais), quanto do meio interno (pensamento, emoções) (FRANÇA; RODRIGUES, 1997).

A literatura também se refere ao estresse como sendo uma reação intensa do organismo frente a situações boas ou ruins que de alguma forma alteram a vida do indivíduo. Essas reações ocorrem quando o indivíduo se depara com situações que exijam adaptações, ou seja, frente às mudanças que ocorrem freqüentemente na vida (CALAIS; ANDRADE; LIPP, 2003).

O estresse também está relacionado a estados emocionais provenientes das reações pessoais dos indivíduos frente a mudanças significativas em suas vidas. Essas situações ambientais, também denominadas de eventos de vidas estressoras, têm sido diferenciadas em dependentes e independentes. Os dependentes apresentam a participação do sujeito, ou seja, dependem da forma como o sujeito se coloca nas relações interpessoais, como se relaciona com o meio e onde seu comportamento provoca situações desfavoráveis a si mesmo. Os eventos estressores independentes são aqueles que estão além do controle do sujeito, independentemente da participação, sendo inevitáveis, como por exemplo, a morte de um familiar ou a saída de um filho de casa, como o ciclo vital de desenvolvimento (MARGIS *et al.*, 2003).

Embora a palavra estresse esteja atualmente carregada de certo negativismo, o estresse não é uma reação nova e exclusiva dos tempos modernos, mas um mecanismo de defesa do ser humano, como uma forma de garantir a sobrevivência (MENDES; LEITE, 2004).

O processo de estresse passa por três fases: a) **Alerta**: fase caracterizada pela reação do *sistema nervoso simpático* ao perceber o evento estressor; b) **Resistência**: fase na qual o evento estressor permanece presente por um período de tempo prolongado ou ocorrem adaptações em grande dimensão e; c) **Exaustão**: fase onde o nível de estresse já ultrapassou a possibilidade do indivíduo conviver com ele, gerando uma série de problemas (LIPP, 1984; DOMINGOS *et al.*, 1996; RIBEIRO; ASSIS; LOTERIO, 2000; CALAIS; ANDRADE; LIPP, 2003).

## 2.5 Sistema Nervoso Autônomo

O SNA influencia o ritmo inerente do miocárdio através dos componentes simpático e parassimpático (MCARDLE; KATCH; KATCH, 2003) sendo que o simpático desenvolve uma ação mais ampla que o parassimpático (DOUGLAS, 2000).

Os neurônios simpáticos estão localizados em diferentes níveis do sistema nervoso central, tais como a formação reticular bulbar, o hipotálamo posterior, no locus coeruleus, o córtex cerebral motor e a medula espinhal, que serão excitados de acordo com os estímulos reflexos que chegarem a estes núcleos (DOUGLAS, 2000). Este sistema tem uma ação muito maior em relação ao parassimpático e sua principal característica é de atuar como cardioacelerador. Isso ocorre graças a estimulação dos nervos simpáticos que liberam as catecolaminas epinefrina e noraepinefrina que agem na despolarização do nódulo SA e induzem ao batimento do coração mais rapidamente (MCARDLE, KATCH; KATCH, 2003).

A estimulação simpática também afeta o fluxo sanguíneo de todo o corpo através de terminações nervosas específicas que dilatam alguns vasos pelas fibras nervosas adrenérgicas e constriem outros pelas fibras nervosas colinérgicas (MCARDLE, KATCH; KATCH, 2003).

Já no sistema parassimpático, seus corpos celulares estão localizados no tronco cerebral e na porção sacra da medula espinhal. Quando estimulados, estes neurônios liberam acetilcolina que retarda o ritmo da descarga sinusal e torna o coração mais lento. Sua principal característica é atuar como um cardiodepressor ou cardiomoderador e isso ocorre graças à excitação dos nervos vagos direito e esquerdo pelas aferências do núcleo dorsal localizado na formação reticular bulbar, sendo que o predomínio de atuação é do nervo vago direito. Tais nervos não influem na contratilidade ventricular e, portanto só provocam redução do débito cardíaco pela diminuição da FC, pois o volume sistólico não é afetado (DOUGLAS, 2000; MCARDLE, KATCH; KATCH, 2003).

O equilíbrio da atuação de ambos os sistemas nervosos é denominado de balanço simpato-vagal ou de equilíbrio autonômico e serve com indicativo da interação das vias parassimpáticas e simpáticas do sistema nervoso autônomo (CHIU; WANG; HUANG; TSO; KAO, 2003; YAMAMOTO; HUGHSON; PETERSON 1991).

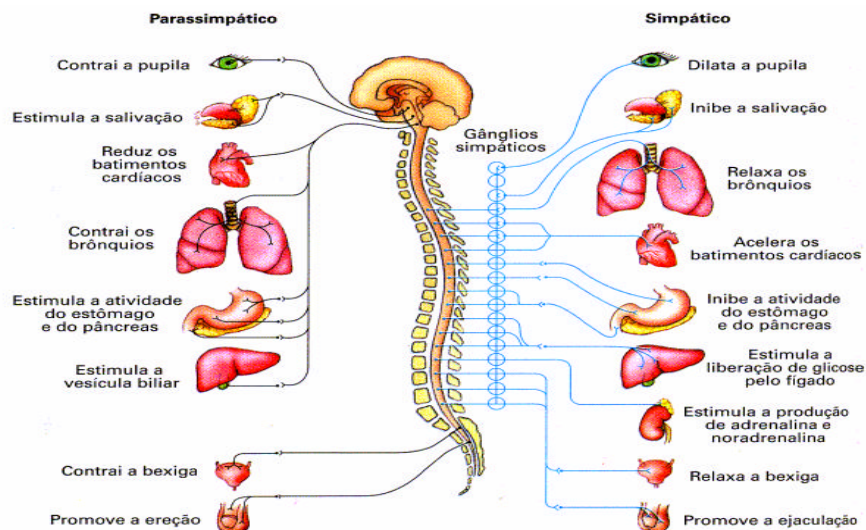
Em repouso, o controle da FC é realizado pela predominância do sistema nervoso parassimpático que faz com que a FC diminua. Em intensidades leves de exercício seu aumento se dá principalmente pela retirada vagal e em intensidades moderadas este aumento ocorre principalmente pela elevação da atividade simpática neural. Nas intensidades mais elevadas (próximas da máxima) concomitantemente com os dois mecanismos explicados anteriormente,

passa a haver maior ação simpática decorrente da liberação de noradrenalina pelas glândulas suprarenais, quando estimuladas pelos ramos simpáticos do sistema nervoso central, a chamada via neuro-endócrina (GALLO JÚNIOR; MACIEL; MARIN NETO; MARTINS, 1989).

Segundo Stein, Bosner, Kleiger e Conger (1994), uma maneira de verificar o comportamento deste balanço simpato-vagal é o estudo da VFC que, (CASADEI; COCHRANE; JOHNSTON; CONWAY; SLEIGHT, 1995; CASTIGLIONI, 1995) vem sendo bastante utilizado.

Um equilíbrio fisiológico interno é necessário para o funcionamento adequado dos diversos órgãos, aparelho e sistemas que compõem o organismo humano. O coração é um órgão essencial; no processo homeostático orgânico, se adéqua às necessidades metabólicas e teciduais, às quais estão expostos os seres humanos em suas atividades da vida diária (ALONSO et al.,1998; IELLANO et al 2002). Essa regulação da atividade cardíaca às variações da demanda metabólica tecidual se dá principalmente através da ação importante do SNA, sendo assim reconhecido como o principal mecanismo regulador do coração. (GUYTON; HALL, 2002).

A maioria dos órgãos recebe dupla inervação, com exceção das glândulas sudoríparas e dos vasos, sofrendo, com isso, influência de ambos os sistemas. Entretanto, a ativação tônica, característica presente nas fibras autonômica, permite a manutenção de uma atividade que por intermédia, podendo ser modificada, seja por aumento ou diminuição da atividade de ambos. Apesar de, na maior parte das ações, o SNS e o SNPS apresentarem funções opostas, agem de forma equilibrada, a fim de manter a homeostase. (LONGO; FERREIRA; CORREIA, 1995; RIBEIRO et al., 2000). Ou seja, o SNA, é responsável, ainda, em grande parte, por manter estável o organismo frente às necessidades de adaptação aos meios internos e externos (**figura 1**).



**Figura 1: Composição do Sistema Nervoso Autônomo.**  
Fonte: Lopes (2002)

Durante o estresse físico ou emocional, ocorre um predomínio da porção simpática sobre a parassimpática. (LONGO; FERREIRA; CORREIA, 1995).

No entanto o sistema parassimpático atua para conservar os recursos do corpo e restaurar o equilíbrio do estado, ou seja, como um verdadeiro sistema capaz de modular as respostas simpáticas.

Uma das principais características do coração é a possibilidade de aumentar ou diminuir, de maneira variável, a frequência dos seus batimentos. No indivíduo normal as alterações da frequência cardíaca são comuns e esperadas, ocorrendo secundariamente ao esforço, ao estresse físico ou mental, à respiração, às alterações metabólicas, etc. (MENEZES JR; MOREIRA; DAHER, 2004).

O equilíbrio entre as influências simpáticas e parassimpáticas no ritmo cardíaco pode ser avaliado pela análise de sinais de variabilidade da frequência cardíaca. As ondas R, presentes em registros do impulso cardíaco são mais facilmente calculadas, sendo assim a variabilidade da frequência cardíaca pode ser medida com base nos intervalos entre batimentos, isto é, o período entre ondas R consecutivas ou intervalos R-R. O ramo simpático do sistema nervoso aumenta a frequência cardíaca, implicando em intervalos mais curtos entre batimentos. Por sua vez, o ramo parassimpático a desacelera, resultando em intervalos maiores entre os batimentos (MOREIRA, 2006).

## **2.6 Frequência Cardíaca de Repouso**

A FC humana no repouso apresenta flutuações espontâneas que refletem a influência contínua do SNA no nódulo sino-atrial. As oscilações devem ser corretamente quantificadas provendo assim um poderoso método de investigação do equilíbrio simpato-vagal no coração.

O sinal é obtido da superfície do eletrocardiograma e convertido em séries de pulsos via detecção precisa das ondas QRS sendo processado para o cálculo dos índices de VFC (MORTARA; TAVAZZI, 1996).

As variações de FC provêm um padrão favorável de resposta no SNA e a sua ausência prediz problemas. Em particular a ausência de uma força de baixa frequência, ou seja, atividade vagal para o coração revela um risco iminente de morte súbita. Há evidências que a banda de baixa frequência representa a atividade do SNS, ao contrário da banda de alta frequência que representa exclusivamente a atividade vagal para o coração no ritmo respiratório (KAREMAKER; LIE, 2000).

## 2.7 Variabilidade da Frequência Cardíaca

Segundo Grupi et al (1994) os pioneiros a se interessarem pelo estudo do comportamento da VFC foram os obstetras que descobriram que batimentos cardíacos regulares no feto, indicavam sofrimento fetal. Posteriormente, o autor afirma que a associação de alterações na VFC com maior risco de morbidade e mortalidade surgiu em 1978 com Wolf, Varigos, Hunt e Sloman que constataram redução na VFC em sujeitos pós-infartados. A partir deste achado a VFC passou a ser estudada em diferentes situações como: hipertensos, obesos, diabéticos, entre outros (CAMPELO et al., 1992; SACKNOFF et al., 1994; BRENNER et al., 1998; HEDELIN et al., 2001).

A VFC vem sendo utilizada como um método técnico investigativo simples e não invasiva direcionada à detecção de disfunções patológicas e psicopatológicas ligadas ao sistema nervoso autônomo como cardiopatias, diabetes, obesidade, desordens de ansiedade, além de problemas de concentração, entre outros. A VFC reflete a atividade do SNA a partir da modulação simpática e parassimpática sobre o nódulo sinoatrial do coração. Em um coração normal com um SNA normal, existem variações fisiológicas geradas a partir dos ciclos cardíacos que refletem o equilíbrio simpatovagal resultado em um sinal VFC normal. Entretanto, em um coração que sofre de alguma cardiopatia haverá mudanças no controle da regulação neural que contribui para o desequilíbrio simpatovagal que implicam na diminuição da VFC. (BRUNETTO et al, 2005).

O controle da FC é realizado de duas maneiras: uma intrínseca e outra extrínseca. A intrínseca ocorre pela despolarização e repolarização espontânea do nódulo sino-atrial que propaga os estímulos gerados para as outras estruturas cardíacas. O controle extrínseco da FC é realizado através de mecanismos nervosos ou humorais que adaptam a função contrátil do coração, conforme as necessidades. O principal mecanismo extrínseco regulador da FC é o sistema nervoso autônomo que atua através de mecanismos reflexos com várias origens, sendo a principal localizada nos vasos sanguíneos (DOUGLAS, 2000; GUYTON; HALL, 1992; MCARDLE; KATCH; KATCH, 2003).

O estudo da VFC tornou-se bastante interessante, pois sendo uma medida indireta e não-invasiva do equilíbrio autonômico, a sua obtenção permitiu diagnosticar situações que colocariam a saúde do indivíduo em risco. No entanto, apesar desta vantagem, as muitas formas existentes para calcular a VFC, bem como as hipóteses e modelos estudados, têm gerado diferentes interpretações de resultados e algumas controvérsias na literatura. Para maior clareza

na interpretação dos resultados deste trabalho, serão apresentadas com mais detalhes as diferentes formas de análise da VFC (KITNEY; ROMPELMAN, 1980; REIS et al, 1998).

Assim, a variabilidade da frequência cardíaca pode ser medida com base nos intervalos dos batimentos, os quais são freqüentemente obtidos dos intervalos RR, que são os intervalos de tempo entre duas ondas R consecutivas, conforme demonstrado na figura 2 (CARVALHO, 2002).

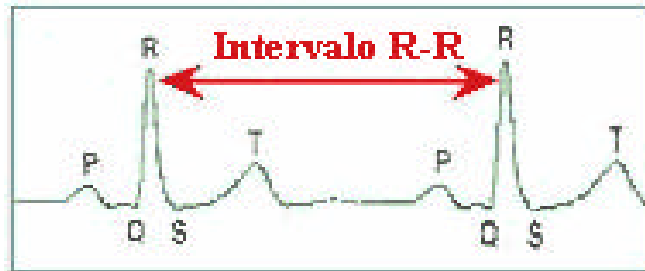


Figura 2: Intervalo RR do eletrocardiograma

## 2.8 Métodos de Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca

A análise da VFC pode ser realizada de diferentes maneiras, mas independente do cálculo utilizado, ele é feito basicamente pela utilização de dois métodos:

- **Métodos não lineares** - baseiam-se na teoria do caos da qual os fenômenos são altamente irregulares, mas não ocorrem ao acaso. Por este motivo, as limitações deste método ocorrem em função da dificuldade na escolha do melhor modelo matemático para representação do fenômeno, já que não se conhece bem o grau de liberdade total das variáveis. Mesmo assim, estes métodos têm sido testados em diferentes populações e sua utilização prática vem ganhando espaço. Entre os principais métodos não lineares utilizados estão a análise fractal, a entropia, os expoentes de Lyapunov, entre outros (HUIKURI, MÄKIKALLIO; PERKIÖMÄKI, 2003);
  - **Métodos lineares** - São comumente mais utilizados, podem ser basicamente divididos em dois tipos: (a) análise no domínio da frequência e (b) análise no domínio do tempo.

**a) Análise no domínio da frequência:** os dados são coletados no tempo e as oscilações encontradas são divididas em diferentes frequências. Para converter os dados no domínio do tempo para o domínio da frequência, é necessária a utilização de transformações matemáticas, sendo a transformação de Fourier, a mais comumente utilizada (SEELY; MACKLEM, 2004). Neste domínio, é possível realizar a análise espectral da VFC pela transformação de Fourier, pela análise de Wavelet, pela técnica de Wigner-Ville ou pela

transformação de Walsh. Independente do modelo utilizado, a análise da VFC por este método, ocorre por diferentes bandas de frequência que refletem a ação do sistema nervoso autônomo de acordo com TASK FORCE (1996), identificam-se três componentes espectrais que podem ser normalmente distinguidos na curva de densidade espectral de potência:

- Componente de **Alta Frequência** (HF): com faixa de variação de 0,15 a 0,40 Hz, é considerado um indicador da atuação do vago sobre o coração (POMERANZ et al., 1985; MALLIANI et al., 1991.; TASK FORCE, 1996);
- Componente de **Baixa Frequência** (LF): com faixa de variação entre 0,04 e 0,15 Hz, que é decorrente da ação conjunta dos componentes vagal e simpático sobre o coração, sendo o último predominante nesta faixa de frequência. Portanto esta banda de frequência tem sido considerada por alguns autores como marcador da função simpática sobre o coração (TASK FORCE, 1996);
- Banda de **Muito Baixa Frequência** (VLF): com faixa de variação de 0 a 0,04 Hz, cuja explicação fisiológica não é muito bem definida, e pode estar relacionada ao sistema renina-angiotensina - aldosterona, termoregulação e tônus vasomotor periférico (TASK FORCE, 1996).

A avaliação do Controle autônomo pode conter ainda, o balanço simpato-vagal caracterizado pela razão LF/HF (Baixa/ Alta Frequência), refletindo assim as interações entre os componentes de baixa e alta frequência, simpático e parassimpático, do sistema nervoso autônomo no coração (TASK FORCE, 1996).

A normalização dos dados pode minimizar os efeitos das alterações da banda de muito baixa frequência. Isto pode ser realizado através da divisão da potência de um dos componentes (LF ou HF) pelo espectro da potência total, subtraída do componente de muito baixa frequência e multiplicada por 100 (MALLIANI et al., 1991, TASK FORCE, 1996).

b) **Análise no domínio do tempo:** o índice no domínio do tempo é mais amplamente usado é a FC comum. É fácil calcular em cima de uma duração satisfatória de tempo. Outro parâmetro comumente usado é o SDNN.

É considerado que estas variáveis refletem as influências parassimpáticas e simpáticas em VFC (KLEIGER et al., 1992 , MACOR et al., 1996).

Neste domínio, para analisar a VFC, mede-se o intervalo de tempo entre batimentos sucessivos (intervalo RR) durante determinado tempo e as médias e desvios-padrão destes intervalos registrados, indicam as flutuações dos intervalos RR, em milissegundos (ms). Os cálculos podem ser feitos com base nos intervalos RR individuais ou em intervalos adjacentes.

Com base nos cálculos nos intervalos RR individuais, encontram-se o SDNN que refere-se ao desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais; o SDANN que é desvio-padrão das médias dos intervalos RR normais a cada 5min, em gravação de 24 horas, expresso em ms e o SDNN<sub>index</sub> que se refere à média dos desvios-padrão dos intervalos RR normais a cada 5min, expresso em ms. Em todas estas análises, o resultado obtido representa a modulação global do sistema nervoso autônomo, isto é, demonstra tanto a atividade simpática quanto a parassimpática (TASK FORCE, 1996).

No Cálculo com base nos intervalos RR adjacentes entre as formas de analisar a VFC desta maneira estão o PNN50 que é o cálculo da porcentagem de intervalos RR adjacentes com diferença de duração maior que 50ms e o RMSSD que é a raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes em ms. Diferentemente dos cálculos baseados em intervalos RR individuais, os cálculos baseados em intervalos RR adjacentes traduzem predominantemente a modulação parassimpática do sistema nervoso autônomo (TASK FORCE, 1996).

Os índices utilizados até o momento, com as suas abreviações conhecidas internacionalmente (TASK FORCE, 1996), estão abaixo representados:

**SDNN** - desvio-padrão de todos os intervalos R-R, expresso em milissegundos (ms);

**SDANN** - desvio-padrão das médias dos intervalos R-R, calculados em intervalos de cinco minutos, expressa em MS;

**SDNNi** - média dos desvios-padrão dos intervalos R-R calculados em intervalos R-R de cinco minutos, expressa em milissegundos;

**PNN50** - porcentagem dos ciclos sucessivos que apresentam diferenças de duração acima de 50 ms. Neste exemplo equivale a 20 %, ou seja, dos 10 intervalos RR adjacentes, apenas dois (o 2º e o 8º) apresentam diferenças de duração superior a (+)50 ms;

**RMSSD** - raiz quadrada média das diferenças sucessivas entre os intervalos R-R normais adjacentes, expressa em ms. Neste exemplo simplificado é calculado por meio da equação acima.

## 2.9 Transformada Wavelet Contínua

A Transformada Wavelet Contínua é uma ferramenta matemática desenvolvida para o processamento de sinais não-estacionários. Entenda-se como característica não-estacionária as séries-temporais cujo seus momentos estatísticos variam em qualquer segmento tomado desta série (BOLZAN, 2004; TORRENCE; COMPO, 1998).

Joseph Fourier no século XIX descobriu que poderia utilizar senos e cossenos para representar qualquer série temporal. Qualquer variável periódica pode ser analisada em função do tempo de observação ou em função da frequência na qual o evento ocorre. Os eventos biológicos cíclicos não correspondem a uma onda senoidal pura, mas sim a ondas de formas complexas. (RIBEIRO; BRUM; FERRARIO, 1992; SILVA; EYNG, 2000).

Sendo assim, a Transformada de Fourier tradicional, consiste em multiplicar o sinal inteiro por senos e cossenos de diferentes frequências, calculando a integral de cada um desses produtos. Pode ser considerada como um limite de uma combinação linear infinita de ondas senoidais e que encontra grandes aplicações no tratamento de sinais estacionários (BOLZAN, 2004).

A Transformada Wavelet Contínua no final da década de 70 passou a ter uma identidade própria. Nessa ocasião, o francês Jean Morlet, propôs uma modificação na TRF, para melhor tratar sinais geofísicos criando uma função matemática que leva seu nome (TORRENCE; COMPO, 1998). Morlet é função bastante útil para analisar as várias frequências pertencentes ao sistema e identificar nelas uma relação entre tempo e frequência (BOLZAN, 2004).

Por sua vez a TWC, é uma transformada cujas funções de base são obtidas comprimindo ou dilatando uma wavelet-mãe e deslocando-a no tempo. Os espectrogramas baseados em wavelets, ou “escalogramas”, podem ser obtidos tomando o módulo da TWC e elevando-o ao quadrado (MOSHOU et al., 2005).

Uma das vantagens básicas no uso de Wavelets é que um evento pode ser simultaneamente descrito, tanto no domínio da frequência quanto no domínio do tempo, diferentemente da TRF onde um evento é descrito somente no domínio da frequência (ASHKENAZY et al., 2002).

Karlsson, Gerdle e Akay (2001), compararam diferentes métodos de análise de sinais não estacionários e concluíram que a transformada em ondeletas apresentava melhores resultados. Um dos resultados obtidos também através das ondeletas é o gráfico da média espectral das frequências, conhecido como Espectro de Ondeleta Global (GWS). É gerado através do cálculo da soma das energias existentes em cada intervalo de frequência (ou período), como uma forma similar do espectro de energia obtido via TRF (TORRENCE; COMPO, 1998).

De acordo com Ribeiro et al (1992) , eles propuseram uma análise do espectro de potência da variabilidade da frequência cardíaca para avaliar a influência do SNA sobre o sistema cardiovascular (RIBEIRO; BRUM; FERRARIO, 1992).

A análise estatística do sinal RR traz informação sobre a dispersão dos intervalos, ou seja,

faz uma medida dos iRR num dado intervalo de tempo. Já a análise espectral permite mensurar as influências simpáticas e parassimpáticas do sistema nervoso sobre a frequência cardíaca, uma vez que o ramo parassimpático tem resposta mais rápida que o simpático, tornando possível distinguir suas influências dividindo o espectro em faixas de frequência (CARVALHO, 2003).

Portanto, a TWC é uma ferramenta tem sido aplicada nas mais diversas áreas do conhecimento, desde estudos sobre turbulência atmosférica, processamento de sinais biológicos e até sistemas hidrológicos (BOLZAN, 2004).

### **3 Objetivos**

#### **3.1 Objetivo Geral**

Analisar a influência do o comportamento do sistema nervoso simpático e parassimpático sobre a variabilidade cardíaca em alunos do curso de formação militar na especialidade de controle de tráfego aéreo (BCT), na Escola de Especialista de Aeronáutica (EEAR) em Guaratinguetá.

Avaliar a influência da prática simulada de não-radar sobre a variabilidade da frequência cardíaca.

#### **3.2 Objetivos Específicos**

- Estudar o comportamento do sistema nervoso autônomo simpático e parassimpático por meio da análise da variabilidade da frequência cardíaca em alunos do curso de formação de sargento na especialidade de controle de tráfego aéreo;
- Comparar os valores obtidos pela análise da variabilidade da frequência cardíaca durante a prática simulada de não radar e repouso (rotina);
- Utilizar a análise da variabilidade frequência cardíaca para medir níveis de estresse decorrentes da atividade do curso BCT envolvidos na pesquisa.

## **4 Material e Métodos**

### **4.1 Delineamento do estudo**

Trata-se de um estudo descritivo, consecutivo e prospectivo do tipo série de casos.

### **4.2 População de estudo**

Fizeram parte do estudo 19 alunos do curso de formação de sargento na especialidade de controle de tráfego aéreo, nos níveis da terceira série, compondo o grupo.

#### **4.2.1 Aspecto Ético do Estudo**

O presente protocolo de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade do Vale do Paraíba sob o nº H293/CEP/2007 (ANEXO A).

Este estudo foi conduzido de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS). Todos os voluntários foram previamente esclarecidos e orientados sobre os procedimentos a que seriam submetidos. No caso de aceitação plena assinaram o Termo de Consentimento Formal.

#### **4.2.2 Critérios de Inclusão**

Foram incluídos nestes estudos os sujeitos com as seguintes características:

- Idade entre 18 e 23 anos;
- Sexo masculino;
- Voluntários sadios, segundo Organização Mundial de Saúde;
- Os alunos que concordaram em participar deste estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A).

#### **4.2.3 Critérios de Exclusão**

Foram adotados como critérios de exclusão os seguintes aspectos:

- Alunos que fizeram o uso de medicações cardioestimuladoras ou cardiodepressoras;

- Ausência de colaboração nos procedimentos a serem realizados;
- Alunos com quaisquer anormalidades cardiovasculares;
- Alunos que se recusassem a participar da pesquisa.

### 4.3 Local do estudo

Este estudo foi realizado na Escola de Especialistas da Aeronáutica (EEAR) de Guaratinguetá, São Paulo, durante as atividades de prática simuladas de não radar em ambiente silencioso, em sala climatizada (23°C) e também em repouso, com devida autorização dos responsáveis do setor.

### 4.4 Materiais utilizados

- Monitor cardíaco *Polar S810i*®;
- Sensor *Wearlink Polar*®;
- Software *Polar Precision Performance*®;
- Software *Matlab*® da *Mathworks*;
- Notebook Positivo Mobile V 56
- O adaptador USB IrDA

### 4.5 Procedimentos Realizados

Para coleta de dados os voluntários foram submetidos a dois protocolos diferentes sempre no período da manhã:

- Repouso;
- Prática Simulada de não Radar.

Durante a fase de repouso os voluntários permaneceram com estímulos visuais e ou auditivos (imagens e ruídos do ambiente). Os sinais eletrocardiográficos foram coletados durante 10 minutos.

Já na prática simulada de não radar todos os voluntários foram submetidos a um registro dos batimentos cardíacos, em sala climatizada 23°C, na posição sentada pelo tempo de 10 minutos recebendo as instruções para procedimento de controle das aeronaves de acordo com as fichas de progressão de vôo (cartas), mostrado na figuras 3 e 4.



**Figura 3: Aula prática simulada de não radar função acc**



**Figura 4: Aula prática simulada de não radar na função de app**

Durante a prática simulada de não radar os sinais eletrocardiográficos foram captados na sala de aula da Especialidade de Controle de Tráfego Aéreo por um freqüencímetro da marca *Polar S810i*® (figura 5). Os sinais foram filtrados e convertidos para o formato de arquivo de texto (TXT).

Para isso, o sensor *Wearlink Polar* foi colocado sobre a região do precórdio do aluno e preso por um cinto com um sistema de elástico às suas costas, para a devida fixação mostrado na figuras 6 e 7.

O método de análise da VFC os dados coletados através do monitor cardíaco *Polar S810i*® foram transmitidos via sensor infravermelho para um Laptop (figura 8 e 9) equipado com o software *Polar Precision Performance* e extraído os intervalos RR em arquivo de texto (TXT).



**Figura 5: Monitor Cardíaco Polar S810i®**



**Figura 6: Sensor WearLink® do Monitor cardíaco Polar S810i® para captação do intervalo RR.**  
Fonte: [www.proximus.com.br](http://www.proximus.com.br)



**Figura 7: Sensor WearLink® e Monitor Cardíaco Polar S810i® posicionado no tórax para captação do intervalo RR.**  
Fonte: Arquivo pessoal.



Figura 8: Sensor infravermelho

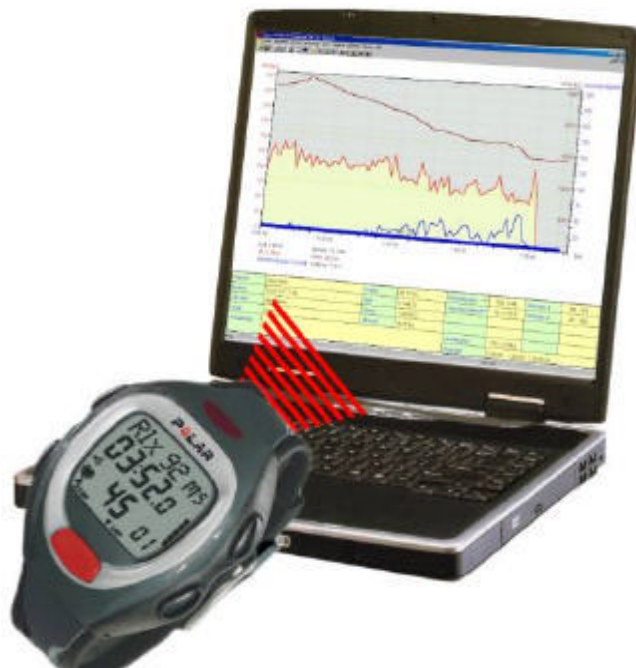


Figura 9: Transmissão do sinal do monitor Polar S810® para software Polar Precision Performance® via infravermelho.

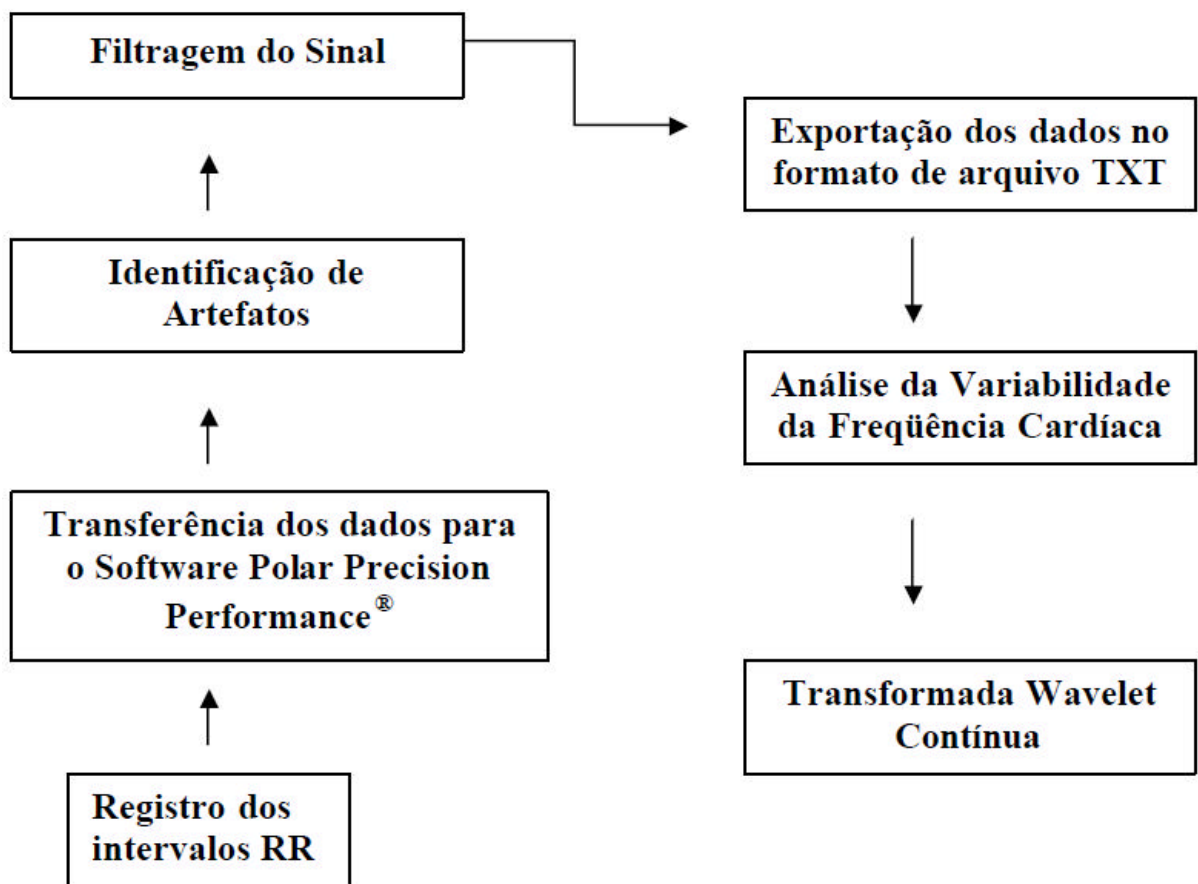
Fonte: [www.info.cardiozone.de/.../s810isiencecemodell](http://www.info.cardiozone.de/.../s810isiencecemodell).

Em seguida, foram tratados no programa *Matlab* 6.1 para realização da transformada Wavelet Contínua (TWC) a fim de se obter a evolução da potência do sinal a diferentes níveis frequências de decomposição, a qual proporcionou o cálculo da evolução temporal dos índices do Sistema Nervoso Autônomo, ou seja, o cálculo da área de baixa frequência ( $LF$ =Low frequency, 0,04-0,15 Hz) e da alta frequência ( $HF$ = High frequency, 0,15-0,4Hz) (figura 10).

Este estudo assumiu que  $LF$  representa a área do sistema simpático e parassimpático e  $HF$  relaciona-se a área correspondente á atividade parassimpática. O balanço autonômico foi dado pela razão entre a área simpática e parassimpática (razão  $LF/HF$ ) (TASK FORCE, 1996). A Transformada Wavelet Contínua (TWC) foi calculada na plataforma *MatLab* 6.1® através do algoritmo “*Morlet*” desenvolvido e adaptado pelo Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

(IP&D) da Universidade do Vale do Paraíba (Univap) o qual analisa as frequências pertencentes ao sistema e identifica nelas uma relação entre tempo e frequência.

Porém através do cálculo da TWC foram obtidos os espectrogramas, baseados em wavelets ou escalogramas que podem ser obtidos tomando o módulo da TWC e elevando-o ao quadrado. Um dos resultados obtidos através das ondeletas é o gráfico Global Wavelet Spectrum (GWS), que é gerado através do cálculo da média de energias existentes em cada intervalo de frequência. Para a realização das áreas referentes ao sistema nervoso simpático e parassimpático de acordo com suas bandas de frequências foram utilizados os valores de GWS.



**Figura 10: Algoritmo de análise dos dados através da Variabilidade da Frequência Cardíaca.**  
 Fonte: Fagundes (2007).

Para a análise da Variabilidade da frequência cardíaca (VFC), os dados foram analisados de acordo com o tempo. Assim, a fase de repouso, foi avaliada com duração total de 10 minutos no período de 0 a 600 segundos (s), e a fase de prática simulada de não radar 10 minutos também foi avaliada no período de 0 a 600 segundos.

#### **4.6 Análise Estatística**

Todos os dados são expressos em Média e Desvio Padrão. Os dados coletados foram submetidos à análise estatística pelo (ANOVA), seguido do teste de Tukey para variâncias diferentes com  $\alpha < 0.05$ . Para as análises comparativas e geração de gráficos utilizou o software *Primer of Biostatistics*.

## 5 Resultados

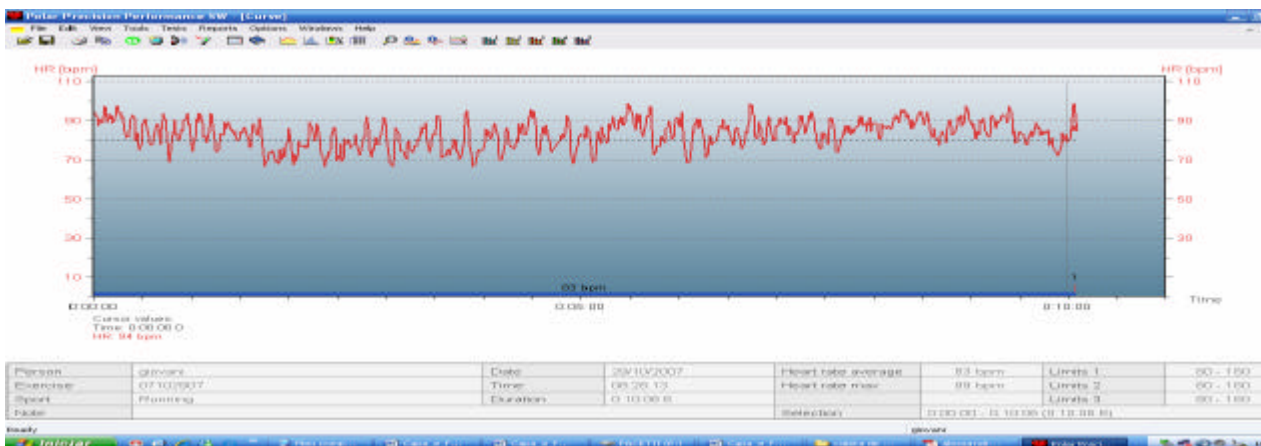
A tabela 1 resume a caracterização da amostra estudada em relação à idade e dados antropométricos.

**Tabela 1: Caracterização da amostra quanto a Idade, e Dados Antropométricos (n=19).**

Nº de Ind.	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (Kg)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )
19	21,0 ± 1,52	1,77 ± 0,061	71,15 ± 6,72	22,63 ± 1,51

Nota: Valores expressos em Média (X) ± Desvio Padrão (DP)

A figura 11 demonstra a visualização do resultado de um dos voluntários após sua transferência via sensor infravermelho para o software *Polar Precision Performance*® obtido a partir da captação do intervalo RR através do monitor cardíaco Polar S810i®.



**Figura 11: Tela do Software Polar Precision Performance demonstrando o sinal captado de um voluntário e suas respectivas Frequências cardíacas (FC) durante a fase de prática simulada de não radar.**

Na da figura 12, ilustração da análise da variabilidade da frequência cardíaca através da Transformada Wavelet Contínua, por exemplo, pode-se analisar para cada um dos sujeitos do protocolo da prática simulada de não radar e repouso a visualização do registro elétrico do intervalo RR. E também suas relativas intensidades de energia através das diferentes tonalidades de cores, onde quanto mais avermelhada representa maior intensidade de energia, em contrapartida, quanto mais azulada, menor intensidade de energia em suas respectivas bandas de energia.

Nas figuras 12 **a.1** e **a.2** observam-se o registro elétrico dos intervalos RR de um voluntário sadio durante todas as fases do protocolo com uma duração total de 600 segundos.

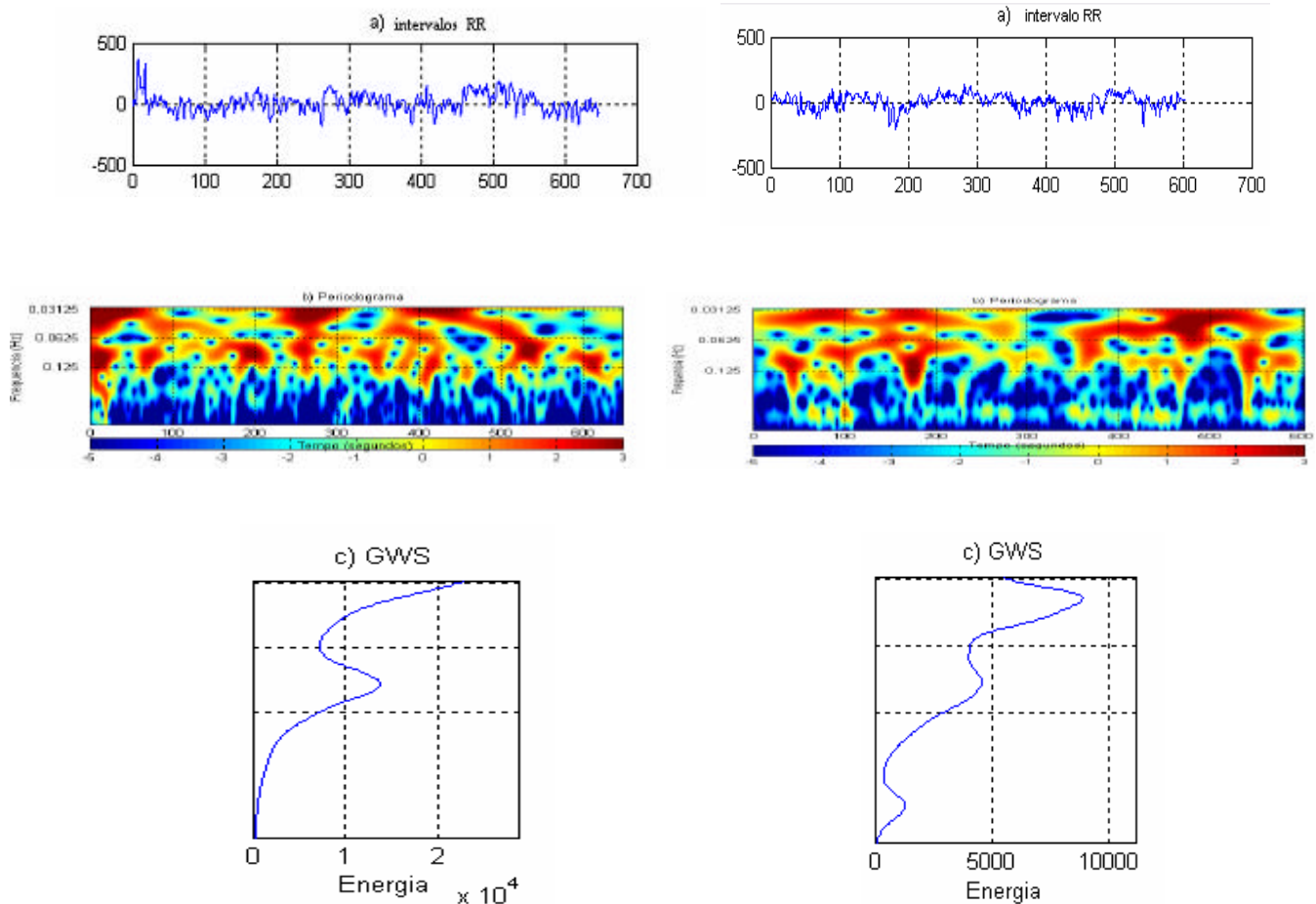
A partir destes registros obteve-se nas figuras 12 **b.1** e **b.2** o escalograma da Transformada Wavelet Contínua onde o eixo x ilustra uma escala temporal com o total do tempo protocolar.

No eixo das ordenadas (vertical) representa-se a frequência (Hz) e no eixo das abscissas a energia total das bandas de baixa e alta frequência nas faixas de 0,04-0,15 Hz e 0,15 a 0,4 Hz, respectivamente.

Nas figuras 12 **c.1** e **c.2** *GWS (Global Wavelet Spectrum)* demonstra que existe uma maior distribuição de energia correspondente as bandas de frequências determinando o predomínio de seus componentes, seja simpático ou parassimpático.

### Prática de não radar

### Repouso



**Figura 12: Ilustração da análise da variabilidade da frequência cardíaca através da transformada wavelet contínua para um dos sujeitos do protocolo de aplicação da pratica simulada de não radar e repouso. Visualizam-se em (a) registro elétrico do intervalo RR de um voluntario (600 segundos); (B) escalograma do sinal eletrocardiográfico; (c) GWS (Global Wavelet Spectrum).**

A tabela 2 ilustra os valores das bandas de alta (*HF*) e baixa frequência (*LF*) em unidades absolutas ( $\text{ms}^2$ ) e a razão (*LF/HF*) entre estes componentes para o protocolo.

**Tabela 2: Bandas de Baixa Frequência (*LF*) e Alta Frequência (*HF*) em unidades absolutas ( $\text{ms}^2$ ), e Razão (*LF/HF*) durante as fases de repouso e prática simulada de não radar (n=19).**

VARIÁVEIS	FASES	
	Repouso 10 min	Prática 10min
<b>LF/HF</b>	<b>1,10690±0,54753</b>	<b>3,1534 ± 1,3141</b>
<b>LF(<math>\text{ms}^2</math>)</b>	<b>332,410± 286,580</b>	<b>852,46±519,67</b>
<b>HF(<math>\text{ms}^2</math>)</b>	<b>244,70 ± 260,230</b>	<b>379,37 ± 413,76</b>

**Nota 1:** Valores expressos em Média e Desvio Padrão.

**Nota 2:** **LF**= Low Frequency (banda de baixa frequência - corresponde a atividade **simpática e parassimpática**)

**HF** = High Frequency (banda de alta frequência - corresponde a atividade **parassimpática**)

**LF/HF** = razão entre baixa e alta frequência (corresponde ao **balanço autonômico**)

**Repouso 10** = valores 10 minutos

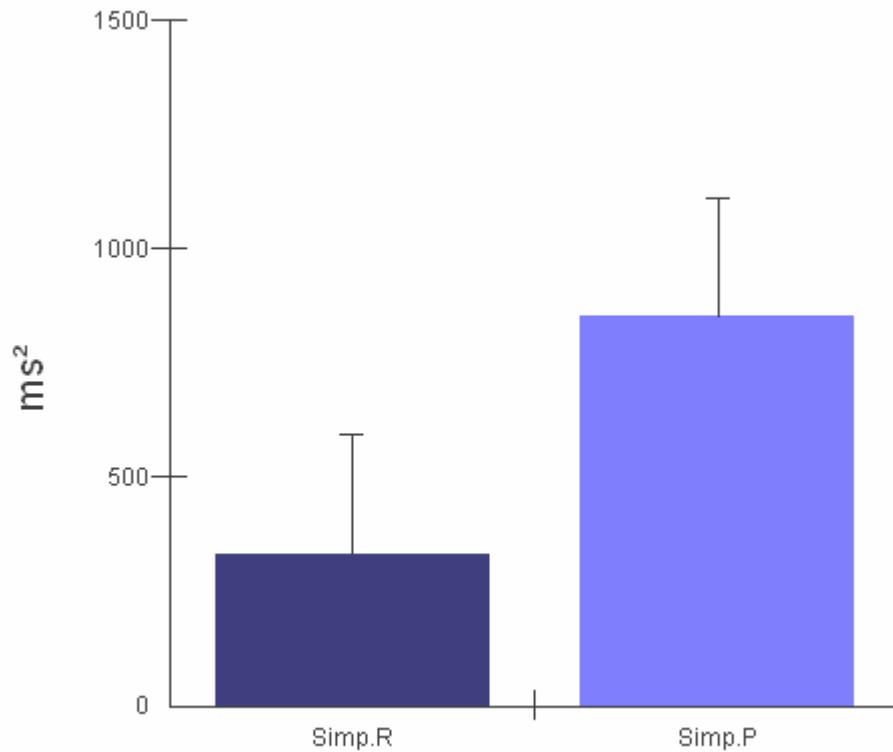
**Prática Simulada não radar:** 10 minutos

Na tabela 3, onde os dados estão expressos de forma gráfica na figura 13, observamos que a energia calculada através da área sob a curva entre 0,04 e 0,15 Hz (baixa frequência - LF) foi igual a 852.46 com DP (desvio padrão) de  $\pm 519.67$  para o comportamento simpático durante a prática simulada de não radar e de 332.41 com DP de  $\pm 286.58$  para o simpático durante o repouso, ou seja, outro momento fora da prática simulada. Quando analisamos de forma estatística esses dados observamos que o valor de  $p = 0.0008$  adotando como significância  $p = 0.05$  constatou uma diferença estatisticamente significativa entre as duas situações demonstrando grande estimulação do sistema nervoso simpático durante a prática simulada de não radar.

**Tabela 3: Valores obtidos para o ramo simpático na prática simulada de não radar e no simpático no repouso.**

Simpático Repouso	Simpático Prática	Valor de P
332.410 ± 286.58	852.46 ± 519.67	0.0008*

- p= 0.05



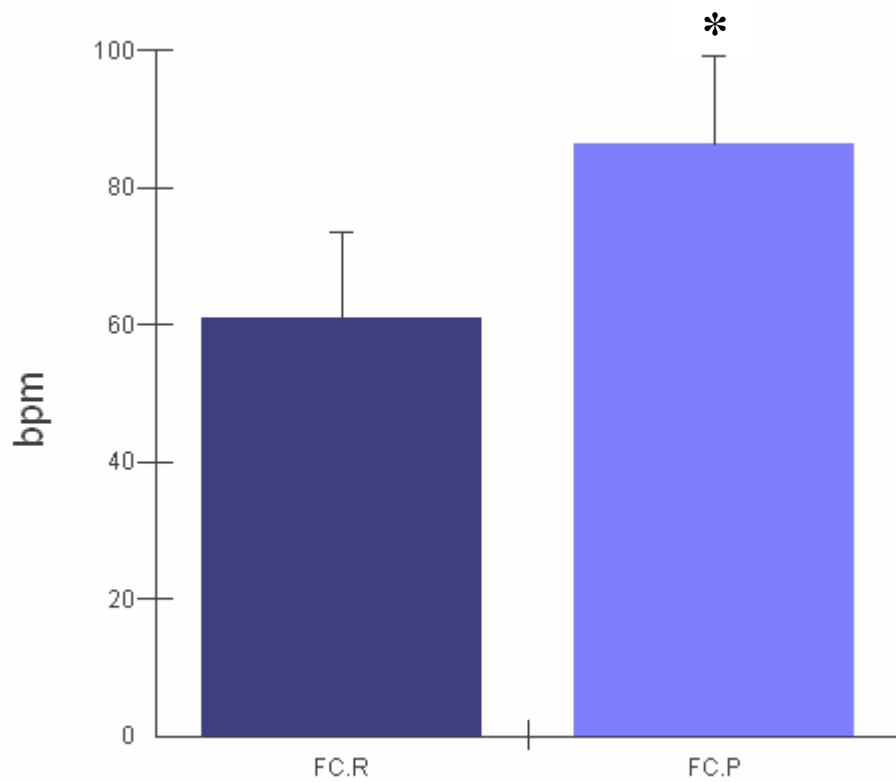
**Figura 13: Comportamento do sistema nervoso simpático durante a prática simulada de não radar (Simp. P) e repouso (Simp. R) obtemos um valor de p=0.0008 (\*p=0.05).**

Analisando o comportamento da frequência cardíaca nas situações de prática simulada de não radar e repouso obtivemos  $86.424 \pm 12.365$  e  $60.8050 \pm 7.2^{017}$  respectivamente, expressos numericamente na tabela 4 e graficamente na figura 14, quando realizamos a análise estatística obtivemos  $p=0.001$  (adotando como significância  $p = 0.05$ ) demonstrando diferença estatística entre as duas situações, esses resultados reforçam os obtidos para a estimulação simpática durante a prática simulada de não radar, pois o aumento do estímulo simpático tem como resposta o aumento da frequência cardíaca.

**Tabela 4: Valores obtidos das frequências cardíacas.**

FC. Repouso	FC. Prática	Valor de P
60.8050 ± 7.3017	86.424 ± 12.365	0.0001*

\* p= 0.05



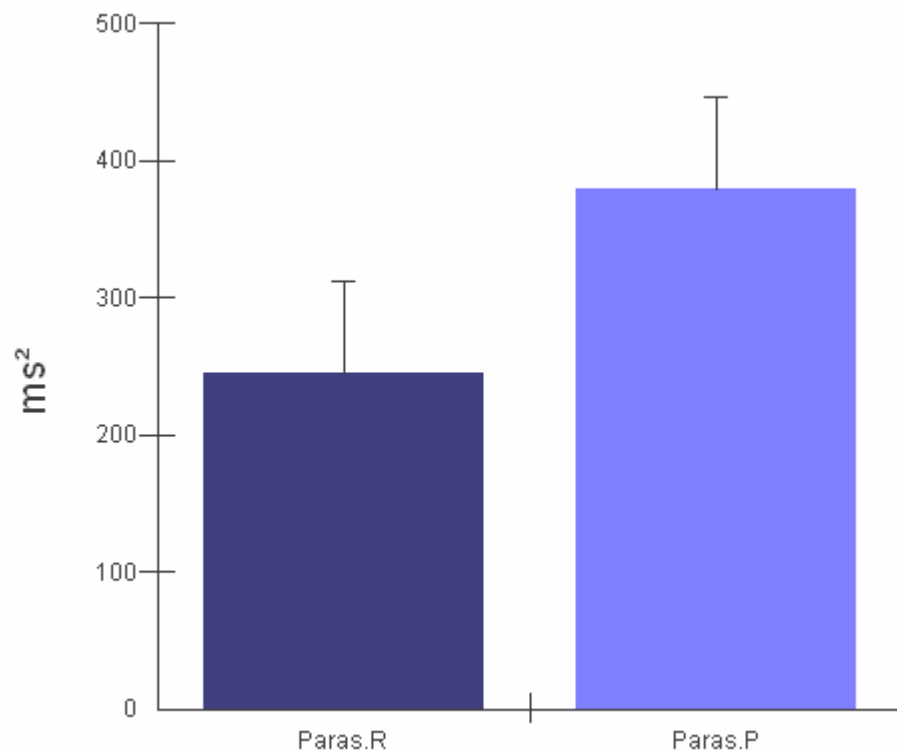
**Figura 14: Demosntra o comportamento da frequência cardíaca durante a pratica simulada de não radar (FC. P) onde obtemos p=0.004 (\*p= 0.05)**

Na tabela 5, onde os dados estão representados graficamente na figura 15, estão demonstrados os valores de intensidade de energia para a faixa de frequência de 0.15 a 0.40 Hz (alta frequência - HF), a qual representa o ramo parassimpático do SNA. Foi encontrado para o ramo parassimpático durante a prática simulada de não de radar  $379.38 \pm 413.76$  e para o repouso  $244.77 \pm 260.23$ , quando realizamos a análise estatística encontramos  $p= 0.2361$  adotando como significância  $p = 0.05$ . Observamos que os valores do ramo parassimpático na prática simulada de radar e no repouso não apresentam diferenças demonstrando que o ramo parassimpático do SNA não sofre grandes estimulações nas situações supracitadas.

**Tabela 5: Valores obtidos para o ramo parassimpático na prática simulada de não radar e no repouso.**

Parassimpático Repouso	Parassimpático Prática	Valor de P
$244.77 \pm 260.230$	$379.38 \pm 413.76$	0.2361

\*  $p = 0.05$



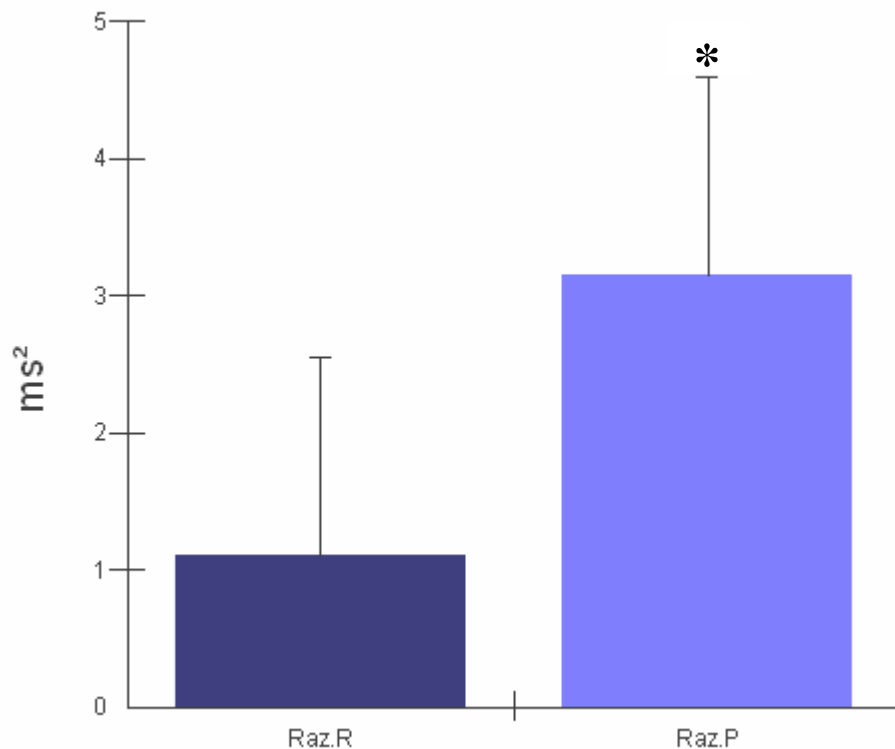
**Figura 15: Comportamento do sistema nervoso parassimpático durante a pratica simulada de não radar (Paras. P) e repouso (Paras. R)obtemos um valor de  $p=0.2361$  (\* $p=0.05$ ).**

Quando analisamos a razão (LF/HF) entre as áreas de baixa frequência - LF e de alta frequência - HF, sendo apresentados na tabela 6 e graficamente na figura 16, encontramos durante a prática simulada de não radar uma razão de  $3.1534 \pm 1.3141$  e para o repouso a razão de  $1.1069 \pm 0.5329$ , aplicando-se a análise estatística encontramos um  $p=0.0001$  adotando como significância  $p = 0.05$ , podendo observar grande diferença entre as razões impulsionadas pela grande estimulação do ramo simpático durante a prática simulada de não radar como demonstrado anteriormente e a não alteração do estímulo do ramo parassimpático nas situações de prática simulada de não radar e repouso, também demonstrado anteriormente. Quando observamos somente a razão constatamos que na situação de repouso os indivíduos participantes do estudo estão com o SNA equilibrado, demonstrando boa homeostasia.

**Tabela 6: Valores obtidos para a razão na prática simulada de não radar e no repouso.**

Razão Repouso	Razão Prática	Valor de P
$1.1069 \pm 0.53293$	$3.1534 \pm 1.3141$	0.0001*

\*  $p=0.05$



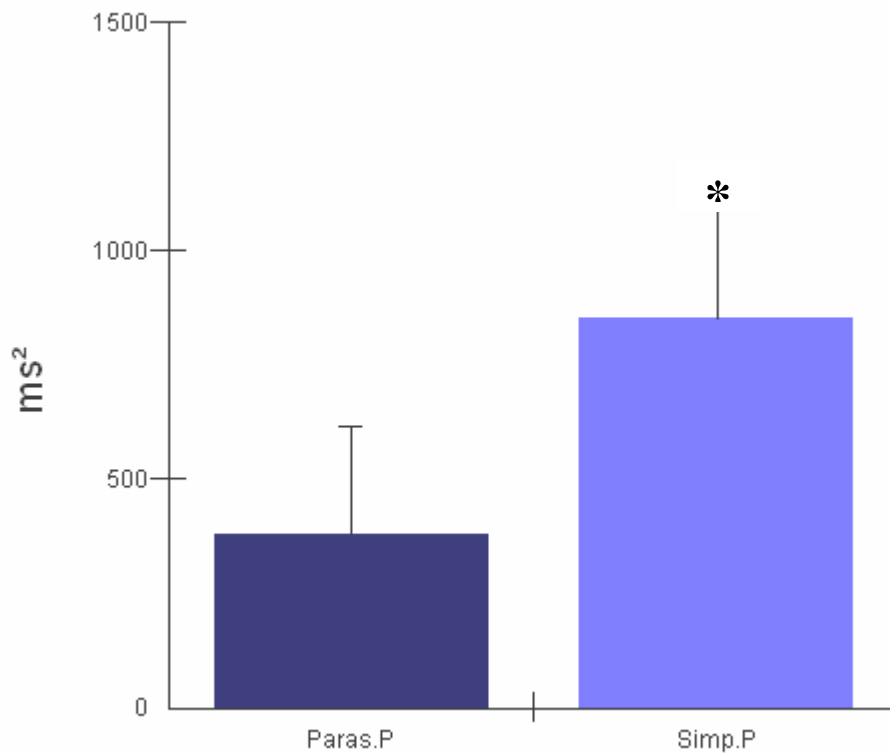
**Figura 16: Demonstra a razão entre baixa frequência (LF) e alta frequência (HF) na prática simulada de não radar e repouso, onde obtemos  $p=0.0001$  (\* $p=0.05$ ).**

Quando analisamos de forma isolada os dados da prática simulada de não radar encontramos para a área simpática  $852.46 \pm 519.67$  e para a área parassimpática  $379.38 \pm 413.76$ , dados apresentados na tabela 7 e graficamente na figura 17 realizando a análise estatística foram encontrados  $p=0.004$  adotando como significância  $p = 0.05$ . Observa-se diferença estatística entre os dados, demonstrando o desequilíbrio entre o ramo simpático e parassimpático do SNA nesta situação.

**Tabela 7: Valores obtidos para o ramo simpático na prática simulada de não radar e no parassimpático na prática.**

Parassimpático Prática	Simpático Prática	Valor de P
<b><math>852.46 \pm 519.67</math></b>	$379.38 \pm 413.76$	$0.004^*$

\*  $p = 0.05$



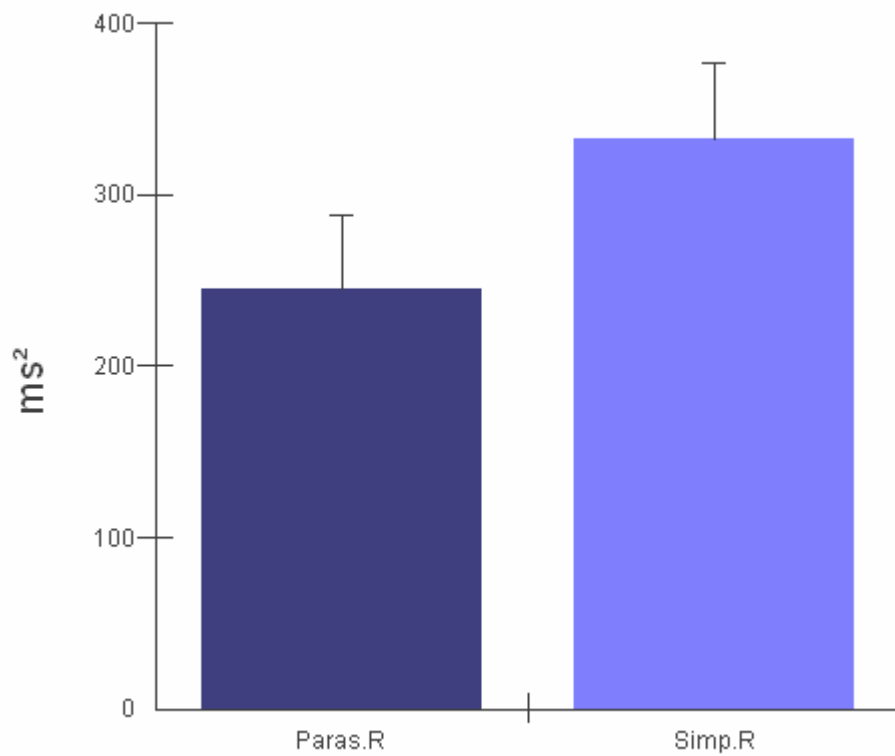
**Figura 17: Demonstra o comportamento do ramo simpático e parassimpático durante a prática simulada de não radar onde obtemos  $p=0.004$  (\* $p=0.05$ ).**

Analisando os dados coletados no repouso obtivemos para o sistema nervoso simpático  $332.410 \pm 286.58$  e para o sistema nervoso parassimpático  $244.77 \pm 260.230$ , representados numericamente na tabela 8 e graficamente na figura 18, na análise estatística encontramos  $p=0.6685$  adotando como significância  $p = 0.05$  não houve diferença estatística demonstrando um bom equilíbrio do SNA reforçando os valores expressos pela razão anteriormente citados.

**Tabela 8: Valores obtidos para o ramo simpático no repouso e parassimpático no repouso.**

Parassimpático Repouso	Simpático Repouso	Valor de P
$332.410 \pm 286.58$	$244.77 \pm 260.230$	$0.6685^*$

\*  $p = 0.05$



**Figura 18: Demonstra o comportamento do ramo simpático e parassimpático durante o repouso onde obtemos  $p=0.6685$  (\* $p=0.05$ )**

## 6 Discussão

No presente trabalho foi utilizado como ferramenta para análise de VFC o intervalo RR adquirido através do monitor de frequência cardíaca da marca Polar modelo S810i cujo seu uso para esta finalidade é comprovado e validado ao ECG com margem de erro 0.40%, conforme Gamelin et al (2006).

Paschoal et al (2006) analisando 40 indivíduos saudáveis em diferentes faixas etárias, na condição de repouso, concluiu que a VFC constitui uma ferramenta importante na investigação da função autonômica cardíaca relacionada ao aumento da idade. Fronchetti et al (2006), avaliando 20 homens frente a esforço progressivo analisando a VFC encontraram que uma elevada atividade vagal de repouso pode postergar o aumento da predominância simpática em exercício progressivo.

Para interpretarmos os dados coletados pelo freqüencímetro foi necessário proceder a uma análise matemática com finalidade de modificar dados brutos em dados passíveis de interpretação clínica, para isso utilizamos a transformada wavelet que emergiu recentemente como uma potente ferramenta de análise tempo- frequência favorável à interpretação de sinais não estacionários. Sua aplicação no processamento de sinais tem sido particularmente útil no estudo de sinais problemáticos como o ECG (BOLZAN, 2004; TORRENCE; COMPO, 1998).

No final da década de 70 a Transformada Wavelet Contínua (TWC) passou a ter uma identidade própria e nessa ocasião, o francês Jean Morlet, propôs uma modificação na TRF, para melhor tratar sinais geofísicos criando uma função matemática que leva seu nome (TORRENCE; COMPO, 1998). Morlet é função bastante útil para analisar as várias frequências pertencentes ao sistema e identificar nelas uma relação entre tempo e frequência (BOLZAN, 2004).

As vantagens no uso de Wavelets é que um evento pode ser simultaneamente descrito, tanto no domínio da frequência quanto no domínio do tempo, diferentemente da Transformada Rápida de Fourier (TRF) onde um evento é descrito somente no domínio da frequência (ASHKENAZY et al., 2002).

Portanto, a TWC é uma ferramenta e tem sido aplicada nas mais diversas áreas do conhecimento, desde estudos sobre turbulência atmosférica, processamento de sinais biológicos, até sistemas hidrológicos (BOLZAN, 2004).

Este estudo se preocupa com a saúde de controladores de tráfego aéreo, uma vez que o trabalho é uma atividade desafiadora de grande envergadura, sua função primordial é cuidar da integridade física de muitos e isso é gratificante. Sentir-se responsável por vidas humanas gera ansiedade e estresse, na medida em que o controlador, melhor do que ninguém conhece as

deficiências do sistema operacional de tráfego aéreo no Brasil, levando as situações estressantes na sua rotina de trabalho diário.

Considerando a situação de estresse que é vivenciado pelos controladores conforme Anadergh (2006) é relevante o estudo do comportamento do SNA, uma vez que esperávamos que este estivesse “controlado” ao menos em situações de simulação, como é o caso deste estudo, a fins de evitar danos a saúde destes trabalhadores. Entretanto, como mostra nossos resultados no sistema nervoso simpático dos controladores em atividade de prática simulada de não radar está significativamente ativado do que em repouso levando estes indivíduos a situações de estresse já na formação.

Nossos resultados mostram que a frequência cardíaca dos alunos do curso de formação de controle de tráfego aéreo em situação de prática simulada de não radar está aumentada. Isto é esperado uma vez que o estresse induz mudanças na frequência cardíaca, esse resultado esta de acordo com o encontrado por Hamer et al (2007).

O aumento da frequência cardíaca é caracterizado como o instante e que o organismo percebe o agente estressor, reagindo com uma resposta adrenérgica mediado pelo Sistema Nervoso Autônomo, desencadeando uma taquicardia, (CUSATIS, 2003). Em outro estudo LEE et al., (2007) também trabalhou com simulador de direção de automóveis encontrando um aumento significativo da frequência cardíaca durante a exposição ao mesmo, resultados que vêm de encontro aos apresentados nesse trabalho.

Analisando a atuação do SNA foi observado que através do domínio da frequência adotando-se suas respectivas bandas, conforme determinação da Task Force (1996) e que pela análise do GWS, obtivemos valores de área do componente simpático para prática simulada de não radar com uma diferença estatisticamente significativa em relação à área do componente simpático para o período do repouso, demonstrando uma maior estimulação do ramo simpático, tais resultados corroboram com os encontrados por Seong et al (2004) onde utilizando estresse emocional observaram grande aumento na atividade simpática.

Delaney e Brodie (2000) realizou um estudo em trinta indivíduos jovens e saudáveis através da análise VFC no domínio da frequência e encontrou uma redução significativa no componente de alta frequência e um aumento significativo na proporção de alta e baixa frequência em testar a hipótese que o estresse psicológico a curto prazo produz alterações no SNA. Já Malliani et al (1991) trabalhando com 20 jovens induzidos a tensão mental por cálculo aritmético foi mostrado um aumento na atividade simpática alterando o equilíbrio simpatovagal. Isso é refletido pelo aumento da LF, e uma diminuição em HF.

Segundo Pereira et al (2004) o mecanismo geral de resposta ao estresse consiste em duas seqüências bioquímicas separadas: uma rápida e uma lenta, nosso interesse está na via rápida mediada pelos hormônios noradrenalina e adrenalina liberados pelo sistema nervoso simpático desencadeando a taquicardia e queda da variabilidade da frequência cardíaca. Nesse trabalho podemos caracterizar como uma resposta do sistema simpático, pois a tabela 5 e figura 15 nos demonstram que não houve diferença estatística entre o sistema parassimpático na situação de prática simulada de não radar e na situação de repouso.

Quando observamos a tabela 5 seguida pela figura 15 observamos que o resultado para o parassimpático não houve diferença estatística demonstrando pequena variação de ativação frente à situação de prática simulada, isso talvez tenha ocorrido devido à ativação do ramo simpático e conseqüentemente a frequência cardíaca não ter alcançado níveis que possam trazer risco ao sistema cardiovascular, uma vez que a frequência alcançou valores médios de 86 bpm não chegando a 50% da frequência cardíaca máxima prevista para a idade dos alunos.

Alonso et al., (1998) avaliando a VFC no esforço progressivo máximo encontrou uma diminuição da variabilidade progressiva até o limiar anaeróbio podendo ser causada pela retirada vagal e nesse estudo os valores foram estatísticos a partir de 60% de consumo de oxigênio o que correspondeu a uma frequência cardíaca de 130 bpm para a população estudada.

Nos resultados apresentados nas tabelas 6 e 8 e figuras 16 e 18 referente ao sistema simpático e parassimpático no repouso quando analisado estatisticamente não observamos diferenças estatísticas. Esse resultado demonstra que o sistema está totalmente equilibrado quando LF/HF for igual a 1 o que é confirmado pelo resultado da razão LF/HF que foi  $1.1069 \pm 0.5329$ , resultados semelhantes foram apresentados por Costa (1991) onde trabalhou com grupos de atletas e grupo controle sendo encontrado para o grupo controle razão LF/HF igual a  $1,04 \pm 0,50$ .

Paschoal et al (2006) analisando a VFC em indivíduos de diferentes faixas etárias encontrou valores para a razão LF/HF igual a  $1.4 \pm 1.3$ , para os indivíduos na faixa etária de 20 a 30 anos, resultado muito próximo ao encontrado em nosso estudo reforçando os dados encontrados uma vez que esses resultados vêm sendo demonstrados desde 1991, portanto nos trazendo confiança nesses valores e correlações fisiológicas.

Ainda levando em consideração a tabela 6 e figura 16 e acrescentando os resultados da tabela 7 e figura 17 onde estão representados o sistema simpático e o parassimpático para a situação da prática simulada de não radar encontramos diferenças estatísticas quando analisamos os resultados, representando um desequilíbrio do sistema nervoso autônomo tendo como predomínio o sistema simpático o qual é reforçado pela razão LF/HF onde obtivemos  $3.1 \pm 1.3$ .

Salahuddin et al (2007) avaliando o estresse e variabilidade da frequência cardíaca em 360 indivíduos sendo 178 homens e 182 mulheres encontrou que tensão, frustração e depressão têm grande correlação com a variabilidade da frequência cardíaca e que tensão e frustração estão associadas com a atividade simpática e negativamente associada com a atividade do parassimpático. No entanto a depressão está positivamente associada à atividade do parassimpático e negativamente a atividade do sistema simpático.

Podemos constatar a partir destes resultados que a atividade dos alunos do curso de BCT exige uma constante exposição a fatores estressantes, promovendo alterações na ativação e balanço do sistema nervoso autônomo de sujeitos sadios, porem sem interferência quando os mesmos foram avaliados na situação de repouso onde foi encontrado um equilíbrio do Sistema Nervoso Autônomo.

## 7 Conclusão

A análise da VFC é um método eficaz para a identificação de alterações relacionadas ao Sistema Nervoso Autônomo, e que através da Transformada Wavelet possibilitou a análise do comportamento do SNA durante a prática simulada de não radar nos alunos do CFS na especialidade BCT.

Durante a prática simulada de não radar comparando com o período de repouso, o grupo apresentou diferenças extremamente significativas na atuação do SNA apresentando grande estimulação do sistema nervoso simpático, o que demonstra que durante a prática simulada de não radar aumenta o componente espectral de baixa frequência (LF) que é preditor importante de risco cardiovascular e mortalidade e não observamos diferenças estatisticamente significativas para o sistema parassimpático representado pela alta frequência (HF).

Os resultados deste estudo indicam que a razão está normal no repouso, pois ainda estão sendo treinados e que durante a prática simulada de não radar há influência do controle autonômico em indivíduos saudáveis promovendo uma ativação simpática importante aumentando o risco cardiovascular.

## Referências

- ALONSO, D.O et al., Comportamento da frequência cardíaca e da sua variabilidade durante as diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. **Arquivos Brasileiros de cardiologia**, São Paulo, v.7, n.6, p.787-792, 1998.
- AIR SAFETY GROUP. Segurança de Vôo/ Sistema e Estrutura: **Histórico do Tráfego Aéreo no Brasil**, 2003. Disponível em: <[http:// www.airsafetygroup.com.br](http://www.airsafetygroup.com.br)> Acesso em: 5 dez. 2007.
- ANADERGH, B. B. **Tensão que compromete a saúde** : transporte aéreo é terceiro ramo de atividade a apresentar mais afastamentos por transtornos mentais. Brasília: UnB. 2006. Disponível em: <<http://www.unb.br/acs/bcopauta/saude35.htm>>. Acesso em: 12 jun. 2007.
- ARAUJO, R.C.S.S. **O trabalho na aviação e as práticas de saúde sob o olhar do controlador de tráfego aéreo**. Dissertação (Mestrado em Saúde Ambiental) da Faculdade de Saúde Pública - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/6/6134/tde-09012007-162311/>>. Acesso em 24 ago. de 2007.
- ASHKENAZY, Y. et al. **Discrimination of the Healthy and Sick Cardiac Autonomic Nervous System by a New Wavelet Analysis of Heartbeat Intervals**. [arXiv:physics/9804030v2](http://arxiv.org/abs/physics/9804030v2) [physics.med-ph], 10 May 1998. Disponível em: <<http://arxiv.org/abs/physics/9804030v1>> Acesso em: 12 jun. 2007.
- BALLONE, G. P. Estresse. In: **PSIQWEB**. Psiquiatria geral, 2002. Disponível em: <<http://virtualpsy.locaweb.com.br/index.php?art=304&sec=27>>. Acesso em 24 ago. 2007.
- BOLZAN, M. J. A. Análise da transformada em ondas aplicadas em sinal geofísico. **Revista Brasileira de Ensino de Física**. v. 26, n. 1, p. 37-41, 2004.
- BRASIL. Ministério da Defesa. Comando da Aeronáutica. Departamento de Ensino da Aeronáutica. **Portaria DEPENS Nº. 49/DE-1, de 16 de fevereiro de 2005**. Art. 1º Aprovar a ICA 37-54 ICA 37-54/2005.
- BRASIL. Ministério da Aeronáutica. **Regras do Ar e Serviços de Tráfego Aéreo = IMA 100-12**. de 30 jun.1999, até a 6ª Modificação (M6), de 25 dez. 2003. Brasília: Ministério da Aeronáutica, 2003.
- BRENNER, I. K.; THOMAS, S.; SHEPHARD, R .J. Autonomic regulation of the circulation during exercise and heat exposure. Inferences from heart variability. **Sports Medicine** , v.26, n.2, p.85-99,1998.
- BRUNETTO, A. F., et al. Respostas Autônomas Cardíacas à Manobra de Tilt em Adolescentes Obesos. **R. Assoc. Méd. Brás.**, v. 51, n.5, p. 256-260, 2005.
- CALAIS, S.L.; ANDRADE, L.B. Diferenças de sexo e escolaridade na manifestação de stress em adultos jovens. **Psicologia Reflexão e Crítica**, Rio Grande do Sul, v.16, n.2, p. 257-263, 2003.

CAMPELO, M., et al. Variability of heart rate: a perspective. **R. Port. Cardiol.**, Lisboa, v. 11, n.9, p.723-732, 1992.

CARVALHO, J. L. A. **Ferramenta para análise tempo-freqüencial da Variabilidade da Freqüência Cardíaca**. Dissertação (Mestrado) - Departamento de Engenharia Elétrica, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2003.

CARVALHO, J.L.A.; ROCHA, A. F.; NASCIMENTO, F. A., Desenvolvimento de um sistema para análise da variabilidade da freqüência cardíaca. In: CBEB, Anais...v.5, 2002. São José dos Campos: UniVap, 2002. p. 345-348,

CASADEI, B., et al. Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the rate variability during exercise in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.2, p. 125-131, 1995.

CHIU, H.W., et al. The influence of mean heart on measures of heart rate variability as markers of autonomic function: a model study. **Medical Engineering and Physics**, Oxford, v.26, n.6, p. 475-481, 2003.

COSTA, O. et al., Análise spectral da variabilidade da freqüência cardíaca em atletas. **Revista Portuguesa de Cardiologia**, v.10, n.1, p.23-28, 1991.

CUSATIS NETO, R.; LIMA, J.L.M. Nível de estresse na policia militar. **Fisioterapia Brasil**, v.4, n.2, p. 108-106, 2003.

DADOS DO DEPARTAMENTO DE AVIAÇÃO CIVIL, 1990. [DAC] Departamento de Aviação Civil. Disponível em: < <http://www.anac.gov.br/>> Acesso em 11 mar. 2007.

DELANEY, J.P.; BRODIE, D.A. Effects of short-term psychological stress on the time and frequency domains of hear trate variability. **Perceptual Motor Skills**, v.91, p.515-524, 2000.

DINIZ, K. C. et al. Correlação entre estresse e dor em pilotos de helicóptero do Grupamento de Radiopatrulha Aérea da Polícia Militar na cidade de São Paulo. **Fisioterapia Brasil**, n.7, n.1, p. 44-48, 2006.

DOMINGOS, Neide A. M. *et al.* Estresse e qualidade de vida: comparação entre funcionários de duas instituições. **PSICO-USF**, Bragança Paulista, v. 1, n. 2, p. 39-46, jul/dez. 1996.

DOUGLAS, C. R. **Tratado de fisiologia aplicada às ciências médicas**. 4.ed. São Paulo, Robe editorial, 2000.

EYFERTH, Klaus; NIESSEN, Cornelia; SPAETH, Oliver. A Model of Air Traffic Controller's Conflict Detection and Conflict Resolution. **Aerospace Science and Technology**, Berlin, v.7, p. 409-416, 2003.

FAGUNDES, Alessandra de Almeida, **Análise do efeito da acupuntura auricular sobre o controle autônomo através da variabilidade da freqüência cardíaca**. Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas) - Universidade do Vale do Paraíba, 2007.

FRANÇA, A. C. L.; RODRIGUES, A. L. **Stress e trabalho: guia básico com abordagem psicossomática.** São Paulo: Atlas, 1997.

FRONCHETTI, Lenise; et al. Indicadores de regulação autonômica cardíaca em repouso e durante exercício progressivo. Aplicação do limiar de variabilidade da frequência cardíaca R. **Port. Cien. Desp.**, v.6, n.1, p. 21–28, 2006.

GALLO JÚNIOR., L.; MACIEL, B.C.; MARIN NETO, J.A.; MARTINS, L. E. B. Sympathetic and parasympathetic changes in Heart rate control during dynamic exercise induced by endurance training in man. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, Ribeirão Preto, v.22, p. 631-43, 1989.

GAMELIN, FRANÇOIS XAVIER; BERTHOIN, SERGE; BOSQUE, LAURENT. Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R Intervals at Rest. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.38, n.5, p. 887-893, 2006.

GRUPI, C.J., et al. Variabilidade da Frequência Cardíaca: significado e aplicação clínica. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v.40, n.2, p.129-136,b 1994.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

HAMER, MARK; STEPTOE, ANDREW. Association between physical fitness, parasympathetic control, and proinflammatory responses to mental stress. **Psychosom. med.**, v.69, n.7, p. 660-666, 2007.

HEDELIN, R., et al. Heart rate variability in athletes: relationship with central and peripheral performance. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.33, n.8, p.1394-8, 2001.

HOLLNAGEL, E. Modelos de acidentes e Análise de Acidentes. In: ALMEIDA, Ildeberto Muniz de (org.). BRASIL, Ministério do Trabalho e do Emprego. **Caminhos da análise de acidentes do trabalho.** Brasília: MTE, SIT, 2003.

HOLLNAGEL, Erik; WOODS, David D.; LEVESON, Nancy. **Resilience Engineering: Concepts and Precepts.** Basingstoke: Taylor & Francis, 2006.

HUIKURI, H.V.; MAKIKALIO, T.H.; PERKIOMAKI, J. Measurement of heart rate variability by methods based on nonlinear dynamics. **Journal of Electrocardioly**, Durham, v.36, Suppl., p. 95-99, 2003.

ISSAC, Anne R.; RUITENBERG, Bert. **Air Traffic Control: Human Performance Factors.** Aldershot: Ashgate, 1999.

ITANI, A. **Trabalho e saúde nos transportes: entre o invisível e o risco.** São Paulo: Hucitec; 1998.

KARAMAKER, J.M.; LIE, K.I. Heart rate variability: a telltale of health or disease. **European Heart Journal**, v.21, p.435-437, 2000.

KARLSSON, B.J.S; GERDLE, B.; AKAY, M; analyzing surface myoelectric signals recording during isokinetic contractions using wavelets. **IEEE Eng Med Biol Mag.**, v.20, p.97-105, 2001.

KITNEY, R.I.; ROMPELMAN, O. **The study of Heart Rate Variability**. Oxford: University of Oxford; Clarendon Press, 1980. p 59-107.

KLEIGER, R. E., et al. Stability over time of variables measuring heart rate variability in normal subjects. **Am. J. Cardiol.**, v.68, p.626-663, 1992.

LIPP, Marilda E. N. Stress e suas implicações. **Estudos de Psicologia**, v.1, n.3-4, p.5-19, 1984.

LEE, Haet Bit, et al. The relationship between HRV parameters and stressful driving situation in the real road. In: INTERNATIONAL SPECIAL TOPIC CONFERENCE ON ITAB, 6., 2007, Tokyo. **Proceeding...** IEEE, 2007. p. 198 - 200.

LONGO. A; FERREIRA. D; CORREIA. M. J; Variabilidade da frequência cardíaca. **R. Port. Cardiol.**, v. 14, n. 3, p. 241-262, 1995.

LOPES, S. **bio 2**. São Paulo: Saraiva, 2002.

MACOR, F.; FAGARD, R., AMERY, A. Power spectral analysis of RR interval and blood pressure short-term variability at rest and during dynamic exercise: comparison between cyclists and controls. **Int. J. Sports Med**, v.17, p.175-181, 1996.

MALLIANI, A. et al. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. **Circulation**, v.84, p.482-492, 1991.

MCARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCH, VL. **Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano**. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MENDES, Ricardo A.; LEITE, Neiva. **Ginástica laboral – princípios e aplicações práticas**. Ed. Manole. Barueri, SP, 2004.

MENEZES Jr., A.S., MOREIRA, H.G, DAHER, M.T. Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca em Pacientes Hipertensos, Antes e Depois do Tratamento com Inibidores da Enzima Conversora da Angiotensina II. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 83, n 2, p. 165-168, 2004.

MOREIRA, S.B.; COSENDEY, A.E.; VIDAL, M.C. Aspectos bioquímicos e hematológicos de radaristas e alterações após uma jornada de trabalho no Controle de Tráfego Aéreo do Rio de Janeiro. In: **RELATÓRIOS de Pesquisas Ergonômicas Realizadas no Controle de Tráfego Aéreo do Rio de Janeiro (APP/RJ), em 1999**. Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 1999. p. 64-83.

MOREIRA, A.G.E. **Estudo da Incidência de sonolência diurna e do comportamento do sistema nervoso autônomo através da análise da variabilidade da frequência cardíaca em profissionais de enfermagem**. Dissertação (Mestrado em ciências biológicas) - Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2006.

MORTARA, A., et al. Alterations of breathing in chronic heart failure: clinical relevance of arterial oxygen saturation instability. **Clinical Science**, v.91, n.2, p. 72-74, 1996.

MOSHOU, D. et al. Dynamic muscle fatigue detection using self-organizing maps. **Applied Soft Computing**, v.5, n.4, p. 391-398, 2005.

NAKAMURA, F. Y. et al. Alteração do limiar de variabilidade da frequência cardíaca após treinamento aeróbio de curto prazo. **Motriz**, Rio Claro, v11, n.1, p.1-9. Jan./abr. 2005

PASCHOAL, M. A., et al. Variabilidade da frequência cardíaca em diferentes faixas etárias. **R. bras. fisioter.**, São Carlos, v. 10, n. 4, p. 413-419, out./dez. 2006.

PEREIRA, A. et al., Envelhecimento, estresse e sociedade: uma visão psiconeuroendocrinológica. **Ciências Cognição**, v.1, p. 34-51, 2004.

POMPERANZ, J. et al. Function assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. **International Journal of cardiology**, v.248, p.151-153, 1985.

RIBEIRO, M. P.; BRUM, J. M.; FERRARIO, C. M. Análise espectral da frequência cardíaca. Conceitos básicos e aplicação clínica. **Arq. Bras. Cardiol**; v.59, n.3, 1992.

RIBEIRO, Selma Leal de Oliveira; ASSIS, Monique Ribeiro de; LOTERIO, Claudia Paulich. Sintomas de estresse e estratégias de defesa: uma proposta de intervenção em controladores de tráfego aéreo. In: AUSTRALIAN AVIATION PSYCHOLOGY SIMPOSIUM, 1., 2000, Sydney. **Proceedings...**Sydney: Australian Aviation Psychology, 2000. p. 1 - 5.

ROSA, G.M.M. et al., Análise da influência do estresse no equilíbrio postural. **Fisioter Bras**, v.5, n.1, p. 50-54, 2004.

SACKNOFF, D.M; GLEIM, G.W.; STACHENFELD, N.; COPLAN, N.L. Effect of athletic training on heart rate variability. **American Heart Journal**, Saint. Louis, v. 127,n.5,p.1278, 1994.

SALAHUDDIN, L. et al. Dependence of Heart Rate Variability on Stress Factors of Stress Response Inventory. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON E-HEALTH NETWORKING, APPLICATION AND SERVICES, 9., 2007. **Proceeding...** IEEE, 2007. p. 236 - 239. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/servlet/opac?punumber=4265778>>. Acesso em: 12 maio 2008.

SEELY, A.J.E.; MACKLEM, P.T. **Complex Systems and the technology of variability analysis**. Critical Care, London, v.8. p. R367-84, 2004.

SEONG, H. M. et al. The analysis of mental stress using time-frequency distribution of heart rate variability signal. In: INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS, 26th. San Francisco, CA, September, 2004. **Proceeding...** IEEE, 2004. p. 283 – 285.

SILVA, A.V.; EYNG, J. Wavelets e Wavelets Packets. Seminário de Visão Computacional – CPGCC, 2000. Disponível em: <<http://www.inf.ufsc.br/~visao/2000/Wavelets#2>>. Acesso em: 08 ago. 2007.

STEIN, P.K.; BOSNER, M.S., KLEIGER, R.E.; CONGER, B.M. Heart rate variability: a measure of cardiac autonomic tone. **American Heart Journal**, Saint Louis, v.127, n.5, p.1376-81, 1994.

TASK FORCE of European Society of cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standarts of measurement, physiological interpretation, and clinical use. **European Heart.** v.17, p. 357-381, 1996.

TORRENCE, C.; COMPO, G.P. A Pratical Guide to Wavelet Analysis. **Bulletin of the American Meteorological Society**, v.79, n.1, p.61-78, 1998.

TORTORA; G. J; GRABOWSKI, S. R. **Princípios de Anatomia e Fisiologia.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

YAMAMOTO, Y; HUGHSON, R.L.;PETERSON, J.C. Autonomic control of heart rate exercise studied by heart rate variability spectral analysis. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda,v.71,n.3,p.1136-42,1991.

WOLF, M. et al. Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction. **Med. J. Aust.**,v.2, n.52, p.45-46, 1978.

WOODS, David D. et al. **Behind Human Error:** Cognitive Systems, Computers, and Hindsight. Columbus, Ohio: CSERIAC, 1994.

## ANEXO A: Comitê de Ética em Pesquisa



### COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA

UNIVAP

#### CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º H293/CEP/2007, sobre *“Análise do comportamento do sistema nervoso autônomo de alunos do curso de formação em controle de tráfego aéreo durante prática simulada”*, sob a responsabilidade da Profª. Dra. *Regiane Carvalho Albertine*, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 21 de setembro de 2007.



---

**PROFA. DRA. STELLA REGINA ZAMUNER**

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade do Vale do Paraíba – Univap

## ANEXO B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE

Consentimento formal de participação no estudo intitulado:- “Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca em Alunos do Curso de Formação de Sargentos (CFS) Na Especialidade Controlador de Tráfego Aéreo”.

Eu, \_\_\_\_\_, portador do RG \_\_\_\_\_, voluntariamente aceito participar do estudo científico nos termos do projeto proposto pelos acadêmicos do mestrado em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos campos - SP, Giovanni Arnaldo Pacetti orientado pela Profa Dr Regiane Albertine de Carvalho e Prof. Dr. Nelson José Freitas da Silveira.

A pesquisa tem por finalidade analisar a variabilidade da frequência cardíaca o comportamento. Não haverá nenhum risco para a integridade física, mental ou moral do participante e os dados individualizados serão confidenciais. Os resultados coletivos serão divulgados nos meios científicos.

As informações assim obtidas poderão ser usadas para fins estatísticos e/ou científicos sempre resguardando a privacidade de cada indivíduo. Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que li ou foram lidas para mim, ficando claros os propósitos deste estudo, os procedimentos a serem realizados e as garantias de confidencialidade e esclarecimento permanentes. Além disso, ficou claro que minha participação é isenta de quaisquer despesas.

Assim aceito participar voluntariamente deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízos. Declaro que obtive de forma apropriada, livre e voluntária as informações e, assino o presente termo de consentimento livre e esclarecido para a participação neste estudo.

Guaratinguetá, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ 2007.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante

\_\_\_\_\_  
Pesquisador  
Giovani Arnaldo Pacetti

\_\_\_\_\_  
Orientadores  
Profa. Dr. Regiane Albertine de Carvalho  
Prof. Dr. Nelson José Freitas da Silveira