

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO *STRICTU-SENSU* EM
EDUCAÇÃO FÍSICA

EFEITOS AGUDOS DA CORRENTE INTERFERENCIAL
GANGLIONAR EM MULHERES SADIAS

Cláudio Hiroshi Nakata

Brasília
2014

EFEITOS AGUDOS DA CORRENTE INTERFERENCIAL GANGLIONAR
EM MULHERES SADIAS

CLÁUDIO HIROSHI NAKATA

Dissertação apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

ORIENTADOR: PROFESSOR Dr. GERSON CIPRIANO JUNIOR

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da Universidade de
Brasília. Acervo 1016837.

Nakata, Cláudio Hiroshi.
N163e Efeitos agudos da corrente interferencial ganglionar
em mulheres sadias / Cláudio Hiroshi Nakata. -- 2014.
iv, 44 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) - Universidade de Brasília,
Faculdade de Educação Física, Programa de Pós-Graduação
Strictu-Sensu em Educação Física, 2014.

Inclui bibliografia.

Orientação: Gerson Cipriano Junior.

1. Fisioterapia. 2. Sistema nervoso autônomo. 3. Batimento
cardíaco. 4. Aptidão física. I. Cipriano Júnior, Gerson.
II. Título.

CDU 615.81

CLÁUDIO HIROSHI NAKATA

**EFEITOS AGUDOS DA CORRENTE INTERFERENCIAL GANGLIONAR EM
MULHERES SADIAS**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Educação Física pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Gerson Cipriano Júnior

(Orientador – FCE/ UnB)

Prof. Dr. Rodrigo Luiz Carregaro

(Examinador interno – FEF/ UnB)

Prof^a. Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães

(Examinadora externa – FCE/ UnB)

Brasília, 10 de julho de 2014

AGRADECIMENTOS

Ao Grande Arquiteto que me proporciona, na medida justa, sempre o melhor.

Aos meus pais, pelo dom da vida e exemplo de superação.

A minha esposa Agda, eterna companheira, pelo amor e compreensão.

As minhas filhas Maria Vitória e Ana Júlia, por proporcionarem o meu amadurecimento como pai.

Ao Prof Gerson, meu orientador, pela confiança e incentivo.

Ao Grupo de Pesquisa e Reabilitação Cardíaca, pela amizade e companheirismo.

A Direção do Hospital Militar de Área de Brasília e seus integrantes, particularmente a Seção de Fisioterapia, pela ajuda, preocupação e torcida.

A todos que, direta ou indiretamente, permitiram de alguma forma que essa conquista fosse alcançada.

O meu eterno agradecimento.

Muito obrigado!

LISTA DE TABELAS	2
LISTA DE FIGURAS	3
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	4
RESUMO.....	6
ABSTRACT.....	8
1. INTRODUÇÃO.....	9
2. OBJETIVO.....	11
3. REVISÃO DE LITERATURA	12
3.1. Sistema Nervoso Autônomo (SNA).....	12
3.2. Controle Autonômico Cardiovascular.....	13
3.3 Regulação Cardiovascular e Hemodinâmica.....	14
3.4. Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC).....	15
3.5 Eletroestimulação interferencial ganglionar (EEIG).....	19
3.6 Mecanismos de ação da eletroestimulação transcutânea.....	20
4. METODOLOGIA.....	21
4.1. Tipo de Estudo	21
4.2. Considerações Éticas.....	21
4.3. Local.....	21
4.4. Participantes	21
4.5. Instrumentação e Procedimentos.....	24
4.5.1 Protocolo de aplicação da Eletroestimulação Interferencial Ganglionar (EEIG).....	26
4.5.2 Análise da Modulação Autonômica Cardíaca.....	27
5. ANÁLISE ESTATÍSTICA	28
6. RESULTADOS	28
7. DISCUSSÃO	34
8. CONCLUSÃO.....	36
9. PERSPECTIVAS FUTURAS.....	37
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características iniciais das participantes antes do protocolo de aplicação da estimulação.....	29
Tabela 2 - Comparação do delta de variação (PÓS-PRÉ) após a aplicação da eletroestimulação interferencial e placebo nas variáveis cardiovasculares de mulheres ativas e irregularmente ativas.....	30

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Sistema Nervoso Autônomo.....	12
Figura 2 – Ineruações cardíacas.....	14
Figura 3 – Tacograma de um adulto jovem normal (A) e um recém-nascido normal (B). A variabilidade da frequência cardíaca no painel B está bem menor do que no painel A.....	16
Figura 4 - Tabela de conceituação da Corrida de 12 minutos das militares do Exército Brasileiro, de acordo com a idade e distância percorrida (metros).....	23
Figura 5 – Fluxograma da distribuição aleatória e cruzamento das participantes nos grupos placebo e interferencial	24
Figura 6 – Protocolo de coleta de dados (A) e equipamentos de aferição de pressão (B) e eletroestimulação interferencial (C).....	25
Figura 7 - Esquema representativo do protocolo de coleta da VFC, PA, FC e aplicação da IES.....	25
Figura 8- Local de fixação dos eletrodos para aplicação da eletroestimulação ganglionar.....	26
Figura 9 – Faixa de tempo na pré e pós intervenção para análise da variabilidade da frequência cardíaca.....	27
Figura 10 – Comparação do comportamento das variáveis cardiovasculares durante a aplicação das correntes interferencial e placebo em mulheres militares ativas e irregularmente ativas.....	31
Figura 11 – Análise do comportamento das variáveis da modulação autonômica, no domínio da frequência, durante a aplicação da corrente interferencial e placebo em mulheres militares ativas e irregularmente ativas	33

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- AF:** Alta frequência
- AMF:** Amplitude de modulação de frequência
- AR:** Modelos auto-regressivos
- BF:** Baixa frequência
- CITS:** Pré-gânglio cervical inferior e gânglio torácico superior
- CNS:** Conselho Nacional de Saúde
- C7:** Sétima vértebra cervical
- EEG:** Eletroestimulação ganglionar
- EEGI:** Eletroestimulação ganglionar interferencial
- EENM:** Eletroestimulação neuromuscular
- FC:** Frequência cardíaca
- FFT:** Transformada rápida de Fourier
- FS/ UnB:** Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília
- GI:** Grupo Intervenção
- GP:** Grupo Placebo
- IAM:** infarto agudo do miocárdio
- IES:** Eletroestimulação interferencial
- nu:** unidades normalizadas
- PAD:** Pressão arterial diastólica
- PAS:** Pressão arterial sistólica
- pNN50:** Porcentagem dos intervalos RR adjacentes com diferença de duração maior que 50ms
- rMSSD:** Raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes em ms
- SDANN:** Desvio padrão das médias dos intervalos RR normais, cada 5 minutos
- SDNN:** Desvio padrão de todos os intervalos RR normais
- SDNNi:** Média do desvio padrão dos intervalos RR normais a cada 5 minutos
- SNA:** Sistema nervoso autonômico
- TCLE:** Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
- TENS:** Eletroestimulação nervosa transcutânea

T4: Quarta vértebra torácica

ULF: Ultra baixa frequência

VFC: Variabilidade da frequência cardíaca

VLf: Muito baixa frequência

RESUMO

OBJETIVO: Analisar os efeitos agudos da corrente interferencial ganglionar em mulheres sadias.

MATERIAIS E MÉTODOS: Estudo do tipo experimental aleatorizado e transversal. Vinte e uma mulheres militares do Exército Brasileiro divididas em dois grupos, conforme IPAQ, em ativas (média de idade de $32,80 \pm 3,011$ anos, massa $56,50 \pm 5,523$ Kg, estatura de $164,30 \pm 6,993$ cm e IMC de $20,90 \pm 1,729$ kg/m² e 80% com conceito excelente no teste de aptidão física) e irregularmente ativas (média de idade de $33,45 \pm 1,968$ anos, massa $67,64 \pm 10,072$ Kg, estatura de $163,36 \pm 7,698$ cm e IMC de $25,18 \pm 2,401$ kg/m² e 80% com conceito bom no teste de aptidão física) realizaram dois protocolos - eletroestimulação interferencial e placebo. A eletroestimulação interferencial foi aplicada na região cervicotorácica (C7 a T4) com uma frequência fixa de 5000 Hz, amplitude de modulação de frequência de 100Hz com variação de 25% e intensidade ajustada no limiar sensitivo, sem contração muscular, durante 30 minutos. Os protocolos foram aleatorizados e aplicados em dias distintos com intervalo mínimo de 24 horas. Foram analisadas os ajustes cardiovasculares e a variabilidade da frequência cardíaca.

RESULTADOS: A corrente interferencial não provocou grandes repercussões no comportamento cardiovascular. Ocorreu um padrão de elevação da pressão arterial sistólica (PAS, mmHg) nos dois grupos e uma tendência de diminuição da pressão arterial diastólica (PAD, mmHg) nas ativas. Quanto a variabilidade da frequência cardíaca, a corrente interferencial provocou nas militares irregularmente ativas elevação das variáveis Baixa Frequência (BF, nu) $13,97 \pm 3,588$ nu, $p < 0,01$ e BF/AF ($0,53 \pm 0,183$ nu; $p < 0,05$) e diminuição da variável Alta Frequência (AF, nu) $13,75 \pm 3,627$ nu, $p < 0,01$. Adicionalmente, verificamos no grupo das ativas, um efeito de maior magnitude da corrente interferencial em relação ao placebo. A variável BF ($11,97 \pm 3,588$ nu; $p < 0,05$) e a relação BF/AF ($0,7 \pm 0,183$ nu; $p < 0,001$) tiveram elevação e a variável AF ($11,36 \pm 3,627$ nu; $p < 0,05$) uma diminuição.

CONCLUSÃO: A corrente interferencial promoveu alterações na variabilidade da frequência cardíaca aumentando a atividade simpática e atenuando a parassimpática em mulheres irregularmente ativas. Adicionalmente, essa corrente também teve um maior efeito nas variáveis BF, AF e BF/AF no grupo das ativas em relação ao placebo,

reforçando a hipótese que seus efeitos podem sofrer influências das características da população, como o nível de condicionamento físico.

PALAVRAS-CHAVE: Fisioterapia, Sistema Nervoso Autônomo, Batimento Cardíaco, Aptidão Física.

ABSTRACT

OBJECTIVE: Analyze the cardiovascular adjustments against interferential current ganglionic in women with different levels of cardiorespiratory fitness. **METHODS:** A randomized, cross the experimental type. Twenty-one of the Brazilian Army military women divided into two groups, trained (mean age of 32.80 ± 3.011 years, mass 56.50 ± 5.523 kg, height was 164.30 ± 6.993 cm and BMI of 20.90 ± 1.729 kg/m² and 80% with excellent reputation in the physical fitness test) and untrained (mean age of 33.45 ± 1.968 years, mass $67.64 \pm 10,072$ kg, height was 163.36 ± 7.698 cm and BMI of $25, 2,401 \pm 18$ kg/m² and 80% with good concept in physical fitness test) performed two protocols - interferential electrostimulation and placebo. The interferential electric stimulation was applied at the cervico-thoracic region (C7 to T4) at a fixed frequency of 5,000 Hz, amplitude modulation frequency of 100 Hz with a variation of 25% and adjusted in intensity sensory threshold, no muscle contraction for 30 minutes. Placebo in the same procedures without the application of interferential current, which did not produce therapeutic effects were adopted. The protocols were randomized and applied on different days with an interval of 24 hours. Cardiovascular adjustments and cardiac autonomic modulation were analyzed. **RESULTS:** Interferential current caused no major impact on cardiovascular behavior. A trend of increase in systolic blood pressure (SBP, mmHg) in both groups and a trend of decreased diastolic blood pressure (DBP, mmHg) occurred in trained. As for heart rate variability, interferential current caused the untrained military elevation of the variables Low Frequency (LF, nu) nude 13.97 ± 3.588 , $p < 0.01$ and LF / HF (0.53 ± 0.183 nu, $p < 0.05$) and decreased variable High Frequency (HF, nu) nude 13.75 ± 3.627 , $p < 0.01$. Additionally, we found the group of trained, an effect of greater magnitude of interferential current versus placebo. The variable BF (11.97 ± 3.588 nu, $p < 0.05$) and BF relationship / AF (0.7 ± 0.183 nu, $p < 0.001$) had high and variable AF (11.36 ± 3.627 naked: $p < 0.05$) decreased. **CONCLUSION:** Interferential current changes promoted the sympathovagal balance by increasing sympathetic activity and attenuating parasympathetic in untrained women. Additionally, this current also had a greater effect in LF, HF and LF / HF variables in the trained group compared to placebo, reinforcing the hypothesis that its effects may be influenced population characteristics such as fitness level. **KEYWORDS:** Physiotherapy, Autonomic Nervous System, Heart Rate, Physical Fitness.

1. INTRODUÇÃO

Atividades físicas demandam do organismo diferentes necessidades metabólicas capazes de provocar respostas reflexas do sistema autonômico simpático e parassimpático que permitem ajustes do débito cardíaco e resistência vascular periférica, contribuindo para a estabilização e manutenção do sistema cardiovascular durante diferentes situações fisiológicas (1). O desequilíbrio simpátovagal pode levar à manifestação de doenças como a hipotensão ortostática, a taquicardia de repouso e a hipertensão supina, dentre outros, e numa forma mais grave, estar associado à morte súbita cardíaca (2).

As terapêuticas de correção desse desequilíbrio como betabloqueadores, antiarrítmicos e a prática de exercícios físicos estão relacionados a uma redução substancial da mortalidade cardiovascular e dentre as modalidades de tratamento não-farmacológico e não-invasivo, a eletroestimulação neuromuscular (EENM) representa uma possível intervenção terapêutica (3).

A EENM tem sido usada tradicionalmente para o controle da dor (4), mas estudos recentes descobriram uma melhora significativa no suprimento de oxigenação do miocárdio e redução na demanda de oxigênio em pacientes com angina (5,6). Desde então, tem-se sugerido que a EENM, dependendo do tipo de corrente adotado, pode influenciar o sistema nervoso simpático de modo a atenuar seus efeitos como a diminuição do reflexo pressórico (7) e metaborreflexo (8) durante a execução de exercícios, bem como aumentar seu tônus por conta da estimulação de fibras simpáticas vasoconstritoras (9).

Estudos têm adotado diferentes locais de aplicação da EENM, tais como a parede torácica anterior, os membros superiores e membros inferiores, sob diversas situações clínicas, demonstrando resultados diferentes em relação à modulação do sistema nervoso central (10, 11, 12). Nesse sentido a aplicação em área ganglionar seria justificado por conta da organização anatômica autonômica do sistema nervoso simpático para o coração, glândula supra-renal e vasos sanguíneos (13).

Outro aspecto importante a ser considerado, além do local da aplicação, seria o tipo de corrente adotado, onde uma alternativa seria a corrente interferencial (IES), que utiliza campos elétricos cruzados e sobrepostos (portadora e moduladora) de dois circuitos elétricos de frequência média produzidos em dois circuitos diferentes, onde a

estimulação máxima não ocorre próxima aos eletrodos, mas sim a uma determinada profundidade com maior penetração nos tecidos por vencer a impedância da pele (14). No entanto, apesar dessa aparente vantagem em relação a corrente de baixa frequência, poucos estudos foram realizados adotando esse tipo de corrente a fim de verificar seus efeitos sobre o ajuste cardiovascular.

Os possíveis mecanismos que se tem sugerido para o aumento de fluxo sanguíneo após tratamento com eletroestimulação transcutânea (TENS) incluem inibição segmentar de vasoconstrição simpática como observado em pacientes com angina isquêmica (5,6), liberação de peptídeos vasodilatadores a partir de neurônios sensoriais e a ação da bomba muscular dos músculos contraídos. Em relação aos efeitos da corrente interferencial sobre o fluxo sanguíneo e a redução de edema periférico, existem poucas evidências comprovando seus efeitos. Sobre a redução de edema, existem estudos sugerindo que este mecanismo pode diminuir concomitantemente a pressão nos tecidos adjacentes, logo esses fenômenos são aparentemente devido à contração muscular leve ou ação sobre o sistema nervoso autônomo, diminuindo assim o tônus dos vasos sanguíneos (15-18).

Diante deste cenário, a Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) foi eleita como o parâmetro a ser analisado nesta pesquisa, uma vez que as alterações da frequência cardíaca (FC) representam uma habilidade do coração em responder aos múltiplos estímulos fisiológicos e ambientais na busca do equilíbrio do balanço simpatovagal (19-23). Ela descreve as oscilações dos intervalos entre batimentos cardíacos consecutivos (intervalos R-R), que estão relacionadas às influências do sistema nervoso autônomo (SNA) sobre o nódulo sinusal, sendo uma medida não-invasiva, que pode ser utilizada para identificar fenômenos relacionados ao SNA em indivíduos saudáveis, atletas e portadores de doenças (19,24,25).

Desta forma acreditamos que a aplicação da IES na região ganglionar possa influenciar nos ajustes cardiovasculares, bem como na modulação autônoma cardíaca.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Analisar os efeitos agudos da corrente interferencial ganglionar em mulheres saudáveis.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Analisar e comparar, frente o uso da corrente interferencial, as variáveis cardiovasculares (frequência cardíaca e pressão arterial) em mulheres saudáveis.

2. Analisar e comparar, frente o uso da corrente interferencial, a modulação autonômica cardíaca de mulheres saudáveis.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Sistema Nervoso Autônomo (SNA)

O SNA contribui para a homeostase corporal, atuando em conjunto com outros sistemas, como o endócrino, no ajuste da manutenção hemodinâmica das necessidades corporais (26).

Possui dois componentes antagonistas, anatomicamente e funcionalmente diferentes, denominados sistema simpático e parassimpático (Figura 1). Em termos anatômicos se diferem quanto a origem das fibras pré-ganglionares, na distribuição das fibras pós-ganglionares e no neurotransmissor por eles utilizados. As fibras pré-ganglionares do sistema simpático emergem-se dos segmentos tóraco-lombares, enquanto que as do parassimpático, do tronco cerebral e do segmento sacral. As fibras pós-ganglionares simpáticas praticamente se difundem por todo corpo utilizando a noradrenalina nas sinapses, enquanto que as parassimpáticas, além de usarem a acetilcolina, estão restritas aos órgãos viscerais (26).

Esses dois sistemas atuam de forma harmônica para a manutenção do equilíbrio dinâmico do órgão-efetor (26).

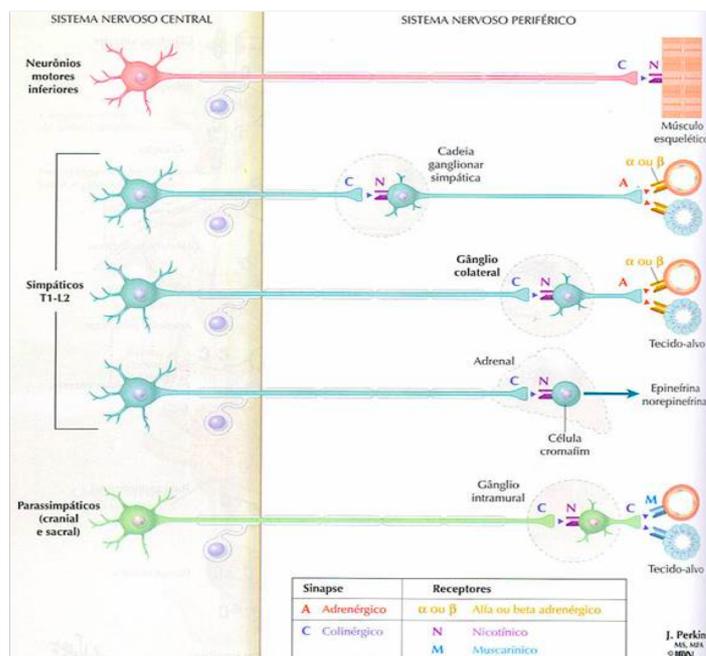


Figura 1 - Sistema Nervoso Autônomo.

Fonte: Rubin e Safdieh (20).

3.2 Controle Autonômico Cardiovascular

O sistema nervoso autonômico influencia única e reflexamente o sistema cardiovascular, uma vez que, tanto a noradrenalina como a acetilcolina liberadas no coração, modificam o débito cardíaco por alterar a força de contração das fibras miocárdicas e a frequência cardíaca. Nos vasos de resistência da circulação sistêmica, a liberação de noradrenalina modifica o estado contrátil do músculo liso vascular e, assim, a resistência vascular periférica (27). Além disto, o simpático pode exercer efeito trófico sobre as células musculares lisas e miocárdicas (28).

Embora os efeitos do sistema nervoso sobre o sistema cardiovascular se devam, em grande parte, a ação dos neurotransmissores noradrenalina e acetilcolina, a liberação de outros neurotransmissores nas terminações pós-ganglionares simpáticas e parassimpáticas pode potencializar e/ou minimizar a ação da noradrenalina e da acetilcolina, ampliando as oportunidades de controle cardiovascular por aumentar ou diminuir a sensibilidade do músculo cardíaco e do músculo liso vascular à estimulação simpática e parassimpática (28, 29). Além disto, respostas reflexas do simpático e do parassimpático permitem ajustes do débito cardíaco e da resistência vascular periférica, contribuindo para a estabilização e manutenção da pressão arterial sistêmica durante diferentes situações fisiológicas (27). Nesse contexto, sabe-se que pelos menos três dos maiores arcos reflexos estão envolvidos na modulação da atividade parassimpática para o coração e simpática para coração e vasos, ligados aos pressorreceptores arteriais (alta pressão), aos receptores cardiopulmonares (baixa pressão) e aos quimorreceptores arteriais (30, 31).

A partir das cervicais superiores, médios e estrelado (ou CITS) partem fibras pós-ganglionares que formam os nervos cardíacos cervicais superiores, médios e inferiores, que por sua vez, juntamente com as fibras que partem dos gânglios torácicos e ramos parassimpáticos, formam o plexo cardíaco (32). As fibras desse plexo formam densas ramificações que influenciam as diferentes regiões cardíacas (33). (Figura 2)

As fibras eferentes pós-ganglionares simpáticas promovem efeitos cronotrópicos (aumento da frequência cardíaca), dromotrópicos (aumento da condutância atrioventricular), inotrópicos (aumento da força contrátil) e lusitropico (aumento da velocidade de relaxamento), com conseqüente elevação do débito cardíaco (34).

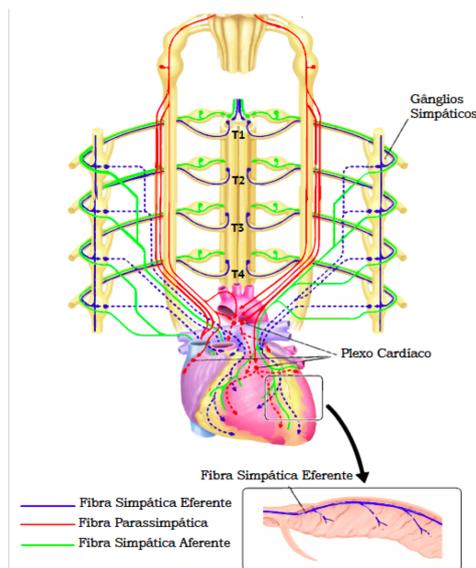


Figura 2 - Ineruações cardíacas.

Fonte: Adaptado de Kimura et al (26).

3.3 Regulação Cardiovascular e Hemodinâmica

O controle hemodinâmico se dá pela interação de complexos mecanismos que regulam a pressão arterial pela ação de mecanismos neurais, neuro-humorais e de distribuição de fluido corporal (35).

Os mecanismos de regulação da pressão arterial a longo prazo são mecanismos hormonais e fundamentalmente ligados à volemia, cujo órgão-alvo normalmente é o rim, responsável pela regulação da perda hídrica. Esta perda dispara a sede, único mecanismo natural capaz de reverter a volemia, sendo ela a expressão comportamental do mecanismo de regulação volêmica e, portanto, do controle da osmolaridade.

A curto prazo, os mecanismos estão diretamente ligados a reflexos neurais, que modificam as variáveis hemodinâmicas que determinam a pressão, onde o órgão-alvo nesse caso é o próprio coração (36). O barorreflexo é o mecanismo regulatório de curto prazo para o controle da pressão arterial (36, 37) ativado pelos receptores que detectam as mudanças na pressão das câmaras cardíacas e no estiramento dos elementos elásticos das paredes dos vasos (39).

Os barorreceptores endocárdicos encontram-se:

- nas junções das veias cava superior e inferior com o átrio direito e das veias pulmonares com o átrio esquerdo. Está conectado ao SNC por fibras vagais mielinizadas que, quando estimulados pela distensão mecânica atrial, atuam reflexamente com cronotropismo positivo devido aumento da atividade simpática no nodo sinoatrial, sem alteração de atividade vagal eferente no coração e de atividade simpática miocárdica;

- de forma difusa, conectados ao SNC por vias vagais não-mielinizadas que respondem pela redução da atividade simpática e aumento da atividade vagal para o coração e difusos conectados ao SNC por via simpática (40).

Os barorreceptores presentes em grande artérias emitem sinais aferentes por meio dos nervos vago e glossofaríngeo para o núcleo do trato solitário, que transmite essa informação ao centro vasomotor do bulbo, que por sua vez, estimula respostas reflexas eferentes promovendo ações pressóricas inibitórias. Estas envolvem simultaneamente a inibição do sistema simpático e estimulação do parassimpático, com consequente redução da frequência cardíaca e da contratilidade (41).

3.4 Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)

A VFC vem sendo estudada desde 1965, quando foi utilizada na monitorização do sofrimento fetal. De lá pra cá, passou a ser associada ao risco de mortalidade após infarto agudo do miocárdio (IAM) e, em 1987, passou a ser considerado como um potente preditor de mortalidade pós IAM (42).

A técnica descreve oscilações dos intervalos entre batimentos cardíacos consecutivos (intervalos R-R), que estão relacionadas às influências do SNA sobre o nódulo sinusal. É uma medida não-invasiva, que pode ser utilizada para identificar fenômenos relacionados ao SNA em indivíduos saudáveis, atletas e portadores de doenças (19,24,25).

A alta VFC é sinal de boa adaptação, caracterizando um indivíduo saudável com mecanismos autonômicos eficientes. Inversamente, a baixa VFC pode indicar uma adaptação anormal e insuficiente do SNA, que pode significar uma presença de mau funcionamento fisiológico no indivíduo (25). (Figura 3)

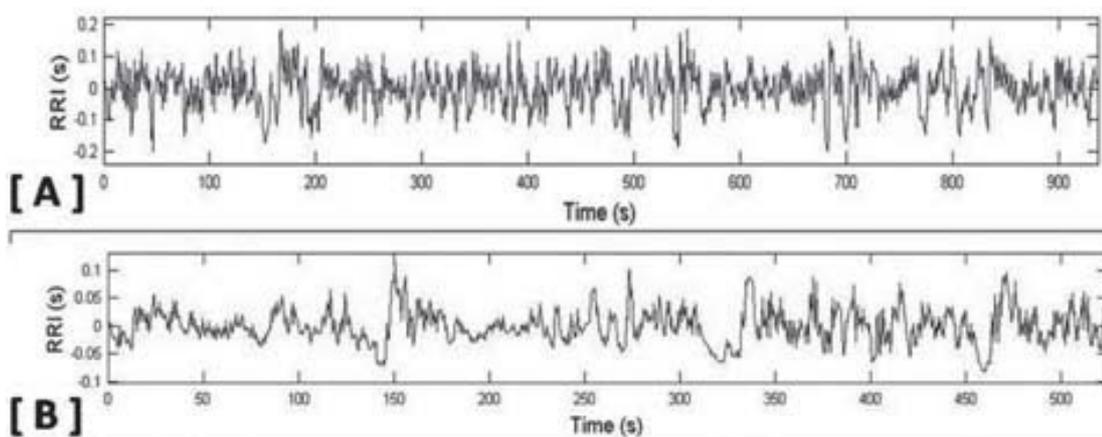


Figura 3 - Tacograma de um adulto jovem normal (A) e um recém-nascido normal (B). A variabilidade da frequência cardíaca no painel B está bem menor do que no painel A. Fonte: Vanderlei et al (38)

Os índices de VFC são obtidos por instrumentos como eletrocardiógrafos, conversores analógicos digitais e cardiofrequencímetros (16) e sua análise pode ser feita por meio de métodos lineares e não-lineares (41).

Os métodos lineares são divididos em domínios do tempo e da frequência, sendo a análise do primeiro feito por meio de índices estatísticos e geométricos.

Para a análise no domínio do tempo, mede-se cada intervalo RR normal (batimentos sinusais) durante um determinado intervalo de tempo, em milissegundos, e, a partir daí, com base nos métodos estatísticos ou geométricos (média, desvio padrão e índices derivados do histograma ou do mapa de coordenadas cartesianas dos intervalos RR), calculam-se os índices tradutores de flutuações na duração dos ciclos cardíacos (42).

São índices estatísticos no domínio do tempo (43, 44):

a) SDNN - Desvio padrão de todos os intervalos RR normais gravados em um intervalo de tempo, expresso em ms;

b) SDANN - Desvio padrão das médias dos intervalos RR normais, a cada 5 minutos, em um intervalo de tempo, expresso em ms;

c) SDNNi - Média do desvio padrão dos intervalos RR normais a cada 5 minutos, expresso em ms;

d) rMSSD - Raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes, em um intervalo de tempo, expresso em ms;

e) pNN50 - Porcentagem dos intervalos RR adjacentes com diferença de duração maior que 50ms.

Os três primeiros índices são obtidos a partir de registros de longa duração e representam as atividades simpáticas e parassimpáticas. Porém, não permitem distinguir quando as alterações da VFC são devidas ao aumento do tônus simpático ou à retirada do tônus vagal (45). Já os dois últimos representam a atividade parassimpática (46), pois são encontrados a partir da análise de intervalos RR adjacentes (42).

O índice geométrico, ainda no domínio do tempo, é composto pelo índice triangular e pela plotagem de Lorenz (ou Plot de Poincaré). Estes apresentam intervalos RR em padrões geométricos e várias aproximações são usadas para derivar as medidas de VFC a partir delas.

Prosseguindo no método linear, o outro domínio é o da frequência, sendo a densidade de potência espectral a mais utilizada quando se trata de indivíduos em condições de repouso (47). Este domínio decompõe a VFC em componentes oscilatórios fundamentais, sendo os principais (48,49):

a) Alta frequência (AF): corresponde à modulação respiratória e é um indicador da atuação do nervo vago sobre o coração (de 0,15 a 0,4Hz);

b) Baixa frequência (BF): decorrente da ação conjunta dos componentes vagal e simpático sobre o coração, com predominância do simpático (entre 0,04 e 0,15Hz);

c) Muito baixa frequência (MBF) e Ultra baixa frequência (UBF) - parece estar relacionada ao sistema renina-angiotensina-aldosterona, à termorregulação e ao tônus vasomotor periférico (44).

A relação BF/AF reflete as alterações absolutas e relativas entre os componentes simpático e parassimpático do SNA, caracterizando o balanço simpátovagal sobre o coração (44).

Para obtenção dos índices espectrais, o tacograma de frequência sofre processamento matemático, gerando um tacograma gráfico que expressa a variação dos intervalos RR em função do tempo. Ele contém um sinal aparentemente periódico que oscila no tempo e que é processado por algoritmos matemáticos, como a Transformação Rápida de Fourier (FFT) ou modelos Auto-Regressivos (AR). O método FFT é utilizado para obter uma estimativa de potência espectral da VFC durante fases estacionárias do experimento com a finalidade de permitir comparações entre os resultados de estudos.

Possibilita que o sinal do tacograma seja recuperado mesmo após a transformação pela FFT, o que demonstra a objetividade da técnica, uma vez que informações não são perdidas durante o processo. A facilidade de aplicação e a boa apresentação gráfica são as principais razões para sua maior utilização. Os registros para análises dos índices de VFC por meio de métodos lineares podem ser obtidos em curtos períodos (2, 5, 15 minutos) ou em longos períodos (24 horas), o que é mais comum na prática clínica (46), sendo que um mínimo de 256 intervalos RR é recomendado para esta análise.

A outra vertente, o comportamento não-linear, é o que predomina nos sistemas humanos, em razão de sua natureza dinâmica complexa, a qual não pode ser descrita adequadamente por métodos lineares (50). As teorias dos sistemas não-lineares têm sido progressivamente aplicadas para interpretar, explicar e prever o comportamento dos fenômenos biológicos. Esses parâmetros têm se mostrado bons preditores de morbi-mortalidade no âmbito clínico, apesar da necessidade de aprofundamento científico, com amostras expressivas e acompanhamento prolongado. Nessa esteira podemos citar as técnicas da análise de flutuações depuradas de tendências, da função de correlação, do expoente de Hurst, da dimensão fractal e do expoente de Lyapunov (50).

A diferença na VFC entre indivíduos treinados e não treinados tem sido amplamente investigada. Tanto as variáveis no domínio do tempo como no domínio da frequência estão mais altas em indivíduos treinados comparados a sedentários, indicando que a VFC é mais alta nesses indivíduos (51).

A prática regular de atividade física tem sido referida como um fator de incremento no tônus vagal devido às adaptações fisiológicas ocorridas pelo aumento do trabalho cardíaco, uma vez que há uma redução da sensibilidade dos receptores beta (43). Assim, a elevação da modulação parassimpática induz uma estabilidade elétrica do coração, ao passo que a atividade simpática elevada aumenta a vulnerabilidade do coração e o risco de eventos cardiovasculares (47).

3.5 Eletroestimulação interferencial ganglionar (EEIG)

A corrente interferencial foi desenvolvida na década de 1950 pelo Dr. Hans Nemec, em Viena, cujo conceito refere-se à utilização de campos elétricos cruzados e sobrepostos de dois circuitos elétricos de frequência média produzidos em dois circuitos diferentes, onde a estimulação máxima não ocorre próxima aos eletrodos, mas sim a uma determinada profundidade no corpo (52). Um destes campos elétricos, ou ondas elétricas, é chamado de Portadora ou f_1 , que apresenta uma frequência constante, geralmente em torno de 2.000Hz a 4.000Hz, podendo chegar a 10.000Hz em equipamentos importados. A outra onda é chamada de Moduladora ou f_2 , esta com uma frequência ajustável pelo terapeuta, geralmente numa faixa entre 4.000 a 4.250Hz (53). Logo, a corrente interferencial é resultado do cruzamento destas duas ondas, onde temos: $f_2 - f_1 = \text{Interferência}$, ou também chamada de Amplitude de Modulação de Frequência (AMF). A AMF, tradicionalmente é considerada como sendo o componente efetivo da IES, simulando as correntes de baixa frequência e criando a estimulação diferencial de nervos e certos tipos de tecidos. A partir dessa definição, observa-se que a corrente interferencial é uma forma semelhante à estimulação elétrica nervosa transcutânea (54).

A IES, pelos seus efeitos analgésicos e estimulantes, é indicada para os casos de processos dolorosos, inflamatórios, hipo e hipertonia muscular e lesões articulares. Também, pelo seu efeito ou ação de amassamento muscular, é indicada nos casos de contraturas musculares, redução de edema e cistos gasosos, especialmente naqueles localizados no dorso do punho (55).

Comparado com outros métodos de eletroestimulação transcutânea de baixa frequência, a corrente interferencial apresenta algumas vantagens como a maior penetração atingindo tecidos mais profundos por conta de suas corrente sinusoidal para transpor a impedância da pele (56).

Curiosamente a aplicação da eletroestimulação de baixa e média frequências vem sendo pesquisadas com foco nos seus efeitos sobre o fluxo sanguíneo e mecanismos de vasodilatação (57-60). Tem-se sugestionado que a aplicação dessas correntes nos gânglios estrelados pode induzir a uma vasodilatação local (55).

Tanto a baixa como a média frequências podem ter um impacto favorável no sistema nervoso simpático mitigando os efeitos sobre o reflexo pressórico. A neuromodulação pode variar dependendo da duração, intensidade e área de aplicação (61).

3.6 Mecanismos de ação da eletroestimulação transcutânea

Mannheimer et al. (62), na década de 80, conduziram uma série de estudos com o objetivo de verificar os efeitos cardiovasculares e bioquímicos do uso da TENS em saudáveis e cardiopatas. Destes achados surgem duas teorias de mecanismos de ação: o mecanismo simpato-inibitório e o mecanismo de liberação de vasodilatadores endógenos.

A primeira é explicada pela redução funcional eletricamente induzida da sensibilidade de receptores nicotínicos das fibras simpáticas pré-ganglionares. Esta teoria se embasa em pesquisas que administraram bloqueadores ganglionares ou de receptores nicotínicos durante aplicação de corrente elétrica e observaram abolição do efeito vasodilatador eletricamente induzido (9, 63).

A segunda teoria é explicada pelo mecanismo de liberação de vasodilatadores endógenos por ativação antidrômica de fibras sensitivas. A corrente elétrica antidromicamente despolariza terminais nervosos sensitivos, os quais contem diversos vasodilatadores endógenos. A liberação destes vasodilatadores promovem os efeitos vasculares periféricos. A teoria deste mecanismo foi obtida em pesquisa que utilizaram bloqueadores de agentes que induzem a formação de vasodilatadores em nível de terminais sensitivos durante aplicação de estimulação elétrica e observaram a atenuação da vasodilatação eletricamente induzida. (64)

De forma geral, ambos mecanismos parecem estar envolvidos nos efeitos cardiovasculares, associados também a outros mecanismos como alívio da dor e abertura de vasos sanguíneos colaterais (63). Entretanto, a magnitude desses eventos depende da região de aplicação onde os efeitos cardiovasculares podem ser observados em nível periférico ou em nível cardíaco.

4. METODOLOGIA

4.1 Tipo do Estudo

Trata-se de um estudo experimental aleatorizado cujos resultados foram obtidos de forma transversal.

4.2 Considerações Éticas

O estudo foi projetado de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos. Foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul sob o código CEP 10519/2012. Todos os participantes assinaram e receberam uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

4.3 Local

O estudo foi realizado na Seção de Fisioterapia do Hospital Militar de Área de Brasília (HMAB).

4.4 Participantes

A amostra foi composta por 22 (vinte e dois) militares do segmento feminino do serviço ativo do Exército Brasileiro, sadias, fisicamente ativas, não-tabagistas, não-obesas e livres de qualquer sinais ou sintomas de doenças, recrutadas por meio de convite no HMAB. Conforme a frequência de exercícios físicos realizados semanalmente classificada na *Internacional Physical Activity Questionnaire* (IPAQ) e a conceituação do Teste de Aptidão Física (TAF) (59, 60), foram divididas em dois grupos: ATIVAS (conceituação Excelente/E ou Muito Bom/MB e exercício físico igual ou acima de 3 vezes por semana) e IRREGULARMENTE ATIVAS (conceituação Muito Bom/MB ou Bom/B e exercício físico igual ou abaixo de 2 vezes por semana).

As participantes foram submetidas a uma avaliação clínica, contendo um questionário de dados pessoais, dados clínicos (doenças prévias), peso, altura, índice de massa corpórea. Para fins de seleção, foram considerados os seguintes critérios de inclusão e exclusão:

1) Critérios de inclusão: (a) Idade compreendida entre 30 a 40 anos; (b) Serem fisicamente ativos (realizar atividade física pelo menos duas vezes por semana); (c) Indivíduos do sexo feminino; (d) Ausência de história atual ou prévia de doença ou procedimento cirúrgico prévio; (e) Ausência de alterações funcionais durante avaliação inicial, como hipertensão, ausculta pulmonar ou cardíaca alterada; ou achado na anamnese que possa interferir na avaliação da variabilidade da frequência cardíaca; (f) Tolerante a eletroestimulação neuromuscular; e (g) Disponibilidade para assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

2) Critérios de exclusão: (a) Apresentarem alterações cardíacas; (b) Uso de medicamentos que interfiram na capacidade cardiorrespiratória ou na frequência cardíaca, tais como, broncodilatador e betabloqueador; (c) Histórico de doença pulmonar e/ou tabagismo; (d) História clínica de doença vascular periférica; (e) Histórico de doença renal; (f) Histórico de hipertensão ou diabetes mellitus; (g) Obesidade mórbida (IMC > 40 Kg/m²); (h) Complicações que impossibilitem acompanhamento de acordo com a metodologia estabelecida; (i) Intolerância à eletroestimulação; e (j) Distúrbios cognitivos ou psiquiátricos que impeçam a realização do protocolo.

Todos os militares da ativa, cumprindo norma regulamentar prevista no Manual de Campanha C20-20 Treinamento Físico Militar do Exército Brasileiro (65), realizam o Teste de Aptidão Física (TAF) três vezes ao ano, nos meses de abril, julho e novembro. Esse teste, para o segmento feminino, é composto de corrida de 12 minutos, flexão de braço e abdominal supra e, para fins de conceituação, leva-se em consideração além dos índices atingidos, a faixa etária em que se encontra a militar. Para permanecerem no serviço ativo, todos os militares são obrigados a atingirem a conceituação mínima Bom (B) no TAF (66). (Figura 4)

As participantes foram orientadas a estarem com 02 horas de jejum antes da coleta, a não consumirem alimentos ou bebidas que continham cafeína ou qualquer outro estimulante, a terem um descanso de 08 horas de sono na noite anterior e a não praticarem exercício físico 24 horas antes da coleta de dados.

Uma participante voluntária foi excluída dessa pesquisa por apresentar sinais (taquicardia, sudorese e tremor) de baixa tolerância à eletroestimulação durante a familiarização da aplicação da corrente interferencial. Assim, foram coletados os dados

de 21 (vinte e uma) participantes, sendo 10 (dez) consideradas ativas e 11(onze), irregularmente ativas.

Idade	I	R	B	MB	E
18	Até 1899	1900 - 2099	2100 - 2399	2400 - 2599	2600
19	Até 1899	1900 - 2099	2100 - 2399	2400 - 2599	2600
20	Até 1849	1850 - 2049	2050 - 2349	2350 - 2549	2550
21	Até 1849	1850 - 2049	2050 - 2349	2350 - 2549	2550
22	Até 1849	1850 - 2049	2050 - 2349	2350 - 2549	2550
23	Até 1849	1850 - 2049	2050 - 2349	2350 - 2549	2550
24	Até 1799	1800 - 1999	2000 - 2299	2300 - 2499	2500
25	Até 1799	1800 - 1999	2000 - 2299	2300 - 2499	2500
26	Até 1799	1800 - 1999	2000 - 2299	2300 - 2499	2500
27	Até 1799	1800 - 1999	2000 - 2299	2300 - 2499	2500
28	Até 1749	1750 - 1949	1950 - 2249	2250 - 2449	2450
29	Até 1749	1750 - 1949	1950 - 2249	2250 - 2449	2450
30	Até 1749	1750 - 1949	1950 - 2249	2250 - 2449	2450
31	Até 1699	1700 - 1899	1900 - 2199	2200 - 2399	2400
32	Até 1699	1700 - 1899	1900 - 2199	2200 - 2399	2400
33	Até 1699	1700 - 1899	1900 - 2199	2200 - 2399	2400
34	Até 1699	1700 - 1899	1900 - 2199	2200 - 2399	2400
35	Até 1649	1650 - 1849	1850 - 2149	2150 - 2349	2350
36	Até 1649	1650 - 1849	1850 - 2149	2150 - 2349	2350
37	Até 1649	1650 - 1849	1850 - 2149	2150 - 2349	2350
38	Até 1649	1650 - 1849	1850 - 2149	2150 - 2349	2350
39	Até 1599	1600 - 1799	1800 - 2099	2100 - 2299	2300
40	Até 1599	1600 - 1799	1800 - 2099	2100 - 2299	2300
41	Até 1599	1600 - 1799	1800 - 2099	2100 - 2299	2300
42	Até 1599	1600 - 1799	1800 - 2099	2100 - 2299	2300
43	Até 1549	1550 - 1749	1750 - 2049	2050 - 2249	2250
44	Até 1549	1550 - 1749	1750 - 2049	2050 - 2249	2250
45	Até 1549	1550 - 1749	1750 - 2049	2050 - 2249	2250
46	Até 1549	1550 - 1749	1750 - 2049	2050 - 2249	2250
47	Até 1499	1500 - 1699	1701 - 1999	2000 - 2199	2200
48	Até 1499	1500 - 1699	1701 - 1999	2000 - 2199	2200
49	Até 1499	1500 - 1699	1701 - 1999	2000 - 2199	2200

Figura 4 - Tabela de conceituação da Corrida de 12 minutos das militares do Exército Brasileiro, de acordo com a idade e distância percorrida (metros).

Fonte: Portaria nº 032 - EME (54).

Abreviações: I=insuficiente, R=regular, B=bom, MB=muito bom e E=excelente.

4.5 Instrumentação e Procedimentos

As coletas ocorreram em três visitas à seção de Fisioterapia/HMAB em dias distintos. Na primeira, as participantes foram submetidas à avaliação clínica e à familiarização com a eletroestimulação interferencial. Nas outras, com um intervalo mínimo de 24 horas, as elegíveis foram aleatoriamente distribuídas em dois grupos: (a) Grupo Intervenção (GI) e Grupo Placebo (GP). O GI recebeu uma eletroestimulação interferencial na cadeia ganglionar durante 30 minutos e o GP, o mesmo protocolo, porém sem o uso da intensidade da corrente. As participantes receberam o protocolo do grupo oposto no terceiro encontro, de modo que ao final do experimento, todas receberam as intervenções do GI e GP (Figura 5).

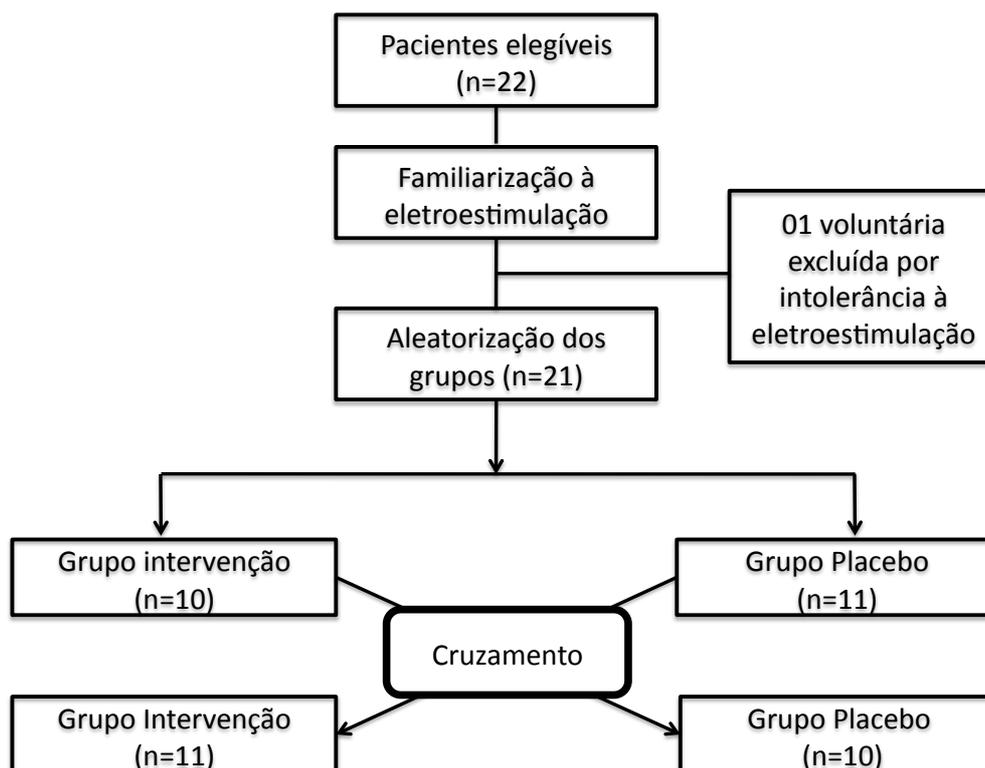


Figura 5 - Fluxograma da distribuição aleatória e cruzamento das participantes nos grupos intervenção e placebo.

As coletas foram realizadas no mesmo local, em sala climatizada a 23°C. As pacientes permaneceram em decúbito dorsal, em posição supina confortável, com a cabeça elevada a cerca de 30° com travesseiro (Figura 6 A).

Foram aferidas a Frequência Cardíaca (FC,bpm) e a Pressão Arterial Sistólica (PAS, mmHg) e Diastólica (PAD, mmHg) (BP A100, Microlife, Zurique, Suíça) no início e final da coleta (Figura 6 B); após os 15 minutos iniciais e a cada 10 minutos durante a eletroestimulação ou placebo, conforme Figura 7. Também, a cada 10 minutos após o início da eletroestimulação, a intensidade foi ajustada até um novo limiar sensitivo da participante por conta do efeito da acomodação da corrente elétrica.

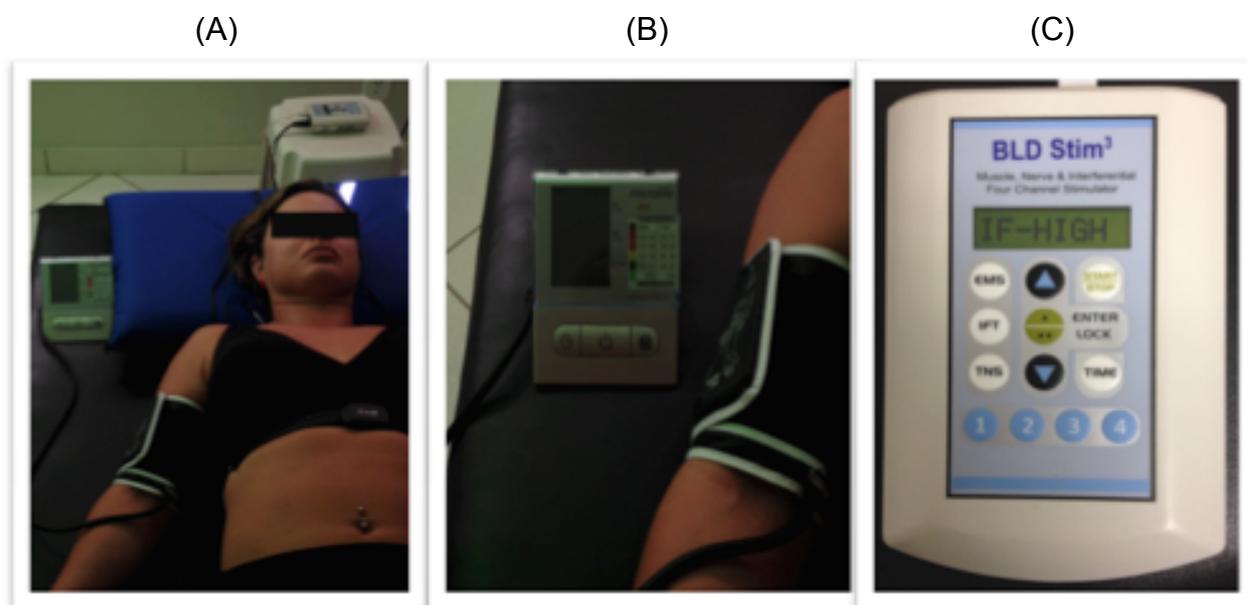


Figura 6 - Protocolo de coleta de dados (A) e equipamentos de aferição de pressão (B) e eletroestimulação interferencial (C).

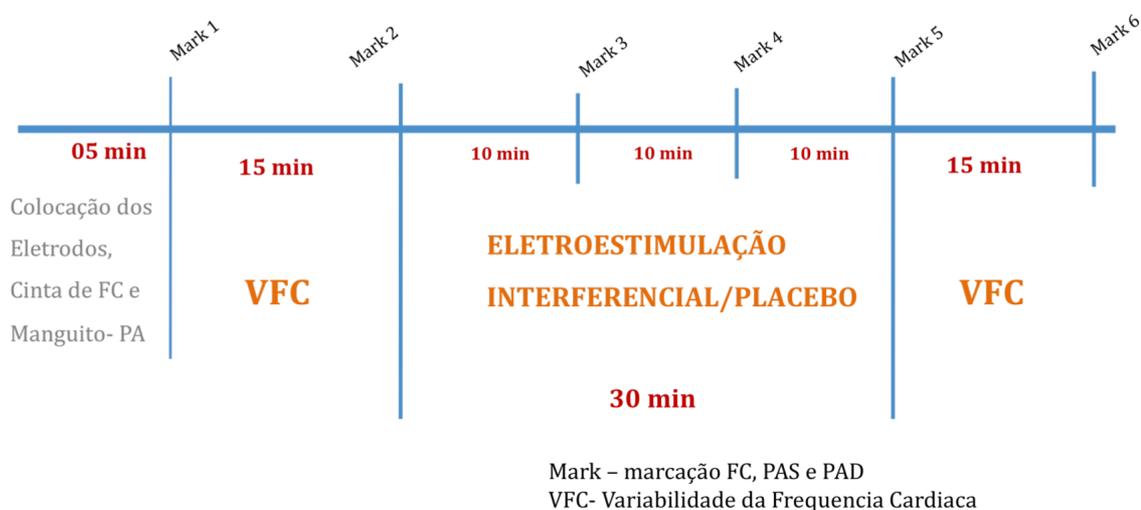


Figura 7. Esquema representativo do protocolo de coleta da VFC, PA, FC e aplicação da IES.

Abreviações: VFC=variabilidade da frequência cardíaca, PA=pressão arterial, FC=frequência cardíaca, IES=estimulação interferencial.

4.5.1 Protocolo de aplicação da Eletroestimulação Interferencial Ganglionar (EEIG)

A aplicação da EEIG foi realizada com o equipamento (BLD Stim³, Better Life Devices, San Diego, EUA) (Figura 6 C), por meio dos eletrodos (acessório do BLD Stim³ -1,8"X1,8") colocados entre os processos vertebrais em C7 (canal 1) e T4 (canal 2) (Figura 8) a uma distância de 1 cm de cada lado do processo espinhoso da vértebra e estimulados agudamente por 30 minutos, no modo interferencial *High* (frequência fixa de 5000Hz), amplitude da frequência modulada (AMF) de 100 Hz com variação de 25%. A intensidade foi definida pelo limiar de tolerância ao estímulo elétrico da paciente, sem dor e sem a ocorrência da contração muscular.

O grupo placebo recebeu os mesmos procedimentos, exceto a aplicação do estímulo elétrico, ficando o aparelho desligado durante todo o protocolo.

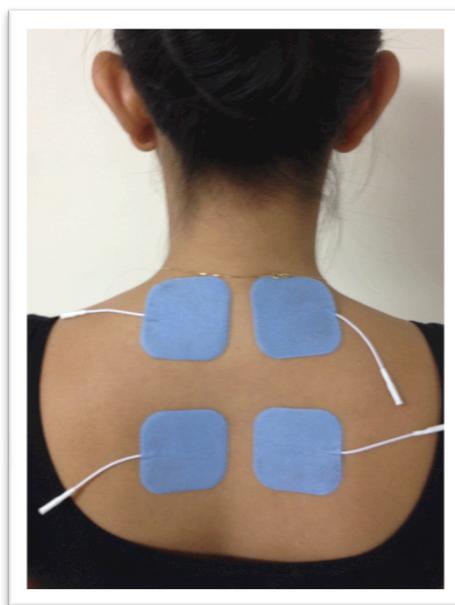


Figura 8 - Local de aplicação dos eletrodos para a EEIG.

4.5.1 Análise da Modulação Autonômica Cardíaca

Os sinais da FC e os intervalos R-R (R-Ri) foram captados por meio de um cardiofrequencímetro (WIndlink™ + software Polar Protrainer 5™, Polar, Kempele, Finlândia) e transmitidas por meio de uma cinta posicionada na altura do processo xifóide (Wearlink®, Polar, Kempele, Finlândia) durante aproximadamente 60 minutos. Para a análise da VFC foram utilizadas os 15 minutos de repouso antes e após a eletroestimulação interferencial, conforme Figura 7. Após a aquisição, a série de dados foram processados por meio do software de análise Kubios HRV 2.2 (University of Eastern Finland, Kuopio, Finlândia), inspecionados e corrigidos.

Na análise da VFC, o segmento selecionado foi uma faixa aproximada de 5 minutos, cumprindo orientação do *Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology* (20), que foi deslocado sobre a seção visualmente mais estável do período dos 15 minutos de repouso (Figura 9) antes e após a eletroestimulação interferencial.

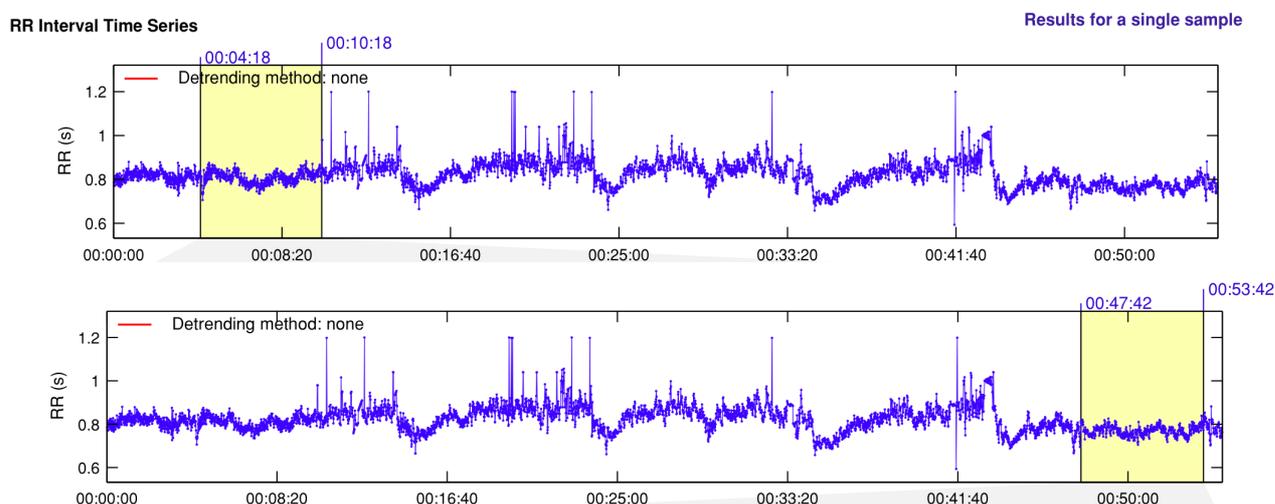


Figura 9 - Faixa de tempo na pré e pós intervenção para análise da variabilidade da frequência cardíaca.

Para avaliar a VFC pelo método linear no domínio temporal, os intervalos RR obtidos a partir do sinal de ECG contínuo (taxa de amostragem-1kHz) registrado pelo sistema Protrainer 5 (Polar, Kempele, Finlândia) foram analisados por meio de uma

modelagem autorregressiva. Já no domínio da frequência, os sinais foram avaliados considerando os valores da FC, total e por unidades normalizadas (nu) de baixa frequência (BF – 0,04 a 0,15 Hz) e alta frequência (AF – 0,15 a 0,40 Hz) e pelo índice de balanço simpato-vagal (BF/AF).

5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Considerando os dados coletados executou-se o cálculo do poder amostral, sendo considerada uma diferença de 11,97 nu para BF, entre os grupos e um desvio padrão de 11 para $p \Delta BF$, revelando que 11 indivíduos atingiram 85% de poder estatístico ($\alpha=0,05$ and $\beta= 0.20$) (StateMat, Graph Pad Software, La Jolla, EUA).

Para os procedimentos estatísticos foram utilizados os programas Excel 2003 e GraphPad Prism v.6.0a. A normalidade dos dados da amostra estudada foi verificada pelo teste de Shapiro Wilk. Para comparação tanto das variáveis cardiovasculares (frequência cardíaca - FC,bpm e pressão arterial - PA,mmHg) como da modulação autonômica (BF-nu, AF-nu e BF/AF) no pré e pós intervenção, bem como na relação das intervenções (placebo x interferencial) nos grupos (ativas x irregularmente ativas) foi utilizada a análise de variância para medidas repetidas ANOVA *two-way*. Quando os valores de F associados à ANOVA foram estatisticamente significativos, foi realizado o teste de comparações múltiplas *post hoc* de Tukey Kramer's ou Bonferroni. O nível de significância foi fixado em $p < 0,05$.

6. RESULTADOS

Apresentaram-se como voluntárias, 22 (vinte e duas) militares do sexo feminino para as avaliações clínicas. Uma voluntária foi excluída por apresentar baixa tolerância à eletroestimulação. Permaneceram, assim, 21 (vinte e uma) mulheres, com características iniciais, conforme a Tabela 1.

As militares não apresentaram diferenças significativas quanto a média da idade (anos) e estatura (cm). No entanto, pelo fato de serem ativas (exercício físico $\geq 3 X$

semana) e irregularmente ativas (exercício físico ≤ 2 X semana) apresentaram uma diferença significativa quanto a massa (Kg) e o Índice de Massa Corporal (IMC, Kg/m²). Essa condição física é ratificada pela conceituação que essas militares possuem no Teste de Aptidão Física (TAF), onde 80% das ativas apresentaram conceituação excelente (E), enquanto que as irregularmente ativas apresentaram 72,7% do seu total com conceituação bom (B). (Tabela 1)

Tabela 1 - Características iniciais das participantes antes do protocolo de aplicação da eletroestimulação.

Militares mulheres	Ativas (N=10)	Irregularmente ativas (N=11)	p
Características	Média ± DP	Média ± DP	-
Idade (anos)	32,80 ± 3,011	33,45 ± 1,968	0,617
Massa (kg)	56,50 ± 5,523	67,64 ± 10,072	0,006 *
Estatura (cm)	164,30 ± 6,993	163,36 ± 7,698	0,774
IMC (kg/m ²)	20,90 ± 1,729	25,18 ± 2,401	0,001 *
TAF (conceito)	N (%)	N (%)	-
E (Excelente)	8 (80)	-	-
MB (Muito Bom)	2 (20)	3 (27,3)	-
B (Bom)	-	8 (72,7)	-
FC	63,20 ± 11,11	64,55 ± 8,42	0,326
PAS	115,40 ± 6,99	119,36 ± 5,48	0,414
PAD	73,10 ± 8,18	76,73 ± 6,39	0,183
PAM	87,10 ± 7,61	90,73 ± 5,66	0,326

Abreviações: IMC - índice de massa corporal, TAF - teste de aptidão física, FC - frequência cardíaca, PAS - pressão arterial sistólica, PAD - pressão arterial diastólica e PAM - pressão arterial média. Dados paramétricos contínuos representados em Média ± Desvio Padrão; Dados categóricos ou contínuos representados em N=quantidade de participantes (% do total); * p<0,01.

Na avaliação do efeito da aplicação da corrente interferencial (IES) nas variáveis cardiovasculares (Figura 10), a Frequência Cardíaca (FC, bpm) apresentou redução ($6 \text{ bpm} \pm \text{EP}1,912$) frente a intervenção (IES) no grupo das ativas ($p < 0,05$) aos 20 minutos do protocolo. Na Pressão Arterial Sistólica (PAS, mmHg) ocorreu um aumento ($4,8 \text{ mmHg} \pm \text{EP}1,707$) com a eletroestimulação (IES) no grupo das irregularmente ativas ($p < 0,05$) no período pós intervenção e a Pressão Arterial Diastólica (PAD, mmHg) apresentou um aumento ($4,6 \text{ mmHg} \pm \text{EP}1,280$) aos 10 minutos quando o grupo de treinadas recebeu a aplicação da corrente interferencial ($p < 0,01$) (Figura 10).

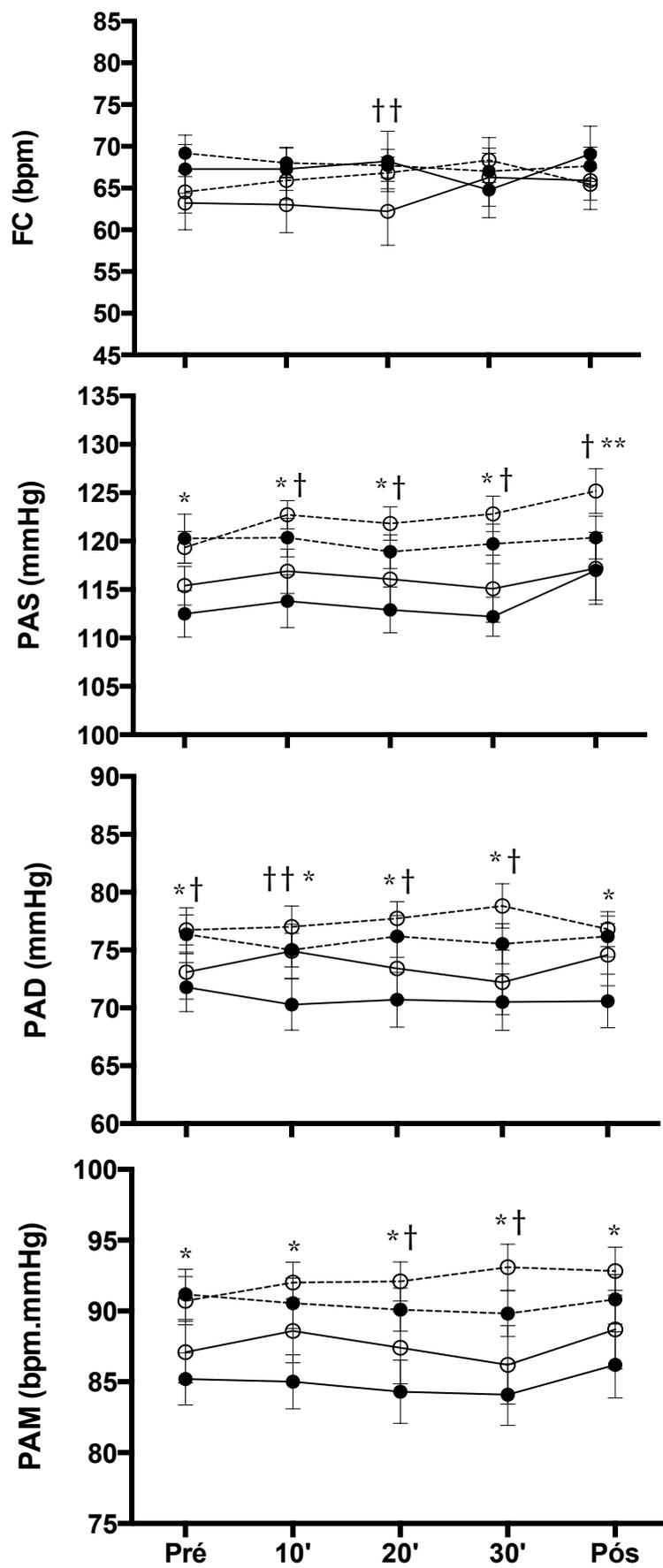
Adicionalmente, observamos no comportamento dessas variáveis ao longo do tempo que a mesma intervenção (interferencial ou placebo) quando aplicado nos grupos (ativas e irregularmente ativas) produziu diferenças na PAS, PAD e PAM. Os valores da pressão arterial que eram maiores nas irregularmente ativas desde o início do protocolo mantiveram-se ao longo de todo o experimento, apresentando diferenças significativas em alguns momentos (Figura 10).

Na comparação do delta de variação (Δ pós-pré) dos efeitos da corrente interferencial e placebo nos dois grupos, verificou-se que apenas a PAS no grupo das destreinadas apresentou variação significativa, conforme Tabela 2.

Tabela 2 - Comparação do delta de variação (PÓS-PRÉ) após a aplicação da eletroestimulação interferencial e placebo nas variáveis cardiovasculares de mulheres ativas e irregularmente ativas.

	ATIVAS		IRREGULARMENTE ATIVAS	
	PLACEBO	INTERFERENCIAL	PLACEBO	INTERFERENCIAL
	Δ PÓS-PRÉ	Δ PÓS-PRÉ	Δ PÓS-PRÉ	Δ PÓS-PRÉ
FC (bpm)	1,8	2,7	-1,55	0,91
PAS (mmHg)	4,5	1,8	0,09	5,82 *
PAD (mmHg)	-1,2	1,5	-0,18	-0,18
PAM (mmHg)	1,0	1,0	-0,36	2,09

Abreviações: FC=frequência cardíaca, PAS=pressão arterial sistólica, PAD=pressão arterial diastólica e PAM=pressão arterial média. * Comparação do Δ entre corrente interferencial e placebo, $p < 0,05$.



- IES-Destreinadas
- IES-Treinadas
- Placebo Destrainadas
- Placebo-Treinadas

Figura 10 - Comparação do comportamento das variáveis cardiovasculares durante a aplicação das correntes interferencial e placebo em mulheres militares ativas (treinadas) e irregularmente ativas (destreinadas).

Abreviações: FC=frequência cardíaca, PAS= pressão arterial sistólica, PAD=pressão arterial diastólica, PAM=pressão arterial média.

Teste ANOVA *two-way*. * Placebo em ativas e irregularmente ativas, $p<0,01$; ** Corrente interferencial e placebo em irregularmente ativas, $p<0,01$; † Corrente interferencial em ativas e irregularmente ativas, $p<0,05$; †† Corrente interferencial e placebo em ativas, $p<0,05$.

Já na modulação autonômica, a aplicação da corrente interferencial no grupo das irregularmente ativas provocou um aumento significativo ($13,97\text{nu}\pm\text{EP}3,588$; $p<0,01$) na comparação entre pré e pós intervenção da variável BF, redução ($13,75\text{nu}\pm\text{EP}3,627$; $p<0,01$) na comparação entre pré e pós intervenção da variável AF e aumento da relação BF/AF ($0,53\text{nu}\pm\text{EP}0,183$; $p<0,05$) também na comparação entre pré e pós, conforme Figura 11.

Também, de forma adicional, verificamos que no grupo das ativas, o efeito da IES após a intervenção teve uma maior magnitude na variabilidade autonômica quando comparado com o placebo. A variável BF ($11,97\text{nu}\pm\text{EP}3,588$; $p<0,05$) e a relação BF/AF ($0,702\text{nu}\pm\text{EP}0,183$; $p<0,001$) aumentaram e a variável AF ($11,36\text{nu}\pm\text{EP}3,627$; $p<0,05$) diminuiu. (Figura 11)

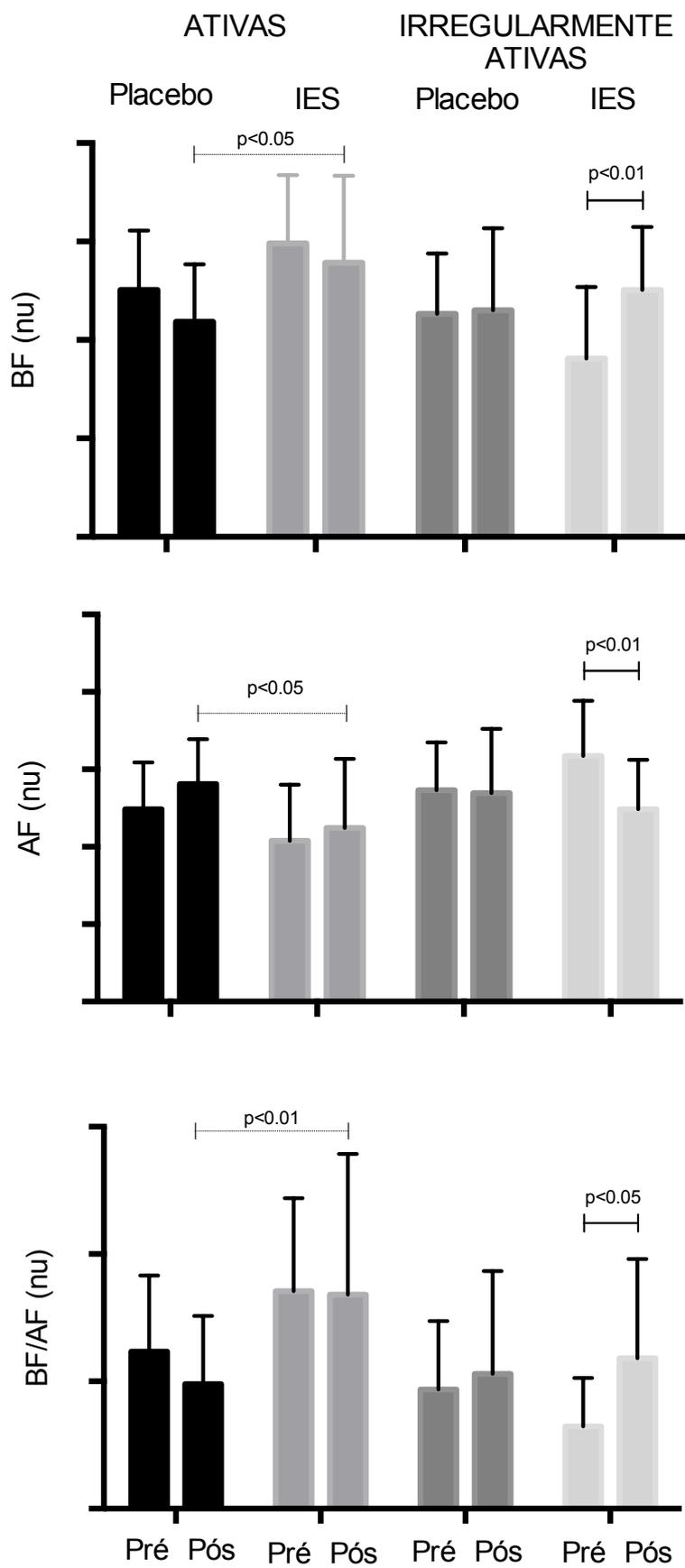


Figura 11 - Análise do comportamento das variáveis da modulação autonômica, no domínio da frequência, durante a aplicação da corrente interferencial e placebo em mulheres militares ativas e irregularmente ativas.

Abreviações: BF=baixa frequência, AF=alta frequência, IES=eletroestimulação interferencial e nu=unidades normalizadas.

Teste ANOVA *two-way* na comparação dos grupos (ativas vs irregularmente ativas) e tipo de intervenção (placebo vs interferencial).

7. DISCUSSÃO

Este estudo avaliou os ajustes cardiovasculares agudos frente a aplicação da eletroestimulação interferencial ganglionar. Vários estudos têm relatado sobre os efeitos favoráveis da eletroestimulação transcutânea (TENS) nas variáveis hemodinâmicas. Collins et al 2002 (67) concluíram que a TENS atenuou a atividade autonômica responsável pela PAM em um modelo animal enquanto Mannheimer et al 1985 (68) constataram a redução da demanda de oxigênio e PAS em pacientes com angina. Em relação a IES no fluxo sanguíneo, Olson et al 1999 (69) e Noble et al 2000 (58) relataram a existência de uma correlação do uso dessa corrente com um aumento do fluxo sanguíneo periférico. Santos et al 2013 (70) concluíram que a aplicação aguda da IES antes do exercício atenua o aumento da pressão sanguínea, da vasoconstrição e da ativação metaborreflexa em sujeitos saudáveis. Em contraste, Indergand et al 1995 (71) relataram que aplicação de IES no gânglio estrelado esquerdo não alterou o fluxo sanguíneo periférico e a resistência vascular em sujeitos saudáveis em repouso. Nossos resultados demonstraram que a aplicação da IES em repouso não provocou variações de grandes repercussões no comportamento cardiovascular. Ao compararmos os efeitos da corrente interferencial e placebo, verificamos que a FC sofreu uma variação (6 bpm) pontual apenas aos 20 minutos no grupo das treinadas. Outros estudos como Gaderman et al 2011 (12), Hughes et al 1984 (72) e Jessurm et al 1998 (73) também verificaram mudanças na FC que variaram de 2 a 6 bpm após a aplicação da TENS. Nesta pesquisa, esse achado aparentemente parece ser ter pouca importância fisiológica, uma vez que essa variação ocorreu apenas em um dado momento sem demonstrar tendências conclusivas do comportamento dessa variável.

Quanto as alterações produzidas pela IES na PAS, verificamos uma padrão de elevação em ambos os grupos (ativas e irregularmente ativas) desde o início da aplicação sendo a diferença entre os grupos significativa (5mmHg) apenas ao término do protocolo nas mulheres irregularmente ativas. Nosso resultado corrobora com os achados de Gaderman et al 2011 (12), que encontrou um aumento médio de 0,14 mmHg ao contrário de Campbell et al 2002 (74), Hughes et al 1984 (66) e Lazarou et al 2009 (75) que encontraram uma redução média da PAS de 4,78 mmHg, 0,7 mmHg e 0,52 mmHg, respectivamente. Já na PAD, observamos após 10 minutos de aplicação da corrente, uma tendência contínua de redução no grupo das mulheres ativas, o que se alinha aos achados do nosso grupo de pesquisa, publicados por Valdez et al 2013 (76) e Vieira et al 2012 (8) que verificaram uma redução da resistência vascular periférica frente a aplicação da eletroestimulação transcutânea. As tendências de elevação ao longo do tempo da PAS e redução da PAD a partir dos 10 minutos nas mulheres ativas podem estar relacionadas a uma possível diminuição da vasoconstrição periférica e um aumento do fluxo sanguíneo.

Quanto a modulação autonômica cardíaca, a aplicação da IES, além de ter sido de uma maior magnitude nas mulheres ativas em relação ao placebo, provocou no grupo das mulheres irregularmente ativas aumento das variáveis BF e BF/AF, que denota um elevação e prevalência da atuação do sistema autonômico simpático, e diminuição do HF, que denota uma diminuição da atuação do sistema vagal sobre o coração. Já nas ativas essa mesma corrente apresentou uma tendência de diminuição do tônus simpático e aumento do parassimpático. Casale et al 1985 (77) verificaram que a aplicação da TENS de alta frequência aumentou o tônus simpático durante a sua aplicação. Várias hipóteses estão associadas a esses resultados, onde Wong et al 1984 (9) acreditaram estar relacionado à estimulação de fibra simpática vasoconstritora (teoria da autorregulação do fluxo sanguíneo) gerado pelo aumento da demanda de fluxo sanguíneo, devido a contração muscular durante a aplicação da corrente elétrica. Stein et al 2011 (78) além de observarem esse mesmo resultado, concluíram que a TENS de baixa frequência reduz a modulação simpática e eleva a modulação parassimpática. Apesar das diferenças frente à aplicação da IES terem sido observadas apenas no grupo das mulheres irregularmente ativas, nosso estudo confirma achados anteriores

sobre a influência dessa corrente na cadeia ganglionar, mas levanta a hipótese de que as características da população também podem influenciar nas respostas.

Esta pesquisa apresentou diferenças metodológicas quanto ao esforço físico realizado pelas participantes e ao tipo de corrente aplicado. Assim, as participantes deste estudo não realizaram nenhuma forma de esforço físico, portanto, não realizaram nenhuma contração muscular ou ativação metaborreflexa do sistema autonômico. Além disso, a maioria das pesquisas utilizou a eletroestimulação de baixa frequência (TENS) para a obtenção de seus resultados, ao contrário desta que utilizou a corrente de média frequência (interferencial).

Podemos citar como limitação desse estudo a amostra que incluiu somente mulheres saudáveis, onde os resultados não poderão ser extrapolados para outros tipos de população. Além disso, os resultados obtidos foram observados somente na fase aguda da eletroestimulação e na condição de repouso das participantes. Entretanto, acreditamos que a aplicação do protocolo em uma população mais homogênea poderia trazer respostas cardiovasculares e autonômicas mais precisas, revelando o comportamento frente ao estímulo da IES.

8. CONCLUSÃO

Esse estudo trouxe informações de que a aplicação da eletroestimulação interferencial na região da cadeia ganglionar pode ser uma abordagem não-invasiva e não-farmacológica que promove, mesmo no repouso, ajustes cardiovasculares. Essa corrente promoveu alterações na variabilidade da frequência cardíaca no sentido de aumentar a atividade simpática e atenuar a parassimpática em mulheres irregularmente ativas e teve um maior efeito após a sua aplicação no grupo das mulheres ativas em relação ao placebo, o que reforça a hipótese que seus efeitos podem sofrer influências das características da população, como o nível de condicionamento físico.

9. PERSPECTIVAS FUTURAS

A partir desses resultados, novos estudos se tornam necessários para maiores esclarecimentos dos atuais achados e confirmação de possíveis benefícios da eletroestimulação ganglionar em diferentes condições (repouso/esforço físico), em comparação com outros tipos de corrente (baixa frequência) e em outras populações (idosos/cardiopatas).

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cowley Jr AC, Franchini KG. Autonomic control of blood vessels. In: Robertson D, ed. *Primer on the Autonomic Nervous System*. San Diego, CA: Academic Press, Inc., 1996; pp.49-55.
2. Vasegui, M., Shivkumar, K. The role of the autonomic nervous system in sudden cardiac death. *Progress in Cardiovascular Diseases*. 2008;50(6),404–419.
3. Strassburg H, Krainick J, Thoden U. Influence of transcutaneous nerve stimulation (TNS) on acute pain. *Journal of Neurology*. 1977;217(1):1-10.
4. Wall PD, Sweet WH. Temporary abolition of pain in man. *Science*. 1967;155(3758):108.
5. Mannheimer C, Emanuelsson H, Waagstein F. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on catecholamine metabolism during pacing- induced angina pectoris and the influence of naloxone. *Pain*. 1990;41:27-34.
6. Sanderson JE, Tomlinson B, Lau MS, et al. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on autonomic cardiovascular reflexes. *Clin Auton Res*. 1995;5:81-84.
7. Hollman JE, Morgan BJ. Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on the pressor response to static handgrip exercise. *Phys Ther*. Jan 1997;77:28-36.
8. Vieira PJC, Ribeiro JP, Cipriano G, Umpierre D, Cahalin LP, Moraes RS, et al. Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on muscle metaboreflex in healthy young and older subjects. *European Journal of Applied Physiology*. 2011:1-8.
9. Wong, RA, Jette DU. Changes in sympathetic tone associates with different forms of transcutaneous electrical nerve stimulation in health subjects. *Physical Therapy* 1984; 64(4), 478-482.
10. Chauhan, A., Mullins, P.A., Thuraisingham, S.I., Taylor, G., Petch, M.C., Schofield, P.M. Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on coronary blood flow. *Circulation*. 1994;89(2),694–702.
11. Chen, C., Johnson, M.I., McDonough, S., Cramp, F. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on local and distal cutaneous blood flow following a prolonged heat stimulus in healthy subjects. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2007;27(3),154–161.
12. Gademan, M.G., Sun, Y., Han, L., Valk, V.J., Schaliij, M.G., Van Exel, H.J., Lucas, C.M., Maan, A.C., Verwey, H.F., Van de Vooren, H., Pinna, G.D., Maestri, R., La

- Rovere, M.T., Van derWall, E.E., Swenne, C.A. Rehabilitation: periodic somatosensory stimulation increases arterial baroreflex sensitivity in chronic heart failure patients. *International Journal of Cardiology*. 2010. Epub ahead of print.
13. Janes, R.D., Brandys, J.C., Hopkins, D.A., Johnstone, D.E., Murphy, D.A., Armour, J.A. Anatomy of human extrinsic cardiac nerves and ganglia. *American Journal of Cardiology*. 1986;57(4),299–309.
 14. Kloth L. Interference current. In: Nelson R, Currier DP, editors. *Clinical electrotherapy*. Connecticut: Appleton & Lange; 1991. p. 221-260.
 15. De Domenico. Pain relief with interferential therapy. *Aust J Physiother* 28(3): 14-18.
 16. Goats GC. Interferential current therapy. *Br J Sports Med* 24(2): p. 87-92.
 17. Rennie S. Interferential current therapy. In Peat (ed) *Current physical therapy*. Philadelphia, BC Decker: 196-206.
 18. Shafshak T, El-Sheshai AM, Soltan HE. Personality traits in the mechanisms of Interferential therapy for osteoarthritic knee pain. *Arch Phys Med Rehab* 72: 579-581.
 19. Aubert AE, Seps B, Beckers F. Heart rate variability in athletes. *Sports Med*. 2003;33(12):889-919.
 20. Rajendra Acharya U, Paul Joseph K, Kannathal N, Lim CM, Suri JS. Heart rate variability: a review. *Med Bio Eng Comput*. 2006;44(12):1031-51.
 21. Santos MDB, Moraes FR, Marães VRFS, Sakabe DI, Takahashi ACM, Oliveira L, et al. Estudo da arritmia sinusal respiratória e da variabilidade da frequência cardíaca de homens jovens e de meia-idade. *Rev Soc Cardiol*. 2003;13(3 supl A):15-24.
 22. Catai AM, Chacon-Mikahil MP, Martinelli FS, Forti VA, Silva E, Golfetti R, et al. Effects of aerobic exercise training on heart rate variability during wakefulness and sleep on cardiorespiratory responses of young and middle-aged healthy men. *Braz J Med Biol Res*. 2002;35(6):741-52.
 23. Caruana-Montaldo B, Gleeson K, Zwillich CW. The control of breathing in clinical practice. *Chest*. 2000;117(1):205-25.
 24. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*. 1996;93(5):1043-65.
 25. Pumpura J, Howorka K, Groves D, Chester M, Nolan J. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *Int J Cardiol*. 2002;84(1):1-14.

26. Brodal P. GA. The Central Nervous System: Structure and Function. 3th ed. New York. Oxford: 2004. Chapter 18, the peripheral autonomic nervous system; p. 371-96.
27. Franchini KG, Cowley Jr AC. Autonomic control of cardiac function. In: Robertson D, ed. Primer on the Autonomic Nervous System. San Diego, CA: Academic Press, Inc., 1996; pp.42-8.
28. Victor RG, Mark AL. The sympathetic nervous system in human hypertension. In: Laragh JH, Brenner BM, eds. Hypertension: Pathophysiology, Diagnosis and Management, 2 ed. New York: Raven Press Ltd., 1995; pp.755-73.
29. Franchini KG. Função e disfunção autonômica na doença cardiovascular. Rev Soc Cardiol Estado S.,o de Paulo. 1998; 8:285- 297.
30. Irigoyen MC, Lacchini S, De Angelis K, Michelini LC. Fisiopatologia da Hipertensão: O que avançamos? Rev Soc Cardiol Estado de S.,o Paulo 2003; 1: 20-45.
31. Angelis K, Santos MSB, Irigoyen MC. Sistema Nervoso Autônomo e Doença Cardiovascular. Rev Soc Cardiol RS 2004; Ano XIII, nº 3 Set/Out/Nov/Dez.
32. DeTurk WE, Cahalin LP. Fisioterapia Cardiorrespiratória: Baseada em Evidência. São Paulo (SP): Artmed; 2007.
33. Kimura K, Ieda M, Fukuda K. Development, maturation, and transdifferentiation of cardiac sympathetic nerves. Circ Res 2012. 110(2):325–36.
34. J Boogers M, E Veltman C, J Bax J. Cardiac autonomic nervous system in heart failure: imaging technique and clinical implications. Curr Cardiol Rev. 2011 Feb;7(1):35–42.
35. Mathias CJ; Bannister SR. Autonomic Failure: A textbook of clinical disorders of the autonomic nervous system. 5th. Oxford (UK): Oxford: 2013.
36. Cravo S, Rosa D, Kalassa F. Os núcleos vasomotores do bulbo e a regulação cardiovascular: novas evidências e novas questões. Med (Ribeirão Preto) 2006. 39(1):89–100.
37. Llewelly-Smith and Verberne. Central Regulation of Autonomic Functions. 2nd Edition. New York. Oxford: 2011.
38. Vanderlei, L. C. M., Pastre, C. M., Hoshi, R. A., Carvalho, T. D., & Godoy, M. F. (2009). Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovasc.*, 24(2), 205-217.
39. Irigoyen MC, Consolim-colombo FM, Krieger EM. Controle cardiovascular: regulação reflexa e papel do sistema nervoso simpático. Rev Bras Hipertens 2001. 8(1):55–62.

40. Purves, D; Augustine, GJ; Fitzpatrick, D et al. Neuroscience. 3rd edition. Sunderland: Sinauer: 2007.
41. Barros VCV, Brito MR. Estudo da variabilidade da frequência cardíaca no paciente após infarto agudo do miocárdio. Rev Soc Mineira de Cardiol. [Citado 2005 fev02];5(1).Disponível em:<http://www.bibliomed.com.br/lib/showdoc.cfm?LibDocID=13320&ReturnCatID=14138&action=full>
42. Rassi Jr. A. Compreendendo melhor as medidas de análise da variabilidade da frequência cardíaca. J Diag Cardiol. 8 ed., 2000. [Citado 2005 fev 25]. Disponível em: www.cardios.com.br/jornal-01/tese%20completa.htm
43. Ribeiro JP, Moraes Filho RS. Variabilidade da frequência cardíaca como instrumento de investigação do sistema nervoso autônomo. Rev Bras Hipertens. 2005;12(1):14-20.
44. Novais LD, Sakabe DI, Takahashi ACM, Gongora H, Taciro C, Martins LEB, et al. Avaliação da variabilidade da frequência cardíaca em repouso de homens saudáveis sedentários e de hipertensos e coronariopatas em treinamento físico. Rev Bras Fisioter. 2004;8(3):207-13.
45. Niskanen JP, Tarvainen MP, Ranta-Aho PO, Karjalainen PA. Software for advanced HRV analysis. Comput Methods Programs Biomed. 2004;76(1):73-81.
46. Bittencourt MI, Barbosa PRB, Drumond Neto C, Bedirian R, Barbosa EC, Brasil F, et al. Avaliação da função autonômica na cardiomiopatia hipertrófica. Arq Bras Cardiol. 2005;85(6):388-96.
47. Brunetto AF, Roseguini BT, Silva BM, Hirai DM, Guedes DP. Limiar ventilatório e variabilidade de frequência cardíaca em adolescentes. Rev Bras Med Esporte. 2005;11(1):22-7.
48. Martinelli FS, Chacon-Mikahil MP, Martins LE, Lima-Filho EC, Golfetti R, Paschoal MA, et al. Heart rate variability in athletes and nonathletes at rest and during head-up tilt. Braz J Med Biol Res. 2005;38(4):639-47.
49. Chua KC, Chandran V, Acharya UR, Lim CM. Cardiac state diagnosis using higher order spectra of heart rate variability. J Med Eng Technol. 2008;32(2):145-55.
50. Godoy MF, Takakura IT, Correa PR. Relevância da análise do comportamento dinâmico não-linear (Teoria do Caos) como elemento prognóstico de morbidade e mortalidade em pacientes submetidos à cirurgia de revascularização miocárdica. Arq Ciênc Saúde. 2005;12(4):167-71.
51. Achten J, Jeukendrup AE. Heart rate monitoring: applications and limitations. Sports Med. 2003;33(7):518-38.

52. Minder PM, Noble JG, Alves-Guerreiro J, et al. Interferential Therapy: lack of effect upon experimentally induced delayed onset muscle soreness. *Clin Physiol Funct I*. 2002. 22: p. 339-347.
53. Ward, AR. Electrical stimulation using kilohertz frequency alternating current. *Phys Ther*. 2009. 89: p. 181-190.
54. Palmer ST, Martin DJ, Steedman WM, et al. Alteration of interferential current and transcutaneous electrical nerve stimulation frequency: effects on nerve excitation. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80(1):1065-7.
55. Agne, J.E. *Eletroterapia Teoria e Prática*. Santa Maria: Pallotti, 2004.
56. Hansjuergens A. Interferential current clarification. *Phys Ther*. 1986; 66:1002. PMID: 3487094.
57. Indergand HJ, Morgan BJ. Effect of interference current on forearm vascular resistance in asymptomatic humans. *Phys Ther*. 1995; 75:306-312. PMID: 7899488.
58. Noble JG, Henderson G, Cramp AF, Walsh DM, Lowe AS. The effect of interferential therapy upon cutaneous blood flow in humans. *Clin Physiol*. 2000;20:2-7. PMID: 10651785.
59. Nussbaum ER, Rush P, Disenhaus L. The effects of interferential therapy on peripheral blood flow. *Physiotherapy*. 1990;76:803-807.
60. Lamb S, Mani R. Does interferential therapy affect blood flow? *Clin Rehab*. 1994;8:213-218.
61. Hollman JE, Morgan BJ. Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on the pressor response to static handgrip exercise. *Phys Ther*. 1997;77:28-36. PMID: 8996461.
62. Mannheimer C, Emanuelsson H, Waagstein F, Wilhelmsson C. Influence of naloxone on the effects of high frequency transcutaneous electrical nerve stimulation in angina pectoris induced by atrial pacing. *British heart journal*. 1989 p. 36-42.
63. Wu M, Linderöth B, Foreman RD. Putative mechanisms behind effects of spinal cord stimulation on vascular diseases: a review of experimental studies. *Auton Neurosci* [Internet]. 2008 Feb 29 [cited 2014 Mar 7];138(1-2):9-23.
64. Kalra A, Urban MO, Sluka KA. Blockade of opioid receptors in rostral ventral medulla prevents antihyperalgesia produced by transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS). *J Pharmacol Exp Ther* 2001; 298(1): 257-63.
65. Estado-Maior do Exército. *Manual de Campanha C20-20 Treinamento Físico Militar*, 3ª Ed, 2002.

66. Estado-Maior do Exército. Portaria nº 032-EME, de 31 de março de 2008. Aprova a Diretriz para o Treinamento Físico Militar do Exército e sua Avaliação.
67. Collins HL, DiCarlo SE (2002) TENS attenuates response to colon distension in paraplegic and quadriplegic rats. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 283: H1734- 1739.
68. Mannheimer C, Carlsson CA, Emanuelsson H, Vedin A, Waagstein F, Wilhelmsson C. The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation in patients with severe angina pectoris. *Circulation*. 1985;71:308-316.
69. Olson S, Perez J, Stacks L (1999) The effects of TENS and interferential current on cutaneous blood flow in healthy subjects. *Physiotherapy Canada* 51: 27-31.
70. Santos FV, Chiappa GR, Vieira PJD, Umpierre D, Ribeiro JP, Cipriano G Jr. Interferential electrical stimulation improves peripheral vasodilatation in healthy individuals. *Braz J Phys Ther*. 2013 May-June; 17(3):281-288.
71. Indergand HJ, Morgan BJ (1995) Effect of interference current on forearm vascular resistance in asymptomatic humans. *Physical therapy* 75: 306-312.
72. Hughes GS, Lichstein PR, Whitlock D, Harker C. Response of plasma beta-endorphins to transcutaneous electrical nerve stimulation in healthy subjects. *Phys Ther*, 1984 Jul;64(7):1062-6.
73. Jessurun G et al. Coronary blood flow dynamics during transcutaneous electrical nerve stimulation for stable angina pectoris associated with severe narrowing of one major coronary artery. *Am J Cardiol* 1998. 15;82(8):921-6.
74. Campbell TS, Ditto B (2002) Exaggeration of blood pressure-related hypoalgesia and reduction of blood pressure with low frequency transcutaneous electrical nerve stimulation. *Psychophysiology* 39: 473-481.
75. Lazarou L, Kitsios A, Lazarou I. Effects of intensity of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on pressure pain threshold and blood pressure in healthy humans: A randomized, double-. *Clin J Pain* 2009; 25(9):773-80.
76. Valdez FS, Chiappa GR, Vieira PJ, Umpierre D, Ribeiro JP, Cipriano G, Jr. (2013) Interferential electrical stimulation improves peripheral vasodilatation in healthy individuals. *Braz J Phys Ther* 17: 281-288.
77. Casale, R., Gibellini, R., Bozzi, M., Bonelli, S., 1985. Changes in sympathetic activity during high frequency TENS. *Acupuncture & Electro-Therapeutics Research* 10 (3), 169-175.

78. Stein C, Dal Lago P, Ferreira JB, Casali KR, Plentz RD. Transcutaneous electrical nerve stimulation at different frequencies on heart rate variability in healthy subjects. *Auton Neurosci*. 2011 Dec 7;165(2):205-8.