**Universidad de Málaga**

**Faculdad de Medicina**

**Departamento de Fisiología Humana y de la Educación Física y Deportiva**

# Tesis Doctoral

## Efeitos de técnicas respiratórias e do Biofeedback Cardiovascular no desenvolvimento cognitivo de crianças: Análise de métricas lineares e não lineares da Variabilidade Cardíaca

**Fernanda Vargas Amaral**

**Málaga, dezembro de 2014**

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Publicaciones y
Divulgación Científica

AUTOR: Fernanda Vargas Amaral

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga

Esta obra está sujeta a una licencia Creative Commons:
Reconocimiento - No comercial - SinObraDerivada (cc-by-nc-nd):
Http://creativecommons.org/licences/by-nc-nd/3.0/es
Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización
pero con el reconocimiento y atribución de los autores.
No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es

Publicaciones y
Divulgación Científica

UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Fisiología Humana

Don **MARC STEFAN DAWID MILNER**, Profesor Titular de Fisiología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Málaga

CERTIFICA:

Que Doña **FERNANDA VARGAS AMARAL**, Licenciada en Educación Física y Deporte, ha realizado bajo mi dirección el trabajo de Tesis Doctoral titulado **"EFEITO DE TÉCNICAS RESPIRATÓRIAS E DO BIOFEEDBACK CARDIO-VASCULAR NO DESENVOLVIMENTO COGNITIVO DE CRIANÇAS: ANÁLISE DE MÉTRICAS LINEARES E NÃO LINEARES DA VARIABILIDADE CARDÍACA"**, la cual ha finalizado con todo aprovechamiento, habiendo el que subscribe revisado la presente Tesis Doctoral y estando conforme para que sea juzgada.

Y para que conste, en cumplimento de las disposiciones vigentes, expido el presente certificado en Málaga, a catorce de Noviembre de dos mil catorce.

Marc Stefan Dawid Milner

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

***"Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que era antes". (Marthin Luther King)***

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## AGRADECIMENTOS

A realização desta Tese me supôs um intenso processo de aprendizagem e enriquecimento pessoal que não seria possível sem o apoio e a colaboração de muitas pessoas:

*Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao apoio incondicional de toda a minha família ao largo deste trajeto. À minha mãe* ***Maria de Fátima Vargas*** *por ter me ensinado a ter prazer com o estudo, me mostrado uma maneira ver o mundo de uma maneira mais ampla, conhecer e saber aproveitar o que há de melhor em cada cultura, sobretudo, por ter me apoiado em cada momento. Ao meu pai* ***Edson Amaral*** *por ter me lançado ao mundo, apostado no meu potencial além de ser meu ombro amigo de todos os momentos. A minha irmã* ***Renata Vargas Amaral*** *minha fonte de força e inspiração, meu modelo de entusiasmo e competência agradeço por ter me ensinado a acreditar em mim e lutar por meus sonhos. Ao meu avô Sérgio Vargas (in memorian) por ter me deixado sua melhor herança: entusiasmo pelo conhecimento.*

*Ao meu Tutor Professor* ***Dr. Marc Stefan Dawid Milner*** *por ter me orientado durante toda a caminhada não somente sobre a Tese como também sobre a vida. O meu muito obrigado pelo carinho que me dedicou durante este período e pela inspiração que me trouxe com seu exemplo de profissional competente, ético, sobretudo, humano. Seus ensinamentos certamente me servirão para que eu seja uma pessoa melhor a cada dia.*

*Ao meu orientador do Brasil* ***Professor Dr, Emílio Takase*** *que me abriu as portas do se laboratório e permitiu que este trabalho fosse realizado. Gostaria de agradecer-lhe pela orientação deste trabalho, assessoramento e por me mostrar um novo mundo dentro da neurociência.*

*Agradeço também ao* ***Sesi*** *pela oportunidade de participar deste projeto "Atletas do Futuro" e a* ***Ruy Marra*** *por todo o seu apoio na elaboração do software Fell Rio.*

*Ao* ***Professor Dr Jefferson Marques*** *por ter me apoiado e colaborado para finalização deste trabalho. Agradeço pela preocupação e dedicação com a qual me ajudou a compreender melhor a estatística e o "mundo dos sinais" da VFC.*

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*Aos meus colegas e ex-colegas do **Laboratório de Educação Cerebral**: à **Joana Bastos Matos** por ter apresentado ao laboratório e me incentivado a concluir este trabalho. À **Mariana Lopez** por ter sido minha companheira de estudo e confidencias em tantos momentos, queria agradecer por tudo que ensinou e por todos os momentos que dividimos juntas. Ao **Professor Dr Adilson** Monte por ter me ensinado tanto em estatística e por ter sido meu companheiro em tantos momentos. Aos colegas **Diego Schmaedech** e a **Luciano Caminha** por terem me ajudado e assessorado com os softwares em todos os momentos. À amiga Paola por toda sua ajuda e por todas as palavrar amigas. Em fim a todos os colegas que de uma maneira ou de outra fizeram parte deste trabalho.*

*Ainda gostaria de agradecer à s minhas companheiras do **CIMES Irene de Andrade Andrade** e **Maria Rodriguez Pons** por toda a sua ajuda e apoio principalmente nos momentos finais.*

*À minha professora e amiga **Cristina Úbeda PortabelLa** por todo seu apoio linguístico, informático e emocional.*

*À minha amiga **Rosiane Godoy Motoyama** por todo o apoio que me deu durante todo este período nos momentos mais importantes.*

*Aos meus amigos **Ruth Arranz Aguado, Daniel Mora** e **Maria del Mar** que me acolheram com carinho e dedicação em todas as minhas vindas a Málaga por motivo da Tese. Agradeço às vocês por me representarem minha família na Espanha.*

*Obrigada ainda a todos aqueles amigos e colegas que de uma maneira ou de outra dividiram comigo a realização desta Tese, aos que agradeço por estar ao meu lado tornara esta jornada mais leve e prazerosa.*

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## RESUMO

As dinâmicas da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) são particularmente sensíveis às mudanças no estado emocional. Situações estressantes podem afetar o cérebro na área que processa o conhecimento e a memória de trabalho, essencial para o bom desempenho de aprendizagem em testes ou apresentações de trabalho. O Biofeedback Cardiovascular (BFC) é uma técnica de eletrônica que visa testar o bem-estar fisiológico e psicológico dos indivíduos, através do controle da respiração em ressonância com batimento cardíaco. Para testar o efeito do BFC no desempenho cognitivo de crianças de 8 a 11 anos, foram convidados a participar do estudo 52 alunos inscritos no programa "Atletas do Futuro". Os sujeitos foram divididos em 2 grupos: Grupo Experimental e um Grupo Controle. O Grupo Experimental realizou uma intervenção com respiração controlada por um Pacer (Pacer) e outra intervenção com BFC. Neste grupo foram realizadas análises da VFC em repouso e em situação de estresse em três dias distintos: uma no primeiro dia da intervenção, uma depois da intervenção com o Pacer e outra depois da intervenção com BFC. Além disso, o desempenho cognitivo foi avaliado nestes mesmos dias por meio dos índices retirados do jogo Grade de Números (GN). Já o Grupo Controle não realizou nenhum tipo de intervenção, entretanto realizou as mesmas análises da VFC em repouso e estresse durante a GN, no mesmo intervalo de tempo que o Grupo Experimental. Os índices da VFC foram obtidos por métodos lineares no domínio do tempo e da frequência e métodos não lineares. Os dados foram gerados através de relatórios proporcionados pelo Kubios HRV® e pelo software desenvolvido pela Universidade Federal de Santa Catariana (UFSC) em formato MATLAB. A análise dos dados foi realizada com o software SPSS 22.0 e os dados foram expressos em média e desvio padrão. Foi aplicada a correlação de Pearson para análise do grau de associação das variáveis, considerando $p \leq 0,05$. Como resultados o Grupo Experimental teve um aumento da atividade parassimpática em repouso representada por uma diminuição da FC ($p<0,008$), aumento os valores de RR ($p<0,008$), aumento do SDNN($p<0,026$), do PNN50($p<0,038$) e o CVI ($p<0,031$). Diferente do Grupo Controle, que não apresentou um aumento da atividade parassimpática e ainda apresentou um aumento da atividade simpática em situação de estresse. Durante a GN, O Grupo Experimental ainda teve melhores resultados referente ao desempenho cognitivo que o Grupo Controle, estes resultados estão representados aumento da Acurácia ($p< 0,012$), da Estabilidade ($p<0,012$) e da Velocidade ($p<0,01$). A técnica de BFC trouxe melhores resultados em relação à regulação autonômica dos alunos. As métricas lineares no domínio do tempo e frequência foram capazes de discriminar de maneira mais eficiente estados de descanso e estresse. Por sua vez, o método não linear desenvolvido por Toichi apresentou ser mais eficaz ao relacionar o controle autonômico com a atividade respiratória.



**Palavras-chave:** Variabilidade da frequência cardíaca. Biofeedback cardiovascular.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## ABSTRACT

The dynamics of Heart Rate Variability (HRV) are particularly sensitive to changes in emotional state. Stressful situations can affect the brain area that processes the knowledge and working memory, which is essential for learning and performance on tests or presentations work. Biofeedback Cardiovascular (BFC) is a technique that aims electronic physiological and psychological well-being of individuals, through the control of breathing in resonance with the heartbeat. The goal of this technique is the self-regulatory body. To test the effect of BFC in the cognitive performance of 52 children 8-11 years were invited to participate in the study the students enrolled in the "Athletes of the Future" program. The subjects were divided into two groups: Experimental Group and Control Group. The Experimental Group performed an intervention with breathing controlled by a Breath Pacer (Pacer) and other intervention with BFC. The analysis of HRV was performed at rest and under stress, on three separate days: one on the first day of the intervention, one after intervention with the Pacer and one after the intervention with BFC. Furthermore, the cognitive performance was assessed in these same days of the contents withdrawn through the game grid of numbers (GN). The Control Group did not perform any kind of intervention, however performed the same analysis of HRV at rest and during stress GN, in the same time interval as the Experimental Group. The HRV indices were obtained by linear time domain and frequency and nonlinear methods. The data was generated through reports provided by Kubios HRV® and by software developed by the Federal University of Santa Catarina (UFSC) in MATLAB format. Data analysis was performed with SPSS 22.0 software and the data were expressed as mean and standard deviation. Pearson correlation was used to assess the degree of association of variables, considering $p \leq 0.05$. As results, the experimental group had an increased parasympathetic activity at rest represented by a decrease in HR ($p < 0.008$) increased the RR values ($p < 0.008$) increased SDNN ($p < 0.026$), pNN50 ($p < 0.038$) and the CVI ($p < 0.031$). Different from the Control Group, that showed no increase in parasympathetic activity and still had increase of sympathetic activity in stress situation. During the GN, the Experimental Group had better outcomes related to cognitive performance than Control Group, these results are represented increased Accuracy ($p < 0.012$), Stability ($p < 0.012$) and Velocity ($p < 0.01$) . The technique BFC brought better results in relation to autonomic regulation of students. Linear metric time domain and frequency were able to discriminate more effectively states of rest and stress and the nonlinear metrics. The method developed by Toichi be presented more effectively by relating autonomic control with the respiratory activity



Keywords: Heart rate variability, cardiovascular Biofeedback.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# Índices

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

**SUMÁRIO**

**1 INTRODUÇÃO** ..... **28**
**2 REFERENCIAL TEÓRICO** ..... **33**
2.1 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA (VFC) ..... 33
**2.1.1 Regulação Neural** ..... **36**
**2.1.2 Métodos de análise da VFC** ..... **40**
2.1.2.1 Métodos lineais de análise da VFC ..... 40
*2.1.2.1.1 Análise no domínio do Tempo* ..... *40*
*2.1.2.1.2 Análise no domínio da Frequência* ..... *46*
2.1.2.2 Métodos não lineais de análise da VFC ..... 49
2.2 MODELOS TEÓRICOS DA NEUROFISIOLOGIA ..... 53
**2.2.1 Teoria Polivagal** ..... **53**
2.2.1.1 Aplicações clínicas da Teoria Polivagal ..... 55
**2.2.2 Modelos de Integração Neuroviceral** ..... **62**
**2.2.3 Respiração e controle da emoção** ..... **65**
2.3 COERÊNCIA EMOCIONAL ..... 67
**2.3.1 Estados de Coerência Neurofisiológica** ..... **72**
2.4 INFLUÊNCIADAS EMOÇÕES NO PROCESSO COGNITIVO DURANTE A INFÂNCIA ..... 77
**2.4.1 O estresse** ..... **77**
**2.4.2 Ansiedade** ..... **77**
**2.4.3 Técnicas de remanejamento das emoções em crianças e adolescentes** ..... **79**
**2.4.4 Avaliação do processo cognitivo e a Grade de Números (GN)** ..... **81**
2.5 NEUROFISICOFISIOLOGIA E A INTERAÇÃO HUMANA- COMPUTACIONAL (HCI) ..... 83
**2.5.1 Sistemas para Sinais Fisiológicos** ..... **86**
2.6 BIOFEEDBACK CARDIOVASCULAR (BFC) ..... 91
**2.6.1 Aplicações clínicas do Biofeedback do Cardiovascular (BFC)** ..... **96**
**3 OBJETIVOS** ..... **101**
3.1 OBJETIVO PRIMÁRIO ..... 101
3.2 OBJETIVOS SECUNDÁRIOS ..... 101
**4 HIPÓTESES** ..... **104**

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

**5 MATERIAL E MÉTODOS.....106**
5.1 CARACTERÍSTICA DA PESQUISA.....106
5.2 PARTICIPANTES.....107
**5.2.1 Critérios de inclusão.....107**
**5.2.2 Critérios de exclusão.....107**
5.3 DESENHO EXPERIMENTAL.....108
**5.3.1 Primeira etapa.....108**
**5.3.2 Segunda etapa.....113**
5.3.2.1 Grupo Experimental.....115
*5.3.2.1.1 Primeiras fases: Sessão 1 a sessão 5.....115*
*5.3.2.1.2 Segunda Fase: Treino do BFC.....117*
5.3.2.2 O Grupo Controle.....119
5.4 MATERIAL UTILIZADO.....121
5.5 PROCEDIMENTOS PARA A ANÁLISE DE DADOS.....129
**5.5.1 Desining Estatístico.....129**
**5.5.2 Análise Estatística.....129**
**6 RESULTADOS.....134**
6.1 ANÁLISE QUANTITATIVA.....134
**6.1.1 Variáveis relativas ao desempenho cognitivo.....134**
6.1.1.1 Acurácia.....134
6.1.1.2. Estabilidade.....135
**6.1.2 Variáveis relativas aos índices de VFC.....138**
6.1 2.1 Análises lineares.....138
*6.1.2.1.1Análise no domínio da Frequência (FFT).....138*
*6.1 2.1.2 Análises no domínio do Tempo.....162*
6.1 2.2 Análise não linear.....171
*6.1.2.2.1 Análise de Pointcaré.....171*
6.1.2.3 Análise de Toichi.....182
**6.1.3 Correlações entre os índices de desempenho cognitivo e VFC.....188**
6.1.3.1 Análises lineares, domínio da frequência.....189
6.1.3.2 Análises lineares, domínio do tempo.....189
6.1.3.3 Análises não-lineares e Pointcaré.....190
6.1.3.4 Análises Não-Lineares de Toichi.....190

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

6.2 ANÁLISE QUALITATIVA ..... 195
**6.2.1 Variáveis relativas ao desempenho cognitivo ..... 195**
6.2.1.1 Acurácia ..... 195
6.2.1.2 Estabilidade ..... 196
6.2.1.3 Velocidade ..... 197
**6.2.2 Variáveis relativas aos índices de VFC ..... 197**
6.2.2.1 CVI ..... 198
6.2.2.2 CSI ..... 202
6.2.2.3 SDNN ..... 206
6.2.2.4 RMSSD ..... 211
6.2.2.5 LF/HF ..... 212
**7 DISCUSSÃO ..... 217**
7.1 DESCRIÇÃO DA AMOSTRA ..... 217
7.2 DESEMPENHO DA GRADE DE NÚMEROS ..... 219
7.3 ANÁLISE FISIOLÓGICA DOS PARTICIPANTES ..... 221
**7.3.1 Parâmetros Fisiológicos durante a Linha de Base ..... 221**
**7.3.2 Parâmetros fisiológicos durante a Grade de Números ..... 226**
**7.3.3 Respostas Autonômicas à Respiração Controlada (Pacer) e ao Biofeedback Cardíaco (BFC) ..... 230**
7.3.4 Correlação entre desempenho Cognitivo e VFC ..... 236
7.4 ANÁLISE QUALITATIVA ..... 237
7.5 ANÁLISECOMPARATIVA DAS DIFERENTES MÉTRICAS LINEARES E NÃO LINEARES DA ANÁLISE DA VFC ..... 239
**8 CONCLUSÃO ..... 242**
**9 LIMITAÇÕES E SUGESTÕES ..... 244**
**REFERÊNCIAS ..... 245**
**RESUMEN ..... 257**
**ANEXOS ..... 258**

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Sistema Nervoso Autônomo ..... 34
Figura 2 – Eletrofisiologia do coração. Diferentes ondas para cada célula do coração ..... 38
Figura 3 – Imagem de duas ondas consecutivas de ECG ..... 41
Figura 4 – SDNN ..... 42
Figura 5 – RMSSD ..... 44
Figura 6 – pNN50 ..... 44
Figura 7 – Histograma do intervalo R-R ..... 45
Figura 8 – VFC no domínio da frequência ..... 46
Figura 9 –Análise espectral da VFC ..... 49
Figura 10 – Plotagem de Pointcaré ..... 50
Figura 11 – Representação esquemática do modelo de feedback negativo ..... 58
Figura 12 – Representação esquemática do modelo de feedback negativo para o controle vagal do coração ..... 60
Figura 13 – Representação esquemática do modelo de feedback negativo de duas camadas. ..... 61
Figura 14 – Modelo de ritmos cardíacos ..... 69
Figura 15 – Cálculo do Ritmo da Coerência do Coração ..... 70
Figura 16 – Gráfico dos estados de Coerência Psicofisiológica ..... 75
Figura 17 – "Loocktable" Jogo Grade de Números utilizado neste trabalho, onde os participantes deveria ordenar os números em ordem sequencial ..... 83
Figura 18 – Imagem da interface cérebro computador ..... 88
Figura 19 – Sistema de Biofeedback Fisiológico. ..... 93
Figura 20 – Modelo de Barra Pacer respiratório apresentada para os alunos ..... 109
Figura 21 – Fluxograma as etapas metodológicas para o desenvolvimento do software Feel Rio ..... 111
Figura 22 – Participante no ambiente onde foi realizada a coleta ..... 114
Figura 23 – Fluxograma das etapas metodológicas para aquisição dos dados. ..... 114
Figura 24 – Ajuste e posicionamento do Frequencímetro durante todo o tratamento ..... 116
Figura 25 – Pacer respiratório do software EZ AIR, da maneira como foi apresentada para os participantes na segunda etapa do trabalho. ..... 117
Figura 26 – Participante realizando o BFC com o software Feel Rio. ..... 118

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 27 – Os três estágios essenciais do sistema de BFC..... 119
Figura 28 – Posição dos Participantes em ambos os grupos..... 120
Figura 29 – Fluxograma do procedimento metodológico dos grupos Tratamento e Controle para aquisição e análise dos dados..... 121
Figura 30 – Frequencímetro da maraca Polar® modelo RS 800 e seus acessórios..... 122
Figura 31 – Software EZ AIR da maneira como foi apresentado aos participantes..... 123
Figura 32 – Material utilizado no Fonocardiograma (Frequencímetro sinalizando em amarelo a área onde a aquisição do sinal é mais forte)..... 124
Figura 33 – Criança realizando a tarefa com Software Biomind..... 124
Figura 35 – Janelas do Software Biomind..... 126
Figura 36 – Game Feel Rio com a Asa delta na pontuação referente a coerência cardíaca (bolinha verde acima). ..... 127
Figura 37 – Grade de Número “Looktable” no formato de jogo desenvolvido por Diego Schmaedech e pelo Laboratório de Educação Cerebral da Universidade Federal de Santa Catarina (Brasil)..... 128

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Demonstra o desempenho dos grupos Controle e Experimental em relação ao indicador Acurácia em porcentagem de acertos, no decorrer das três sessões nas quais foi realizado o jogo GN. ..... 135
Gráfico 2 – Ilustra o desempenho dos participantes, em números por segundo, dos grupos Experimental e Controle em relação ao indicado Estabilidade no decorrer das três sessões, onde foi realizado o jogo GN. Nota da primeira para a segunda sessão ambos os grupos tiveram uma perda neste indicador e aumentaram na sessão seguinte ..... 136
Gráfico 3 – Mostra o a evolução do indicador Velocidade da GN e no decorrer das sessões do jogo nos grupos Experimental e Controle ..... 137
Gráfico 4 – Mostra a variação da FC durante as 3 LB nos grupos Experimental e Controle em bpm ..... 138
Gráfico 5 – Ilustra comportamento da FC em bpm durante a GN em três sessões distintas, com o mesmo intervalo de tempo, em ambos os grupos. ..... 139
Gráfico 6 – Ilustra o comportamento da FC em bpm durante o período da intervenção. Nesta figura, é possível ver uma mudança de padrão durante o período da intervenção com o Pacer e com o BFC ..... 140
Gráfico 7 – Ilustra comportamento do RR em ms durante a LB em três sessões distintas, com o mesmo intervalo de tempo, em ambos os grupos. A partir deste gráfico é possível observar que os valores de RR subiram da primeira para última LB do Grupo Experimental e caíram no Grupo Controle ..... 141
Gráfico 8 – Ilustra comportamento do RR em ms durante o jogo GN, em três dias distintos, com o mesmo intervalo de tempo em ambos os grupos. Nota-se que os valores do RR mantiveram-se em uma média de 603,9±26,4 RR no Grupo Experimental e desceram de 615±15,6 para 552, 6 ±21,1 no Grupo Controle ..... 142
Gráfico 9 – Ilustra comportamento do RR em ms durante a intervenção. Nota-se que os valores do RR diminuíram no tratamento com o Pacer e voltaram a aumentar da primeira para última sessão com BFC ..... 143
Gráfico 10 – Ilustra o comportamento do log LF durante as três LB nos grupos Experimental e Controle. Nestegráfico é possível perceber um aumento no LF do Grupo Experimental e uma queda do valor do LF no Grupo Controle ..... 144

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 11 – Ilustra comportamento do log LF nas três GN. Nota-se que os valores do LF diminuíram em ambos os grupos ..... 145
Gráfico 12 – Mostra o log LF no decorrer da intervenção. Nota-se que os valores do LF se mantiveram mais baixos durante o tratamento com BFC ..... 146
Gráfico 13 – Ilustra o aumento dos valores do LF norm, em ambos os grupos, durante as três LB selecionadas ..... 147
Gráfico 14 – Ilustra o aumento dos valores do LF norm, de ambos os grupos, da GN1 para a GN3. ..... 148
Gráfico 15 – Ilustra o comportamento do LF norm durante a intervenção. Durante a intervenção com o BFC, os valores do LF norm se mantiverem mais baixos ..... 149
Gráfico 16 – Ilustra o comportamento do log HF durante as 3 LB selecionadas. O Grupo Controle começa com valores mais altos de HF que o Experimental. A partir da segunda sessão, os valores do HF do Grupo Experimental sobem e do Grupo Controle diminuem 150
Gráfico 17 – Ilustra o comportamento do log HF durante a GN. Os dois grupos começam com os mesmos valores na primeira GN e depois diminuem no decorrer das sessões ..... 151
Gráfico 18 – Mostra os valores do log HF durante a intervenção. Durante a intervenção com o Pacer, os valores do log HF se mantiveram mais baixos do que durante a intervenção com BFC. ..... 152
Gráfico 19 – Ilustra os valores do HF norm nas três LB selecionadas. Não houve nenhuma mudança significativa entre os valores da LB1 e da LB3 nos Grupo Experimental e Controle ..... 153
Gráfico 20 – Ilustra os valores do HF norm nas três GN. No Grupo Experimental estes valores diminuem entre a GN1 e a GN2 aumentam entre a GN2 GN3 ..... 154
Gráfico 21 – Mostra os valores do HF norm durante o período da intervenção. Durante toda a intervenção com o Pacer, estes valores mantiveram-se mais baixos. Já na intervenção com o BFC, estes valores aumentaram progressivamente ..... 155
Gráfico 22 – Ilustra a razão LF/HF durante as três distintas LB. Há uma diminuição na razão LF/HF entre a LB1 e a LB2 no Grupo Experimental e um aumento no Grupo Controle entre a LB1 e a LB3 ..... 156
Gráfico 23 – Ilustra a razão LF/HF durante as três distintas GN. Há um aumento na razão LF/HF entre a LB1 e a LB3 em ambos os grupos ..... 157

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 24 – Ilustra a razão LF/HF durante período de intervenção. Na intervenção com o Pacer, a razão LF/HF se mantém com valores mais elevados do que na intervenção com BFC ..... 158
Gráfico 25 – Ilustra o comportamento do TP durante as três LB estudas nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber que os valores começam próximo na primeira sessão, logo há um aumento no TP do grupo Experimental e uma queda do valor do TP no Grupo Controle ..... 159
Gráfico 26 – Ilustra o comportamento do TP durante as três Grades de Números nos grupos Tratamento e Controle. Neste gráfico é possível perceber uma queda no TP da primeira para segunda sessão, seguido de um aumento destes valores da segunda para terceira sessão no Grupo Experimental e uma queda do valor do TP no Grupo Controle 160
Gráfico27 – Ilustra o comportamento da VLF durante as três LB estudas nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber que os valores de mantém mais baixos no Grupo Controle em relação ao Grupo Experimental ..... 161
Gráfico 28 – Ilustra o comportamento da VLF durante as três GN nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber que há uma diminuição nos de VLF valores no Grupo Controle e no Grupo Experimental ..... 162
Gráfico 29 – Ilustra o comportamento do SDNN durante as três linhas de base nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber um aumento no SDNN do grupo Tratamento e uma queda do valor do SDNN no Grupo Controle ..... 163
Gráfico30 – Ilustra o comportamento do SDNN durante as três GN nos grupos Experimental e Controle. O Grupo Controle mantém os valores mais baixos que o Grupo Experimental durante as 3 GN ..... 164
Gráfico 31 – Ilustra o comportamento do SDNN no período da intervenção. Os valores do SDNN sobem na sessão 2 do tratamento com Pacer e depois voltam a cair na sessão seguinte. Já no tratamento com BFC ocorre o contrário, os valores caem na segunda sessão e depois voltaram a subir ..... 165
Gráfico 32 – Ilustra o comportamento do RMSSD durante as três LB nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber que o Grupo Experimental manteve os valores mais altos em relação ao Grupo Controle ..... 166
Gráfico 33 – Ilustra o comportamento do RMSSD durante a GN. Os valores do RMSSD diminuem em ambos os grupos, mantendo-se mais baixos no Grupo Controle ..... 167

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 34 – Ilustra o comportamento do RMSSD durante a intervenção, o qual sobe seus valores na intervenção com BFC e desce na intervenção com Pacer ..... 167
Gráfico 35 – Ilustra o comportamento do PNN50 durante as 3 distintas LB. Nota-se que há um aumento dos valores do PNN50 da sessão 1 para sessão 2 da LB do Grupo Experimental, seguido de uma diminuição destes valores na sessão 3. Mesmo assim estes valores permanecem superiores aos valores do PNN50 da sessão 1 ..... 168
Gráfico 36 – Ilustra o comportamento do PNN50 durante a GN. Os valores do PNN50 aumentam no Grupo Experimental e diminuem no Grupo Controle ..... 169
Gráfico 37 – Ilustra o comportamento do PNN50 durante a intervenção. Os valores do PNN50 se mantém mais elevados durante o tratamento com BFC ..... 170
Gráfico 38 – Ilustra os valores do SD1 durante a LB. Os valores do SD1 se mantém mais elevados no Grupo Experimental ..... 171
Gráfico 39 – Ilustra os valores do SD1 durante as 3 GN. Os valores do SD1 se mantêm mais elevados no Grupo Experimental. ..... 172
Gráfico 40 – Ilustra os valores do SD1 durante a intervenção. Os valores do SD1 aumentam da primeira para última sessão da intervenção com BFC e diminuem da primeira para última sessão com Pacer ..... 173
Gráfico 41 – Ilustra os valores do SD2 durante as 3 LB. Os valores do SD2 aumentam da primeira para última sessão tanto do Grupo Experimental como do Grupo Controle ..... 174
Gráfico 42 – Ilustra os valores do SD2 durante as 3 GN. Os valores do SD2 diminuem da primeira para última sessão tanto do Grupo Experimental como do Grupo Controle ..... 175
Gráfico 43 – Ilustra os valores do SD2 durante a intervenção. Os valores do SD2 diminuem da primeira para última sessão da intervenção tanto com BFC como com Pacer ..... 176
Gráfico 44 – Ilustra os valores da razão SD1/SD2 durante a LB. Os valores da razão SD1/SD2 se mantem estáveis tanto no Grupo Experimental quanto no Grupo Controle . 177
Gráfico 45 – Ilustra os valores da razão SD1/SD2 durante as 3 GN. Verifica-se que razão SD1/SD2 mantem o mesmo valor na GN1e na GN3 do Grupo Experimental ..... 178
Gráfico 46 – Ilustra os valores da razão SD1/SD2 durante a intervenção. Verifica-se que razão SD1/SD2 mantem os valores mais elevados durante a intervenção com BFC ..... 179
Gráfico 47 – Ilustra os valores do ApEn durante a LB. Verifica-se que estes se mantêm estáveis no Grupo Experimental e diminuem no Grupo Controle ..... 180

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 48 – Ilustra os valores do ApEn durante as 3 GN. Verifica-se que estes valores diminuem no Grupo Experimental da primeira para segunda GN assim como também diminuem da primeira para última GN no Grupo Controle ..... 181
Gráfico 49 – Ilustra os valores do ApEn durante a intervenção com o BFC e com o Pacer. Verifica-se que estes valores se mantém mais elevados durante o tratamento com Pacer 182
Gráfico 50 – Ilustra o comportamento do CVI durante ás 3 LB. Nota-se um aumento deste índice quando comparadas a primeira e última LB do Grupo Experimental e uma diminuição no Grupo Controle ..... 183
Gráfico 51 – Ilustra o comportamento do CVI durante ás 3GN. Nota-se que o Grupo Controle mantém valores mais baixos de CVI que o Grupo Experimental ..... 184
Gráfico 52 – Ilustra os valores do CVI durante a intervenção com o BFC e com o Pacer 185
Gráfico 53 – Ilustra o comportamento do CSI durante às 3 LB. Nota-se que o Grupo Controle não apresentou nenhuma mudança nos valores de CSI ..... 186
Gráfico 54 – Ilustra o comportamento do CSI durante às 3 GN. Nota-se que o Grupo Experimental começou com valores mais altos, mas logo baixou a valores similares ao Grupo Controle ..... 187
Gráfico 55 – CSI Ilustra o comportamento do CSI no decorrer da intervenção. Nota-se que da primeira para segunda sessão de Pacer há um aumento do CSI, entretanto, este valor cai da segunda para terceira sessão. Já em relação ao BFC, estes valores caem progressivamente ..... 188
Gráfico 56 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia com a razão LF/HF. Verifica-se que o maior percentual de acertos está entre os números 0,5 e 2 DA razão LFHF ..... 192
Gráfico 57 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia RR (r=0,14) ..... 192
Gráfico 58 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia SDNN (r=0,16) ..... 193
Gráfico 59 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia RMSSD (r=0,17) ..... 193
Gráfico 60 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia RMSSD (r=0,15) ..... 194
Gráfico 61 – Ilustra o desempenho dos participantes em relação a Acurácia. Observa-se que quase todos tiveram uma melhora nesta vaiável, com exceção de quatro participantes, sendo que dois deles não tiveram registrados o último valor da GN ..... 195
Gráfico 62 – Ilustra o desempenho da variável Estabilidade dos participantes em números por segundo. A maior parte dos participantes teve uma melhora nesta variável da primeira para terceira sessão, com exceção de três destes sujeitos ..... 196

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 63 – Ilustra o desempenho de cada participante em relação a variável Velocidade. Nota-se que apenas dois participantes não tiveram aumento desta variável ..... 197
Gráfico 64 – Ilustra o comportamento de todos os participantes do experimento de modo temporal. Da primeira para última sessão o espaçamento entre os pontos diminui, tornando-se próximos â valores mais altos de CVI. Isto mostra que houve um aumento no CVI tanto na LB quanto na GN do Grupo Experimental ..... 198
Gráfico 65 – Ilustra o desempenho do P3 participante em relação ao CVI, no decorrer do tratamento. Neste gráfico é importante observar que há um aumento do CVI da LB1 e da GN1 para LB2 e GN2. Além disso, o CVI se manteve mais alto no tratamento do BFC do que no tratamento do Pacer..... 199
Gráfico 66 – Ilustra o desempenho do participante P4, Os valores do CVI da intervenção com o Pacer foram maiores que os valores com o BFC. Houve um aumento no CVI da primeira para última LB assim como da primeira para última GN teve um aumento deste índice..... 200
Gráfico 67 – Ilustra o comportamento do índice CVI durante o tratamento do partiicipanete P8. Nota-se que há um aumento do CVI do LB1 para o LB3 e da GN1 para a GN3. Neste Participante, os valores de CVI foram maiores durante o tratamento com Pacer..... 201
Gráfico 68 – Demonstra o comportamento do CVI do participante P9 no decorres das sessões. Aqui é possível observar que há uma que nos valores do CVI diminuem da primeira para segunda sessão e melhoram na última sessão. Ainda é possível observar que o CVI se comporta de maneira mais positiva durante o tratamento com o BFC, ao compará-lo com o Pacer ..... 202
Gráfico 69 – Mostra o desempenho dos participantes em relação ao CSI. NA primeira GN e nos primeiros dias de Pacer houve um aumento no CSI. Já nas sessões subsequentes ao tratamento com BFC houve uma queda deste valor ..... 203
Gráfico 70 – Ilustra o comportamento do participante P3 em relação ao índice CSI do participante P3. A partir Neste gráfico é possível perceber que há uma queda temporal do CSI do primeiro dia do tratamento para o último dia. Já m relação ao BFC este índice oscila de 2,1 a 1,6. Ainda assim, de maneira geral ambos os índices LB e GN tiveram uma diminuição no final do tratamento. ..... 204
Gráfico 71 – Ilustra o comportamento do CSI do participante P 4. Neste participante o CSI decresceu do primeiro para o último dia das sessões refeterntes a LB e a GN e manteve-se

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

oscilando durante toda a intervenção (Pacer e BFC), com valores mais baixos durante o tratamento com o BFC comparado aos valores do Pacer.....205
Gráfico 72 – Ilustra o comportamento do CSI do participante P8. Neste gráfico é possível observar que houve um aumento do CSI na primeira GN em relação à LB. Na última sessão os valores da LB foram maiores que os da segunda sessão, entretanto, menores que os da primeira sessão. Já em relação a última GN, houve uma diminuição do valor de CSI, comparado a LB.....206
Gráfico 73 – Mostra o desempenho dos participantes em relação ao índice SDNN. Os participantes apresentaram índices dispersos do SDNN ao analisar a primeira sessão. Entretanto, ao analisar a sessão 3 (LB3 +GN3) houve um aumento deste índice em relação a sessão 2 (LB2 +GN2).....207
Gráfico 74 – Mostra o comportamento temporal do SDNN do participante P3 durante o tratamento. Neste gráfico é possível observar que há um aumento deste índice no decorrer do tratamento. Esta progressão pode ser percebida no aumento nos valores de LB entre as sessões. Ainda é possível perceber que o tratamento do BFC foi mais efetivo nesta participante, em relação ao aumento do SDNN.....208
Gráfico 75 – Apresenta o comportamento do SDNN do participante P4 durante o decorrer do tratamento. Estes valores aumentaram no decorrer das três LB e mesmo que tenham diminuído na GN 2, ainda foram maiores quando comparadas a GN1 e a GN3.....209
Gráfico 76 – Faz uma análise temporal do participante P8 em relação ao SDNN. Neste participante, o SDNN foi maior na intervenção com o Pacer, comparado ao BFC. No decorrer do tratamento houve um aumento progressivo deste índice com relação às 3 GN e da primeira para LB.....210
Gráfico 77 – Mostra o desempenho do participante P9 em relação ao SDNN. Neste participante o SDNN aumentou da primeira para a última LB e diminuiu na segunda LB, sendo que o mesmo aconteceu para os valores de GN. Os valores da intervenção com o BFC foram maiores que os valores com a intervenção com o Pacer.....211
Gráfico 78 – Mostra que nas primeiras sessões o RMSSD estava disperso, de acordo com as características pessoais de casa participante. De modo geral, o RMSSD aumentou da segunda (LB2 +GN2) para terceira sessão (LB3+GN3).....211
Gráfico 79 – Ilustra o comportamento do RMSSD no participante P8. Os Valores do RMSSD foram maiores durante o Pacer em relação ao BFC. Já os valores de LB e GN subiram progressivamente.....212

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 80 – Mostra a razão LF/HF no decorrerer das sessões. Nas primeiras sessões de Pacer houve um aumento deste índice. Já durante o tratamento de BFC esta razão permaneceu com valores mais baixos..... 213
Gráfico 81 – Ilustra a razão LF/HF no participante P4. Este participante teve um aumento desta razão na primeira sessão da intervenção com o Pacer, diminuindo nas sessões subsequentes. Durante as sessões com BFC os valores ficaram entre 1,68 e 2, 63. Os valores de LB e GN aumentaram da primeira para segunda sessão e diminuiu na terceira214
Gráfico 82 – Mostra a razão LF/HF do participante P9. O participante P9 teve um aumento na razão LF/HF no primeiro dia da intervenção com o Pacer, diminuindo nas sessões seguintes. A LB e a GN aumentaram da primeira para segunda sessão e diminuíram da segunda para terceira sessão ..... 215

Publicaciones y Divulgación Científica
UMA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Índices de medida da VFC no domínio do tempo e da frequência ..... 45
Tabela 2 – Descreve a diminuição da FC no Grupo Experimental e aumento da FC no Grupo Controle em bpm ..... 139
Tabela 3 – Descreve o comportamento do FC em bpm durante a GN o qual diminui da primeira para segunda sessão do grupo Experimental e volta a subir na terceira sessão. Já no Grupo Controle, este índice sobe a cada sessão ..... 140
Tabela 4 – Descreve o comportamento do que se mantém com os batimentos mais elevados durante a intervenção com o Pacer e mais baixo durante a intervenção com o BFC, com exceção da sessão 2 ..... 140
Tabela 5 – Descreve o comportamento do RR em ms durante a LB, o qual aumenta no Grupo Experimental no decorrer da intervenção e diminui no Grupo Controle ..... 141
Tabela 6 – Descreve comportamento do RR em ms durante a GN, o qual aumenta da primeira para segunda sessão do grupo Tratamento e diminui da segunda para terceira sessão. Já no Grupo Controle, o RR cai progressivamente ..... 142
Tabela 7 – Descreve o comportamento do RR em ms durante a intervenção. Na intervenção com o Pacer o RR cai a cada sessão, já com o BFC, este índice se mantém mais elevado com exceção da sessão 2 ..... 143
Tabela 8 – Descreve o comportamento do log LF durante a LB, o qual aumenta no Grupo Experimental no decorrer da intervenção e diminui no Grupo Controle ..... 144
Tabela 9 – Descreve o comportamento do LF nas três GN, o qual diminui em ambos os grupos ..... 145
Tabela 10 – Descreve o comportamento do log LF em ms durante a intervenção. Nota-se que há um aumento no LF ente o Pacer 1 e Pacer2 seguido de uma queda de valores no Pacer 3 ..... 146
Tabela 11 – Descreve o comportamento LF norm em ambos os grupos. O Grupo Controle aumentou significativamente entre LB1 e LB2 e depois volta a cair, entretanto, a valores superiores que LB1 ..... 147
Tabela 12 – Descreve o comportamento LF norm em ambos os grupos nas três GN. O Grupo Controle aumentou significativamente entre GN1 e GN2 e depois volta a cair, entretanto, a valores superiores que GN1 ..... 148

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Tabela 13– Descreve o comportamento LF norm durante a intervenção. Os valores do LF norm baixaram durante a intervenção com BFC ..... 149
Tabela 14 – Descreve o comportamento log HF durante a LB, o qual aumenta no Grupo Experimental no decorrer da intervenção e diminui no Grupo Controle..... 150
Tabela 15 – Descreve o comportamento log HF durante GN, o qual diminui nos dois grupos, sendo que tem uma queda significativa entre a GN1 e a GN2 do Grupo Controle151
Tabela 16 – Descreve o comportamento log HF durante o período de intervenção. No decorrer da intervenção com o Pacer os valores do log HF diminuem e aumentam durante a intervenção com BFC ..... 152
Tabela 17 – Descreve o os valores do log HF nas três LB, o qual não apresenta nenhuma mudança significativa analisar a LB1 e a LB3 de ambos os grupos, entretanto, diminui da LB1 para LB2 do Grupo Controle. GN1 e GN3 ($r^2$0,619, p<0,042) ..... 153
Tabela 18 – Descreve o os valores do HFnorm nas três GN. No Grupo Experimental, estes valores caem da GN1 para GN2 e sobem da GN2 para a GN3. ..... 154
Tabela 19 – Mostra o comportamento do HFnorm durante a intervenção, na qual houve um aumento dos valores quando comparados o primeiro e o último dia de intervenção, sendo que houve uma queda dos valores do HFnorm durante o tratamento com o Pacer e uma subida destes valores ao analisar o decorrer das sessões de BFC..... 155
Tabela 20 – Mostra o comportamento razão LF/HF durante as três distintas LB ..... 156
Tabela 21 – Mostra o comportamento da razão LF/HF, nas três LB de ambos os Grupos. No Grupo Controle, há um aumento entre a LB1 e a LB2, seguido de uma queda na LB3157
Tabela 22 – Descreve o comportamento do LF/HF durante os dois tipos de intervenção (Pacer+BFC), mostrando que houve uma queda nestes valores de durante o tratamento do Pacer de 10,62 ±4,05 para 5,82 ±0,77 e mantiveram uma média de 1,77 ±0,35 durante o BFC..... 158
Tabela 23 – Descreve o comportamento do TP durante a LB, o qual aumenta no Grupo Experimental no decorrer da intervenção e diminui no Grupo Controle..... 159
Tabela 24 – Mostra o comportamento do TP durante as 3 GN, o qual diminui os valores em ambos os grupos..... 160
Tabela 25 – Mostra que a VLF diminui nos dois grupos no decorrer das distintas LB .... 161
Tabela 26 – Mostra que a VLF diminui nos dois grupos ao comparar a GN1 com a GN3.162
Tabela 27 – Mostra o comportamento do SDNN durante as distintas LB utilizadas no estudo. Nota-se um distanciamento dos valores de SDNN dos dois grupos (Experimental e

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Controle). A partir da segunda sessão o SDNN do Grupo Experimental sobe e do Grupo Controle diminui ..... 163
Tabela 28 – Descreve comportamento do SDNN durante a GN, o qual diminui em ambos os grupos ..... 164
Tabela 29 – Mostra comportamento do SDNN durante a durante o período da intervenção. Estes valores se mantém mais baixos na intervenção com BFC quando comparados a intervenção com Pacer ..... 165
Tabela 30 – Ilustra o comportamento do RMSSD durante a LB dos dois grupos. O RMSSD diminui em ambos os grupos. ..... 166
Tabela 31 – Descreve comportamento do RMSSD durante as 3 GN, o qual diminui nos grupos Experimental e Controle ..... 167
Tabela 32 – Descreve os valores do RMSSD durante a intervenção. Os valores do BFC caem da sessão 1 para sessão 2 e voltam a subir na sessão 3 ..... 168
Tabela 33 – Mostra os valores do PNN50 LB, o qual aumenta tanto no Grupo Experimental como no Grupo Controle ..... 169
Tabela 34 – Mostra os valores do PNN50 nas distintas GN, o qual aumenta no Grupo Experimental e diminuem no Grupo Controle ..... 170
Tabela 35 – Mostra os valores do PNN50 durante a intervenção com Pacer e BFC. Os Valores do PNN50 caem da primeira para última sessão de Pacer ..... 170
Tabela 36 – Descreve os valores do SD1 durante as 3 LB. Estes valores diminuem em ambos os grupos, entretanto se mantém mais estáveis no Grupo Experimental..... 171
Tabela 37 – Descreve os valores do SD1 durante as 3 GN. Exte valores diminuem em ambos os grupos, entretanto se mantém mais estáveis no Grupo Experimental..... 172
Tabela 38 – Descreve os valores do SD1 durante as 3 GN. Exte valores diminuem no tratamento com Pacer, assim como também diminuem da primeira para segunda sessão do tratamento com BFC, entretanto sobem na última sessão tratamento com BFC ..... 173
Tabela 39 – Descreve o comportamento do SD2 durante a LB, o qual se mantém mais baixo no Grupo no Grupo Controle ..... 174
Tabela 40 – Descreve o comportamento do SD2 durante as 3 distintas GN, o qual se mantém mais baixo no Grupo no Grupo Controle ..... 175
Tabela 41 – Descreve o comportamento do SD2 durante a intervenção. O SD2 aumenta da primeira para segunda sessão com Pacer e diminui na terceira sessão, assim como diminui da primeira para última sessão com BFC..... 176

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Tabela 42 – Descreve o comportamento da razão SD1/SD2 durante a LB, a tem qual apresenta um aumento não significativo no Grupo Experimental ..... 177
Tabela 43 – Descreve o comportamento da razão SD1/SD2 durante a GN, a tem qual diminui o valor entre a GN1 e a GN2 do Grupo Controle e aumenta na GN3 a valores inferiores a GN1 ..... 178
Tabela 44 – Descreve o comportamento da razão SD1/SD2 durante a intervenção. No tratamento com o BFC há um aumento razão SD1/SD2 a entre a GN1 e a GN2, entretanto este valor diminui ao valor inicial na GN3 ..... 179
Tabela 45 – Mostra os valores do ApEn durante a LB, o qual e diminui no Grupo Controle 180
Tabela 46 – Mostra os valores do ApEn durante as 3 GN, diminui da primeira para última LB em ambos os grupos. ..... 181
Tabela 47 – Mostra os valores do ApEn durante a intervenção, os quais diminuem da primeira para última sessão tratamento com o Pacer, assim como também diminuem da primeira para a última sessão com o BFC ..... 182
Tabela 48 – Descreve o comportamento do CVI durante as três LB, nesta tabela, percebe-se que o CVI teve um aumento no Grupo Experimental e uma diminuição no Grupo Controle ..... 183
Tabela 49 – Descreve o comportamento do CVI durante as três GN, nesta tabela, percebe-se que o CVI dos dois grupos começa com valores similares. ..... 184
Tabela 50 – Mostra os valores do CVI durante a intervenção, os quais não apresentam nenhuma mudança significativa em nenhum dos dois tipos de intervenção ..... 185
Tabela 51 – Descreve o comportamento do CSI durante a LB, o qual diminui da primeira para segunda LB em ambos os grupos e volta a subir na última LB ..... 186
Tabela 52 – Descreve o comportamento do CSI durante as distintas GN, o qual diminui da primeira para segunda GN em ambos os grupos e volta a subir na última GN ..... 187
Tabela 53 – Descreve o comportamento do CSI durante o tratamento. Percebe-se que há uma diminuição do CSI do primeiro para o último dia de Tratamento tanto em relação ao Pacer quanto em relação ao BFC ..... 188
Tabela 54 – Ilustra as correlações entre os índices referentes à GN e os índices de VFC. ** p<0,01; * p<0,05 ..... 191

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|---|---|
| ApEn | Entropia aproximada |
| ASR | Arritmia Sinusal Respiratória. |
| AV | Nodo Atrioventricular |
| BFC | Biofeedback Cardiovascular |
| bpm | Batimentos por minuto |
| DBP | Pressão Sanguínea Diastólica |
| FCG | Fonocardiograma |
| FC | Frequência cardíaca |
| HCI | Interação Humana Computacional |
| HF | Alta frequência |
| HF norm | Alta frequência normalizada |
| Hz | Hertz |
| R-R | Intervalos R-R |
| LiVFC | Limiar de variabilidade da frequência cardíaca |
| LF | Baixa frequência |
| Pacer | Respiração controlada por um Pacer |
| PSD | Power Spectral Density |
| RNSSD | Índice estatísticos derivado das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes |
| SA | Nodos Sinoatrial |
| SNP | Sistema Nervoso Parassimpático |
| SNS | Sistema Nervoso Simpático |
| SD1 | Índice estatístico de desvio padrão instantâneo |
| SDNN | Índice Estatísticos derivado diretamente de medidas de intervalos RR normais |
| SDSSi | Índice Estatísticos derivado diretamente de medidas de intervalos RR normais |
| SNA | Sistema Nervoso Autônomo |
| SPWVD | Pseudo Análise da distribuição de Wigner Wille |
| VFC | Variabilidade da frequência cardíaca |
| VLF | Frequência muito baixa |
| W | Watts |
| ULF | Ultra Baixa Frequência |

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# Introdução

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 1 INTRODUÇÃO

A permanente influência exercida pelo sistema nervoso sobre o funcionamento do organismo humano é essencial para a preservação das condições de equilíbrio fisiológico interno, é o que permite a interação do sujeito com o meio ambiente. Qualquer fator, que provoque o desequilíbrio interno, promove respostas fisiológicas automáticas e involuntárias que têm por finalidade reverter o processo em andamento e restabelecer o equilíbrio funcional.

Um dos aspectos da modulação do sistema nervoso autônomo sobre o aparelho cardiovascular é o balanço entre os tônus simpático e parassimpático sobre a frequência cardíaca. Em condições patológicas, se produz um aumento do tônus simpático de maneira compensatória ante a perda da geometria normal do ventrículo esquerdo, gerando assim, um desajuste entre os tónus simpático e parassimpático. Este desajuste promove uma medida do sistema nervoso e é conhecido como Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC), que, por sua vez, apresenta-se dinâmica tanto na variação de estados fisiológicos quanto psicológicos.

Os sentimentos que experienciamos como "negativos" são indicados corporalmente de maneira na qual "processos vitais batalham pelo balanço e podem até mesmo sair do controle caoticamente" (Damásio, 2013, p. 131). Em contraste, os sentimentos são tidos como "positivos" refletem em estados corporais nos quais "a regulação dos processos vitais se tornam mais eficientes, ou até mesmo ótimas, livres para seguir facilmente*"* (Damásio, 2013, p. 131). As dinâmicas da VFC são particularmente sensíveis a mudanças no estado emocional, nas quais as emoções positivas e negativas podem ser facilmente distinguidas pelos padrões do ritmo cardíaco, que são independentes dos batimentos cardíacos (McCraty & Tomasino, 2004).

O uso da VFC tem sido visto como uma tecnologia com uma ampla base de aplicações na redução do estresse, na reabilitação e no ganho de *performance* física e cognitiva. A importância desta tecnologia está no fato de ser eficiente em diversas aplicações, o que facilita a manutenção de uma eficiência fisiológica, gerando assim um



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

estado caracterizado por reduzir o "caos interno" do sistema nervoso e aumentar a sincronização e a harmonia das amplas dinâmicas do sistema (Mccraty & Tomasino, 2004).

Para promover uma regulação fisiológica consciente e voluntária do sistema nervoso autônomo (ou seja, diminuir a hiperativação simpática e aumentar o ramo parassimpático do sistema nervoso autônomo) técnicas de *feedback* tem sido utilizadas por meio de um *display* computadorizado de forma visual ou sonora, capaz de mostrar em tempo real o estado cardíaco. A isso dá-se a denominação de Biofeedback Cardiovascular (BFC), uma técnica eletrônica que visa o bem estar psicológico e fisiológico por meio do controle da respiração, em ressonância com os batimentos cardíacos. A finalidade desta técnica é promover a regulação do organismo, com o uso de um sensor cardíaco e o auxílio de informações externas (*feedbacks*) da condição cardíaca (McCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley 2009; Yucha & Gilbert, 2004).

O BFC reflete a atividade de ambos os ramos parassimpático e simpático do sistema nervoso autonômico e a sincronização entre eles. Além disso, é uma ferramenta fácil e efetiva tanto na parte clínica quanto educacional. Possui baixo custo o que a faz acessível a um grande número de pessoas, com diversas aplicações (Mccraty &Tomasino, 2004).

Neste contexto, a contribuição das Neurociências na psicofisiologia, vem sendo de fundamental importância, uma vez que já estão sendo aplicados resultados de pesquisas das neurociências na Educação, Saúde e Esporte. Os processos cerebrais governam a resposta fisiológica para atividades mentais. Em situações de estresse, o cérebro pode ser comprometido na área que processa conhecimento e memória de trabalho, fundamental para um bom desempenho na aprendizagem motora, em provas, ou até mesmo em apresentações de trabalhos. Situações de pressão, podem proporcionar estresse, perda de foco, atenção e um desempenho abaixo do potencial do esperado (Ramirez, Sian & Beilock, 2001).

A exposição contínua a esse tipo de situação leva a criança a diminuir sua espontaneidade e a tornar-se mais inibida ou agressiva, reduzindo a sua capacidade criativa de lidar com novas situações (Zanchetta & Barbieri, 2004). O estado psicofisiológico



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

gerado pelo estresse e ansiedade crônicos propicia a redução do desempenho cognitivo e inibem o aprendizado (Mccraty, Atkinson, Tomassino, Goelitz & Mayrovitz, 1999; Meece, Wigfield & Eccles, 1990).

O treino da respiração controlada e do BFC induz a diminuição de sintomas de estresse e ansiedade. Os sintomas relacionados ao estresse, que se associam a hiperativação simpática do sistema nervoso autônomo, tendem a diminuir e o ramo parassimpático auxilia o organismo a diminuir a excitação cardíaca e a manter a homeostase. Além disso, o controle da respiração é capaz de estimular o treino da coerência cardíaca, que se refere a sincronização da respiração com os batimentos cardíacos (McCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009). Bradley, McCraty, Atkinson, Tomassino e Daugherty (2010) demonstraram que o aumento na coerência cardiovascular por meio de um programa para treino de autorregulação (BFC) em sala de aula ajuda os estudantes a relaxarem e a desenvolverem estratégias de enfrentamento e de aprendizagem mais adequadas, melhorando sua estabilidade emocional e o desempenho escolar.

Como resultado do progresso na área do aprendizado, a computação fisiológica deixou de ser uma somente uma ferramenta médica e passou a ser uma grande aliada nas práticas cognitivas e de ensino, fazendo com que os jogos digitais se tornassem uma ferramenta viável de aprendizado (Rolligns & Adams, 2003). De maneira ideal, o aprendiz se compromete por meio de fatores automotivacionais como feedback cardíacos e novos desafios.

Simulações de computador podem ser um meio promissor para introdução e manipulação de situações reais de jogo através de realidades virtuais, com objetivo de estudar a dinâmica do comportamento durante o esporte ou exercício (Blumenstein, Bar-Eli & Tenebaum, 2002), assim como a dinâmica de estados psicofisiológicos como ansiedade e estresse.

Deste modo, sugere-se que o BFC pode favorecer bem estar psicológico emocional e diminuição de estresse e ansiedade de crianças e adolescentes, podendo ser utilizado como uma ferramenta educacional no programa "Atleta do Futuro". Isto porque o fracasso em realizar tarefas pode gerar uma sensação de incapacidade, além de sentimentos que acabam por prejudicar o desenvolvimento da criança. Portanto, por meio do



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

aprendizado de autorregulação com auxílio do computador, o aluno tem a oportunidade de desenvolver habilidades sociais e cognitivas.

Existe uma variedade de métricas para avaliar os efeitos dos mecanismos respiratórios e do BFC na VFC que são consideradas "padrão ouro". Segundo as recomendações do Task Force (1996), um grande número de técnicas está disponível para analisar de maneira periódica os componentes da VFC e por meio de comparações diretas tem revelado bons resultados. Entretanto, cada uma destas técnicas tem revelado vantagens e desvantagens. Muitas destas medidas estão mais relacionadas com os efeitos da VFC ligados â respiração enquanto outras se referem a medidas mais globais da VFC (Allen; Chambers &Towers, 2007, Hibbert, Weinberg & Klonsky, 2012).

Neste contexto se estabelece como objetivo deste estudo: **Verificar os efeitos crônicos no desenvolvimento cognitivo de crianças em idade escolar, mediante de um programa de intervenção psicopedagógico baseado no princípio da aprendizagem da autorregulação cardiovascular (BFC), com protocolo de 10 minutos em formato de game e obter, por meio de métricas lineares e não lineares, uma comparação das ferramentas disponíveis para acessar ao controle cardíaco vagal e simpático.**

Assim, consideram-se como conceitos chaves:

Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC): A VFC é a mudança do intervalo de tempo entre os batimentos cardíacos, de pulsação a pulsação. É controlada pelo sistema nervoso autônomo, incluindo o sistema nervoso simpático (SNS) e o sistema nervoso parassimpático (SNP). Em geral, o SNS aumenta a frequência cardíaca (FC) e o SNP diminui a FC. Por isso, se acha que a VFC é um índice da integração dinâmica do SNS e SNP (Vrijkotte *et al*., 2002).

Biofeedback cardiovascular(BFC): O BFC cardiovascular utiliza um sensor para medir o intervalo entre os batimentos cardíacos para mostrar ao sujeito as alterações cardíacas em uma determinada atividade. As informações são interpretadas por programas de computador, onde é disponibilizado o padrão do comportamento do sistema nervoso autônomo a partir da VFC. Estas informações podem ser vistas na tela do computador e o participante poderá ver e manipular, a partir daí, suas variáveis psicofisiológicas (Thurber,



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Bodenhamer-Davis, Johnson, Chesky & Chandler, 2010).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# 2 REFERENCIAL TEÓRICO

## 2.1 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA (VFC)

> O coração não é um metrônomo e os batimentos cardíacos não possuem a regularidade de um relógio. Assim, alterações periódicas e não periódicas da frequência cardíaca (FC), definida como variabilidade da frequência cardíaca (VFC), são normais e esperadas em indivíduos saudáveis (Rassi 2002).

A cada momento chegam aos órgãos viscerais impulsos externos que tem com o objetivo manter a homeostase e adaptar-se a mudanças internas e externas, essenciais para a sobrevivência. Essas funções dependem de neurônios que estão interconectados distribuídos por meio do neuroaxis e formam o Sistema Nervos Central (SNC). As estruturas do SNC controlam os impulsos motores e endócrinos, os quais, junto com os impulsos autonômicos participam das respostas integradas a estímulos internos e externos (Low& Benarroch, 2008).

Qualquer fator que provoque tendência ao desequilíbrio à homeostase do corpo humano promove respostas orgânicas, automáticas e involuntárias, que têm por finalidade reverter o processo em andamento e restabelecer o equilíbrio funcional. Essas respostas reguladoras recebem o nome de respostas autônomas, pois são efetuadas pelo Sistema Nervoso Autônomo (SNA) mediante suas subdivisões anátomo funcionais: o Sistema Nervoso Simpático (SNS) e o Sistema Nervoso Parassimpático (SNP) (Paschoal, 2006).

O SNA inerva músculos lisos, músculos cardíacos, glândulas e regula processos viscerais incluindo atividade cardiovascular, digestão, metabolismo e termorregulação. A função do SNA acontece primariamente em um nível subconsciente e é repartida em duas divisões, a simpática e a parassimpática, baseadas na região do cérebro e medula espinhal, na qual os nervos autonômicos tem sua origem (Porges, 2003).

A rede do SNA inclui córtex insular, córtex anterior singular, amídala, hipotálamo, substancia cinzenta paraquedural, núcleo do trato solitário, formação reticular

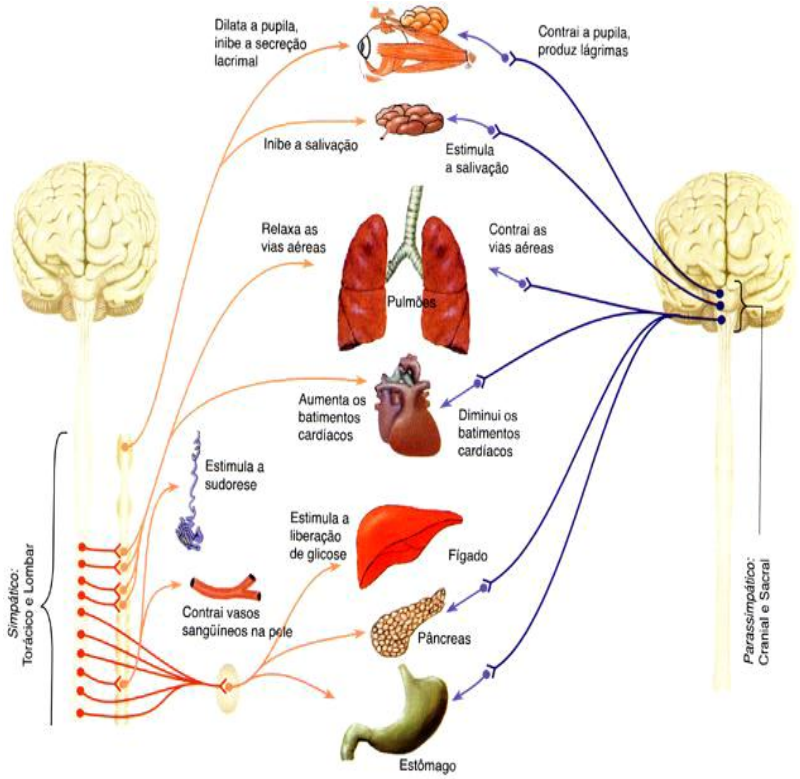


Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

da medula e rape medulário. Essas áreas são reciprocamente intercomunicadas recebendo e convergindo informações viscerais e somatossensoriais, gerando assim padrões de estímulos específicos do SNA. As respostas endócrinas e motoras são reguladas de acordo com o estado comportamental, incluindo o ciclo sono-vigília (Low & Benarroch, 2008).

O córtex cingulado anterior inicia respostas autonômicas relacionadas à motivação e comportamentos com objetivo direcionado. O núcleo central da amígdala inicia respostas autonômicas relativas à motivação e estímulos emocionalmente relevantes. O hipotálamo integra respostas autonômicas e endócrinas para a homeostase e adaptação. O controle autonômico central é hierarquicamente organizado nos níveis do cordão espinhal, tronco cerebral, hipotálamo e estruturas do sistema límbico. As saídas autônomas do SNA são mediadas por neurônios pré-ganglionares dos sistemas simpático e parassimpático. Contudo, os neurônios pré-ganglionares simpáticos recebem impulsos dos aferentes primários, esses neurônios são ativados de uma forma coordenada de acordo com as necessidades fisiológicas (Low& Benarroch, 2008).

Figura 1 – Sistema Nervoso Autônomo




Fonte: Adaptado de Carlson (2002, p.94).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Os reflexos provenientes das alterações corporais fazem com que ocorram diferentes efeitos do SNA, no Nodo Sinoatrial, assim como no tempo entre os batimentos, os quais provocam diferentes consequências nos neurotransmissores dos SNS e SNP. Os efeitos simpáticos são lentos, utilizando a escala de segundos. Já os parassimpáticos são rápidos e utilizam a escala de milissegundos. A influência parassimpática é a única capaz de produzir mudanças rápidas no tempo dos intervalos entre batimentos do coração (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012). A modulação rápida (vagal) e a modulação lenta (simpática) determina a variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC).

Sendo assim, a VFC é definida como as flutuações dos batimentos cardíacos de batimento a batimento, em milissegundos (Del Poso, Gevirtz, Scher & Graneri,2004). Segundo Rassi (2002), as alterações do organismo humano ocorrem depois da respiração, stress físico e mental, exercício, alterações hemodinâmicas e metabólicas entre outras, sobretudo pelo SNA, com o parassimpático diminuindo a FC e aumentando a VFC e o simpático aumentando a FC e diminuindo a VFC.

Desta forma, o SNA exerce importante influencia na regulação da frequência, da contratilidade cardíaca e na resistência vascular periférica regulando, portanto, o débito cardíaco, a distribuição do fluxo sanguíneo e a pressão arterial (GRUPI *etal.*, 1994).Os índices baseados na medida dos intervalos RR refletem a atividade de ambos os ramos do SNA (Malik & Camm, 1995).

Como a VFC representa as oscilações dos intervalos RR (que ocorrem em consequência da influência das variações simpatovagal) a quantificação dos intervalos RR normais permite, de modo indireto, uma avaliação do perfil autonômico cardíaco. Quanto maiores os efeitos parassimpáticos, maiores serão as flutuações. Uma baixa variabilidade cardíaca indica a existência de depressão da atividade vagal e/ou exacerbação da atividade simpática no coração (Task Force, 1996).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

### 2.1.1 Regulação Neural

A principal função do sistema cardiovascular é manter um estado ótimo da pressão sanguínea arterial e prover um fluxo sanguíneo adequado para todo o corpo. Em repouso, o balanço autonômico conserva energia por meio da dominância parassimpática sobre a influência simpática (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

Na maioria das condições fisiológicas, a ativação de um fluxo é acompanhada da inibição de outro. O balanço simpatovagal é modulado principalmente pela interação dos mecanismos reflexo-inibitórios periféricos (que tem a característica de feedback negativo) e os mecanismos reflexo-excitatórios periféricos (que tem a característica de feedback positivo) (Massilliane, Pagani, Lombardi, & Cerutti, 1991).

De acordo com Grupi e Arcêncio (1999), a regulação neural é capaz de provocar grandes mudanças na função cardiocirculatória em questão de segundos, até mesmo antes que mecanismos mais lentos– como as catecolaminas circulantes e o sistema renina-angiotensina –produzam qualquer efeito. O nível inicial da atividade simpática e parassimpática sobre o coração e vasos sanguíneos é determinado pelas respostas desencadeadas pelos impulsos do comando central e pelos impulsos reflexos mediados pelos macrorreceptores (Mitchel, 1990).

As saídas autônomas do SNA são mediadas por neurônios pré-ganglionares dos sistemas simpático e parassimpático. Contudo, os neurônios pré-ganglionares simpáticos recebem impulsos dos aferentes primários, esses neurônios são ativados de uma forma coordenada de acordo com as necessidades fisiológicas (Low& Benarroch, 2008).

O SNS representa o ramo do SNA que inerva todas as partes do coração. Quando estimulado, libera o hormônio norepinefrina, por meio da terminação nervosa simpática, eleva a permeabilidade das fibras aos íons de sódio e cálcio, o que aumenta a irritabilidade das fibras musculares e, consequentemente, a frequência cardíaca. Além disso, a estimulação simpática sobre a glândula adrenal também é responsável por uma maior liberação de catecolaminas e por este motivo, também altera o ritmo cardíaco (Wilmore & Costill, 2001; Guyton & Vestíbulo, 1992).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

O SNS é definido por fibras que existem na parte torácica e lombar da medula espinhal (Porges, 2003). Os neurônios simpáticos estão localizados em diferentes níveis do sistema nervoso central, tais como a formação reticular bulbar, o hipotálamo posterior, no *Locus Coeruleus*, no córtex cerebral motor e na medula espinhal, os quais serão excitados de acordo com os estímulos reflexos que chegarem a estes núcleos (Douglas, 2000). A estimulação simpática no ritmo e na condução cardíaca provoca aumento na frequência de despolarização do nódulo sinusal, aumento na frequência de condução, assim como na excitabilidade de todas as partes do coração e na força de contração de toda musculatura cardíaca atrial e ventricular (Guyton & Hall, 2002).

Com isso, ocorre uma dilatação nos vasos que nutrem o coração, aumento no diâmetro dos vasos que irrigam os músculos ativos, em virtude da maior solicitação, diminuição do diâmetro dos vasos dos tecidos inativos e dilatação dos brônquios pulmonares. Estes estímulos podem ocorrer em situações de estresse agudo, como por exemplo, a atividade física (Wilmore & Costill, 2001).

O SNP é definido por fibras autonômicas que existem tanto no cérebro via nervos craniais quanto nos seguimentos sacrais da medula espinhal (Porges, 2003). Atua no coração como um cárdio depressor ou um cárdio moderador, por meio da inervação do nervo vago sobre o nodo sinoatrial e o nodo átrio ventricular. Seus corpos celulares estão localizados no tronco cerebral e na porção sacra da medula espinhal (Douglas, 2000).

As saídas parassimpáticas surgem de neurônios pré-ganglionares que ocupam a coluna eferente visceral geral do tronco cerebral e da medula espinhal sacral. O nervo vago fornece a saída parassimpática do neurônio pré ganglionarque inerva o coração, trato respiratório e trato gastrointestinal, exceto do cólon descendente e reto. (Low & Benarroch, 2008).

Quando ocorre uma estimulação do nervo vago sobre o coração, o hormônio acetilcolina é liberado pelas terminações nervosas vagais, provocando um aumento na permeabilidade da membrana celular ao íon de potássio. Com a diminuição de potássio no meio intracelular, aumenta a negatividade no interior das fibras, provocando uma redução na frequência do ritmo sinoatrial (Wilmore & Costill, 2001; Guyton & Vestíbulo, 1992). Este efeito faz com que diminua a estabilidade das fibras da junção átrio ventricular e na

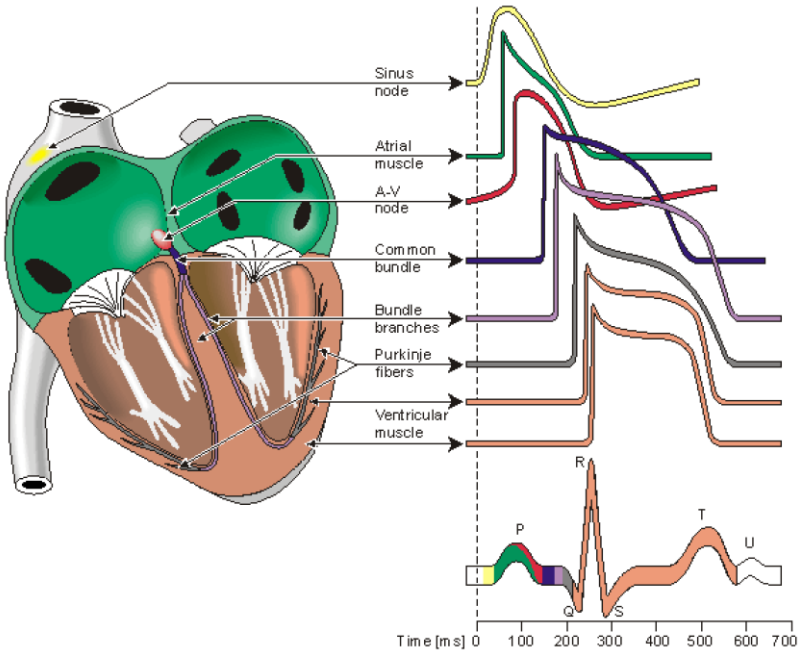


Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

transmissão do impulso cardíaco dentro dos ventrículos. Com a estimulação fraca à moderada diminuí a FC e, consequentemente, a quantidade de sangue bombeada caí, e muitas vezes, a menos da metade do normal (Guyton & Hall, 2002).

As maiores partes das células ganglionares vagais estão localizadas nas almofadas gordurosas epicárdicas próximas aos nodos Sinoatrial (SA) e Atrioventricular (AV). Os nervos vagos direito e esquerdo distribuem-se para diferentes estruturas cardíacas, sendo que o nervo vago direito afeta o nodo SA predominantemente. A estimulação deste nervo reduz a frequência de disparo do nodo SA e pode até mesmo interromper este disparo por vários segundos. O nervo vago esquerdo inibe principalmente o tecido de condução AV para produzir graus variáveis de bloqueio AV. No entanto, na distribuição de fibras há uma superposição de cargas eferentes. Como resultado desta superposição, a estimulação do vago esquerdo também deprime o nodo SA e a estimulação do vago direito impede a condução AV (Levy &Schwartz, 1994).

Figura 2 – Eletrofisiologia do coração. Diferentes ondas para cada célula do coração




Fonte: Tavarinen (2008).

Segundo Porges (2007) o nervo vago mielinizado é o principal mecanismo da inervação parassimpática do coração, frequentemente referido como tônus vagal. O



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

aumento do tônus vagal diminui a atividade do nodo sino atrial do coração, resultando em um batimento cardíaco mais lento, com menos excitação simpática e estado mais calmo. Ao contrário, a supressão vagal provoca um aumento da excitação simpática e mobilização de recursos de comportamento defensivo.

O nervo vago é o décimo nervo cranial e é o maior componente do sistema nervoso autonômico. O vago representa a integração do sistema neuronal que comunica-se de um modo bidirecional a víscera e o cérebro (Porges, 2003). A resposta parassimpática ao estresse, por exemplo, é mediada pelo núcleo ambíguo e núcleo motor dorsal do nervo vago, possivelmente através de impulsos do núcleo do trato solitário. Os estímulos são processados em múltiplas estruturas límbicas do cérebro, incluindo amídala, hipocampo e córtex pré-frontal. Estas regiões recebem informações associativas de áreas subcorticais e corticais envolvidas nas áreas mais importantes do processamento sensório e memória. Elas também recebem impulsos ascendentes de locais envolvidos na atenção e na excitação (Ulrich-Lai, & Herman, 2009).

Além disso, o sistema cerebral recebe sinais de perturbações homeostáticas, como a exemplo: perda de sangue, aflição respiratória, informação de dores somáticas ou viscerais. A resposta somática a estes impulsos inclui arcos reflexos que comunicam com áreas da medula e neurônios simpáticos pré-ganglionares, localizados nas células da coluna da medula espinhal. Estes arcos reflexos atuam de maneira coordenada com o ramo parassimpático do SNA e em reação posterior ao estresse para alterar o tônus vagal do coração e pulmões e ajudar a controlar a duração das respostas autonômicas (Ulrich-Lai, & Herman, 2009).

Como a estimulação parassimpática resulta em uma resposta rápida e de curta duração, que se faz notar já no primeiro ou segundo batimento subsequente, os índices baseados na comparação da duração de dois ciclos adjacentes refletem predominantemente o tônus vagal. Já a estimulação simpática, por sua vez, tarda segundos para se manifestar. Após período latente, de cerca de 5 segundos, a FC vai aumentando gradativamente até atingir um estado estável, após 20 a 30 segundos aproximadamente (Malik & Camm, 1995).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Isto ocorre porque a norepinefrina, liberada pelas terminações simpáticas, é mais lenta do que a transmissão da acetilcolina, liberada pelas terminações vagais. A desigualdade entre as velocidades de transmissão de norepinefrina e acetilcolina, nas vias adrenérgicas e colinérgicas, resultam as diferenças na frequência de modulação do sistema simpático e vagal no nodo sinoatrial do coração (Task Force, 1996).

O balanço autonômico na regulação do SNA pode ser um indicador de distúrbios comportamentais ou psiquiátricos (Porges, 2003). Como o coração é duplamente inervado pelo SNA, o aumento relativo da atividade simpática é associado com aumento da FC e o aumento relativo da atividade parassimpática com a diminuição do batimento cardíaco. Sendo assim, quando aumenta a atividade simpática, diminui o espaço entre os batimentos cardíacos, contrariamente, quando aumenta a atividade parassimpática o intervalo entre os batimentos torna-se mais longo (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

### 2.1.2 Métodos de análise da VFC

Tradicionalmente, a análise da VFC é realizada no domínio da frequência, via análise espectral do batimento cardíaco em séries de tempo (intervalo RR) e no domínio do tempo, analisada em função do tempo de observação, extraindo índices estatísticos que não estão relacionados especificamente ao tamanho do ciclo (Sleight & Bernardi, 1998; Task Force, 1996).

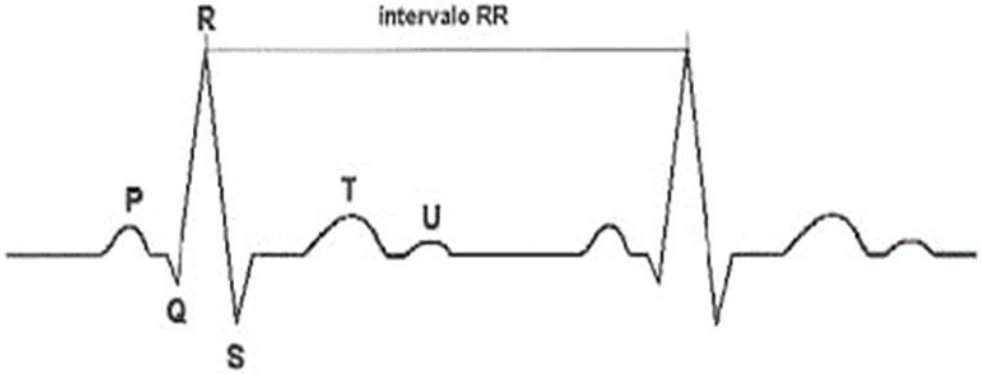
#### 2.1.2.1 Métodos lineais de análise da VFC

##### *2.1.2.1.1 Análise no domínio do Tempo*

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Para a análise da VFC No domínio do tempo, assim denominado por expressar os resultados em unidade de tempo (milissegundos), se mede cada intervalo entre cada onda R (no Eletrocardiograma, a primeira onda positiva do complexo ventricular) normal, em pulsações sinusais, durante determinado intervalo de tempo (normalmente 24 horas) e a partir daí, com base a métodos estatísticos ou geométricos, se calcula os índices tradutores de oscilações na duração dos ciclos cardíacos (Rassi Jr, 2002).

Figura 3 – Imagem de duas ondas consecutivas de ECG




Fonte: adaptado de Luay & Revett (2011).

Nota-se que o intervalo RR geralmente é fácil de detectar, representa a maior defecção positiva da onda e ocorre normalmente uma vez por batimento cardíaco

Uma elevação nos tônus vagal ou parassimpático freia a VFC, enquanto uma elevação no tônus simpático provoca um aumento na variabilidade do mesmo. Para obtenção das medidas de VFC no domínio temporal, cada complexo QRS do sinal ECG é detectado e os intervalos RR resultantes de sinusal são selecionados. Portanto, as medidas diretamente de intervalos de tempo, são denominadas RR (Wang & Wang, 2004).

Sendo assim, a análise da VFC no domínio do tempo refere-se a índices estatísticos derivados diretamente de medidas de intervalos RR normais (SDNN, SDANN e SDSSi) e das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes (pNN50 e rMSSD). Os índices diretos traduzem a variabilidade global e refletem a atividade parassimpática e simpática; já os obtidos das diferenças dos intervalos RR quantificam variações rápidas nos



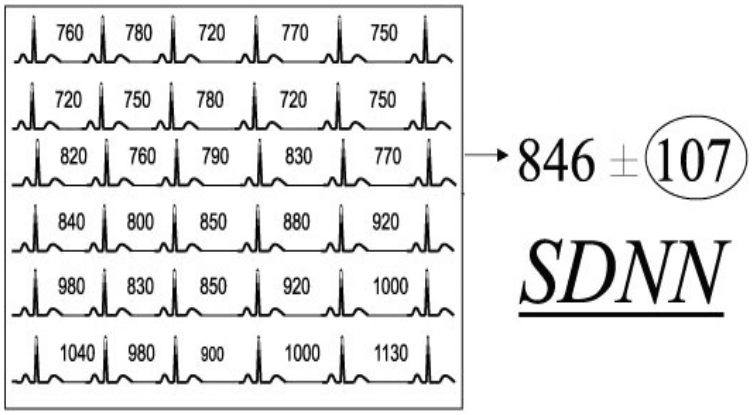
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

intervalos RR normais e, consequentemente, refletem a predominância do tônus vagal (TASK FORCE, 1996).

O SDNN, expresso em milissegundos, indica o desvio padrão da média dos intervalos RR de todos os batimentos normais consecutivos. É um índice matematicamente igual à potência total dos componentes de frequência, responsáveis pela variabilidade no período analisado. Isto é, a média dos desvios padrão em subsequentes intervalos NN de 5 minutos de duração, calculada em um período de 24 horas, no qual mede a VFC em ciclos de extensão inferiores a um período de 5 minutos (Wang & Wang, 2004).

A figura 4exemplifica o monitoramento da frequência cardíaca ao longo de determinado tempo. Os valores apresentados entre os complexos QRS são os tempos entre os intervalos RR e estão expressos em ms. Neste exemplo a média dos tempos entre os intervalos RR equivale a 846ms e o desvio-padrão a 107ms. O valor do desvio padrão, que representa a dispersão dos valores em torno da média, é o SDNN.

Figura 4 – SDNN




Fonte: Adaptado de Rassi Junior (2002).

Em termos estatísticos, as medidas comumente utilizadas se traduzem da seguinte maneira: rMSSD, raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças de sucessivos intervalos RR; NN50 o número de diferenças de intervalos NN consecutivos superior a 50 ms; pNN50 a proporção dada pela razão entre NN 50 e o número total de intervalos NN (WANG, Y., WANG, Q. J, 2004). O pNN50 equivale a 30%, ou seja, dos 10 intervalos RR

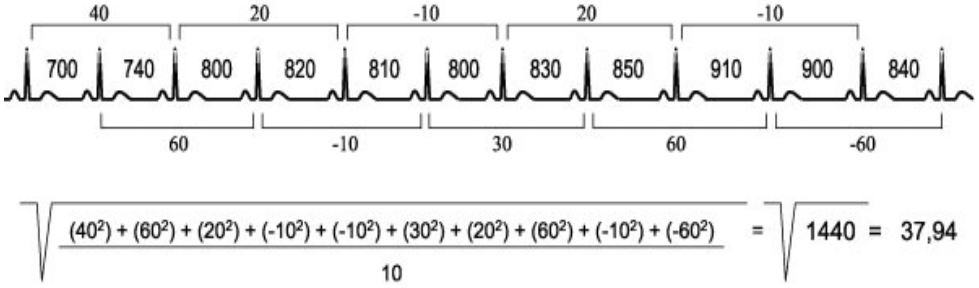


Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

adjacentes, apenas três (o 2º, o 8º e o 10º) apresentam diferença de duração superior a 50 ms.

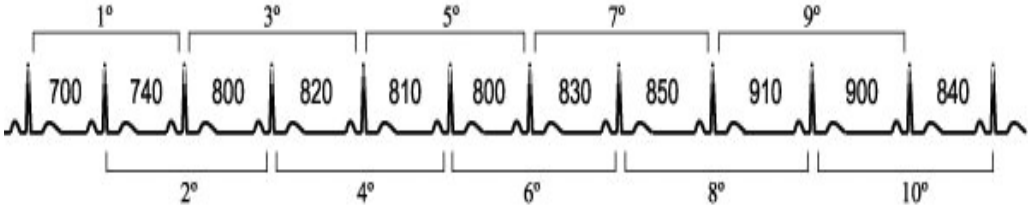
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 5 – RMSSD




Fonte: Adaptado de Rassi Junior (2002).

Figura 6 – pNN50

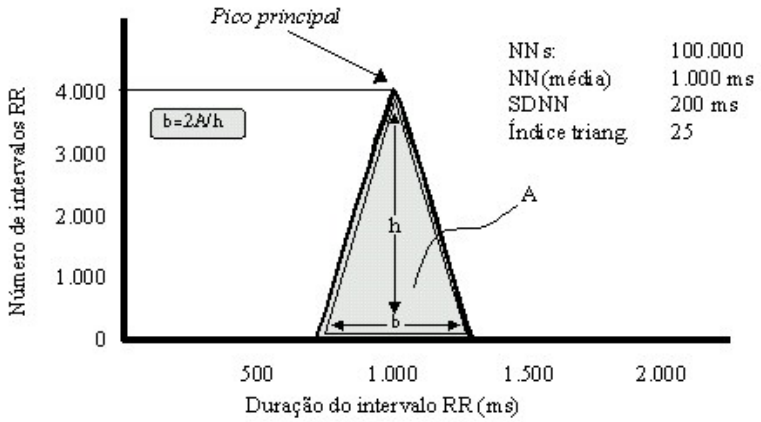



Fonte: Adaptado de Rassi Junior (2002)

O índice triangular é calculado a partir da construção do histograma de intervalos RR normais, que mostra no eixo horizontal todos os possíveis valores dos intervalos RR obtidos e no eixo vertical a frequência com que cada um deles ocorreu (Rassi Junior, 2002). Considerando-se que a união dos pontos das colunas do histograma forma uma figura semelhante a um triângulo, cuja largura da base expressa a variabilidade dos intervalos RR, um índice de VFC pode ser calculado levando-se em conta a área e a altura do triângulo.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 7 – Histograma do intervalo R-R




Fonte: Adaptado de Rassi Junior (2002).

A altura h corresponde ao número de intervalos RR com frequência modal, ou seja, aquele que apareceu mais vezes, ao passo que a área "A" corresponderá ao número total de intervalos – R utilizado para construí-la. Assim, o índice triangular da VFC, que correspondente à base do triângulo é obtido dividindo-se o número total de intervalos RR pela frequência modal dos mesmos (A/h). Este índice tem uma íntima correlação com o desvio padrão de todos os intervalos RR e não sofre a influência dos batimentos ectópicos e artefatos, pois os mesmos ficam fora do triângulo (Acharya *et al.*, 2006).

Tabela 1 – Índices de medida da VFC no domínio do tempo e da frequência

| ÍNDICE | UNIDADE | DEFINIÇÃO |
|---|---|---|
| SD | Ms | Desvio padrão de todos os intervalos RR. |
| RMSSD | Ms | Raiz quadrada da média das diferenças sucessivas ao quadrado, entre R-R adjacentes. |
| pNN50 | % | Percentagem das diferenças sucessivas entre os intervalos RR que são > 50 ms. |
| SD1 | Ms | Desvio padrão dos intervalos RR instantâneos |
| SD2 | Ms | Desvio padrão dos intervalos RR analisados em longo prazo. |
| HF | Hz ou ms² | Componente espectral de alta frequência(0,15 – 0,4 Hz). |
| LF | Hz ou ms² | Componente espectral de baixa frequência(0,04 – 0,15 Hz). |
| LF/HF | % | Relação entre os componentes LF e HF |

Fonte: Grupi (1998); Lima e Kiss (1999).



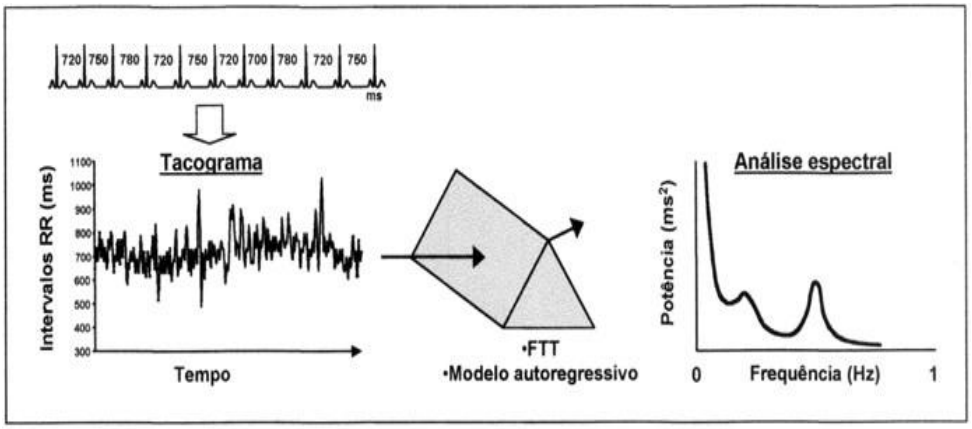
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Desta maneira, VFC apresenta-se dinâmica tanto na variação de estados fisiológicos quanto psicológicos. É a final resultante do ritmo integrando a atividade dos neurônios autonômicos e promove uma medida do sistema nervoso. De acordo com os métodos de domínio de tempo, todos os intervalos RR do complexo QRS resultam da despolarização do nódulo sinusal, ou seja, do local onde o batimento cardíaco instantâneo é detectado. O menor padrão de derivação do intervalo RR refere-se a menor VFC. O uso de técnicas de relaxamento, com adição de hábitos saudáveis resulta em menor pressão sanguínea, maior VFC e atividade simpática (Terathongkum & Pickler, 2004, Task Force, 1996).

*2.1.2.1.2 Análise no domínio da Frequência*

Os métodos no domínio da frequência permitem analisar individualmente o SNA simpático e parassimpático, em variação das situações fisiológicas e patológicas e sua relação com outros sistemas que interferem na VFC (Paulo & Farias, 2007).

Figura 8 – VFC no domínio da frequência




Fonte: Adaptado de Rassi Junior (2002).

A análise no domínio da frequência (PSD- Power Spectral Density) descreve as oscilações periódicas do sinal da VFC, decomposto em diferentes frequências e



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

amplitudes, o que permite obter a quantidade de variância (potência) atribuída a cada frequência (Task Force, 1996).

Para converter os dados no domínio do tempo para o domínio da frequência, faz-se necessária a utilização de fórmulas matemáticas, sendo que a mais utilizada é a denominada transformação de Fourier. No domínio da frequência, ainda é possível realizar a análise espectral da VFC pela análise de Wallet, pela técnica de Wigner-Ville ou pela transformação de Walsh (Task Force, 1996). Independente do modelo utilizado, a análise de VFC ocorre por diferentes bandas de frequência, às quais refletem a ação do sistema nervoso autônomo (Task Force, 1996).

O espectro da potência, tanto da série da variabilidade RR quanto do intervalo QT, consiste em bandas de frequência compreendidas num intervalo de 0 a 0,5 Hz. Registros eletrocardiográficos de pequena duração (5 minutos) são caracterizados pelos seguintes componentes de frequência: LF (baixa frequência, valores de 0,04 a 0,15 Hz); HF (alta frequência, valores de 0,15 a 0,4 Hz); VLF (frequência muito baixa, valores menores que 0,03 Hz) (Task Force, 1996; Sleight & Bernardi, 1998; Balocci *et al*., 2004).

Registros de longa duração incluem também os componentes ULF (Ultra Baixa Frequência, valores de 0 a 0,005 Hz). A ULF é mediada pela ativação simpática para a regulação do tônus vascular e da temperatura corporal (Lehrer, Vaschillo & Vaschillo 2000; Porges, 2001).

O elo respiratório com os batimentos cardíacos geralmente ocorre na faixa de frequência de 0.15 a 0.4 Hz em adultos saudáveis. As oscilações do batimento cardíaco são definidas como HF. Ainda assim, parece existir uma alta amplitude de oscilações na faixa de frequência não relacionadas com a respiração, a menos que a pessoa respire muito devagar nesta faixa de frequência. A atividade nesta banda de frequência é denominada LF e reflete tanto a atividade simpática como a parassimpática (Berntson *et al.*, 1997).

Portanto, a respiração gera alterações na frequência cardíaca geralmente na faixa de 0.15-0.4 Hz, que representa aproximadamente 9 a 24 respirações por minuto em adultos saudáveis. A LF corresponde a 3 a 9 respirações por minuto e representa uma alta amplitude da respiração, com ação tanto do nervo simpático quanto do nervo



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

parassimpático e é mediada pela ativação simpática para a regulação do tônus vascular e da temperatura corporal (Lehrer, Vaschillo & Vaschillo 2000; Porges 2001).

De acordo com Lherer, Vaschillo e Vaschillo(2000) a LF parece refletir a regulação dos tônus temporais e da temperatura corporal, sendo comumente referido como SDRR – desvio padrão do intervalo de tempo entre os picos R (Sharpley, Kamen, Galatsis, Heppel, Veivers & Claus, 2000). Como o componente LF é modulado por ambos os tratos do SNA, um aumento do componente LF pode ser considerado consequência da atividade simpática aumentada (Task Force, 1996; Sleight & Bernardi, 1998).

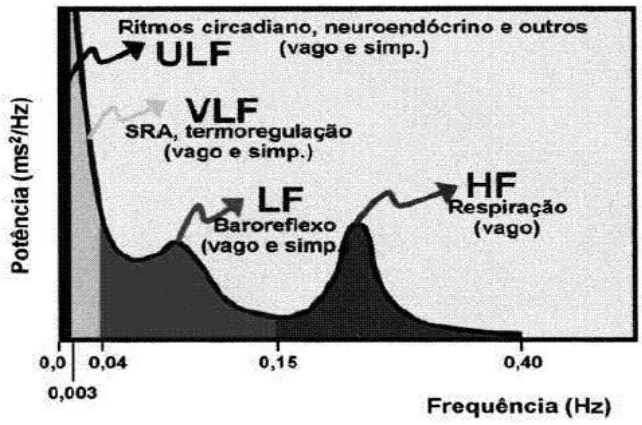
O componente HF é associado à atividade vagal. Esse componente é medido pelo sistema respiratório e é determinado pela frequência da respiração. O valor da frequência HF é a razão entre a frequência respiratória e o batimento cardíaco, o qual permanece relativamente estável com a respiração espontânea (Task Force, 1996; Sleight &Bernardi, 1998). A banda de frequência definida neste parâmetro geralmente corresponde à respiração normal. Esse índice da mediação vagal no controle cardíaco é comumente referido como SDDRR – o desvio padrão do total (delta) dos intervalos RR (Sharpley, Kamen, Galatsis, Heppel, Veivers & Claus, 2000), além de ser fortemente correlacionado com a medida no domínio do tempo rMSSD (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

Já para Terathongkum e Pickler (2004) no domínio da frequência, a componente HF está relacionada à VFC com arritmia sinusal respiratória (ASR) e é atribuída a atividade parassimpática. Este componente está relacionado com a atividade parasimpática, mas de algum modo, em contribuição com a atividade simpática.

A razão LF/HF reflete o balanço simpático vagal global. A componente ULF pode refletir ritmos circadianos neuroendócrinos (Stein & Kleiger, 1999). Já a componente de VLF pode representar a influência dos sistemas renina-angiotensina e vasomotor periférico (Akselrod *et al*., 1985).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 9 –Análise espectral da VFC




Fonte: Adaptado de Rassi Junior (2002).

2.1.2.2 Métodos não lineais de análise da VFC

Devido ao motivo de que os sinais de VFC são, em grande parte, não lineares e complexos, a utilização de estatísticas lineares não caracteriza a caoticidade destes sinais. Como os sinais de VFC são regulados por mecanismos complexo (SNA), presume-se que a VFC possua propriedades não lineares (Petkovic & Cojbašic, 2011; Petkovic, Cojbašic & Lukic, 2013). Os métodos não lineais se baseiam na teoria do Caos que diz que "os fenômenos são altamente irregulares, mas não ocorrem ao caso" (Huikuri *et al*., 1996). As limitações dos métodos não lineais estão em função da dificuldade na eleição do melhor modelo matemático para a representação do fenômeno, já que não se conhece o grau de liberdade das variáveis.

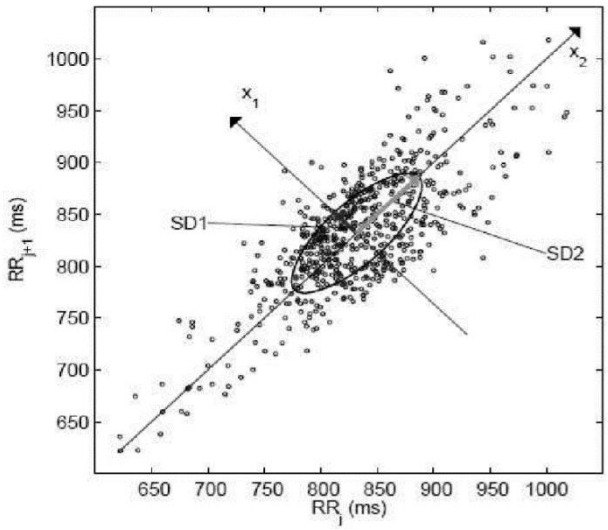
Um dos modelos matemáticos que vem sendo utilizado com muito sucesso é a extração da frequência respiratória do componente FC da VFC, a derivada da análise de Wigner Wille, ou a Pseudo Análise de Wigner Wille (SPWVD). A SPWVD é retirada por meio da análise do tempo, que varia de acordo com a janela derivada da frequência, o que reduz o erro de estimulação quando a frequência respiratória é uma medida não linear em função do tempo (Cirugeda, Orini, Laguna & Bailón, 2010).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

De acordo com Tulppo, Mäkikallio, Takala, Seppänen e Huikuri (1996) no domínio do tempo, a análise da VFC pode ser feita por meio do desvio padrão das variações pulsação a pulsação, dentro de um período definido de tempo, obtido pelo intervalo RR. Aqui, a VFC pode ser analisada por meio da Plotagem de Pointcaré, no qual, os intervalos RR são plotados em função do intervalo RR precedente. A Plotagem de Pointcaré é um método estatístico da medida do desvio padrão dos sucessivos intervalos RR para quantificar os dados da VFC e pode atuar como o reflexo do nível da dominância simpática versus parassimpática no batimento cardíaco (Sharpley, Kamen, Galatsis, Heppel, Veivers & Claus, 2000). Na Plotagem de Pointcaré o desvio padrão instantâneo dos intervalos RR é denominado de SD1 e representa a modulação parassimpática (Tulppo, Mäkikallio, Takala, Seppänen & Huikuri, 1996).

Figura 10 – Plotagem de Pointcaré




Fonte: Tarvainen e Niskanen (2008).

De acordo com Tulppo, Mäkikallio, Seppänen, Laukkanen e Huikuri (1998) um aumento na dispersão dos intervalos RR batimento a batimento é observado com aumento nos intervalos RR, característica de uma plotagem normal, produzindo uma plotagem de Pointcaré em forma de cometa. Porém, traçados com redução acentuada da VFC irão gerar padrões mais compactos, semelhantes a um torpedo quanto à sua forma. Além disso,



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

intervalos RR medidos de maneira incorreta são facilmente identificados, pois se apresentam bem distantes do eixo central. Como o comprimento é influenciado pelos valores extremos dos intervalos RR medido, existe boa correlação de SD2 com os índices que traduzem a variabilidade global, simpática e parassimpática (SDNN e SDANN).

Já a largura da plotagem, representada por SD1, depende fundamentalmente das diferenças entre os intervalos vizinhos, apresentando melhor correlação com os índices tradutores de variabilidade de curta duração (rMSSD e pNN50), predominantemente parassimpática (Tulppo, Mäkikallio, Seppänen, Laukkanen & Huikuri, 1998).

Uma limitação do método é que ele não traz nenhuma informação sobre a densidade da plotagem, o que significa dizer que o número de pares de intervalos RR, correspondentes ao mesmo ponto no mapa de coordenadas cartesianas, não é conhecido. Desta maneira, é possível que traçados com diferenças significativas na VFC apresentem padrões semelhantes de plotagem de Pointcaré (Vanderlei, Pastre, Hoshi, Carvalho & Godoy, 2009; Task Force, 1996).

Em um estudo realizado por Tulppo, Mäkikallio, Takala, Seppänen e Huikuri (1996) observou-se uma redução progressiva do SD1 durante doses incrementais do bloqueador vagal atropina. Dessa forma, o SD1 está sendo adotado como indicativo da modulação vagal. O índice SD2 representa o desvio padrão dos intervalos RR em longo prazo e representa a participação vagal e simpática sobre o coração (Tulppo, Mäkikallio, Takala, Seppänen & Huikuri,1996).

SD1 é a linha vertical lk=lk+1 e no eixo longitudinal e o SD2 é paralelo a linha lk=lk+1. O SD1 descreve a variabilidade de curta duração e o SD2 a variabilidade de longa duração. O SD1 é tanto influenciado pelo simpático quanto pelo parassimpático, enquanto o SD2 é influenciado apenas pelo SNP. (Petkovic & Cojbašic, 2011; Petkovic, Cojbašic & Lukic, 2013).

Tochi (*et al*., 1997) demonstraram que o produto SD1 x SD2 é um índice sensível da função cardíaca parassimpática, o qual não é afetado pela atividade simpática. Como, por meio deste produto (SD1 x SD2) é possível obter-se uma ampla gama de valores, um logaritmo foi utilizado para simplificar a medida estatística desta análise. Nesta mesma



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

linha, o componente $\log_{10}$ (SD1 x SD2) é influenciado apenas pela atividade vagal. Este autor nomeou essa medida como Índice Cardíaco Vagal (CVI).

A razão SD1/SD2 da função cardíaca simpática não é afetada pela atividade vagal, sendo assim, este índice é denominado Índice Cardíaco Simpático (CVS). Deste modo, CVI e o CVS são índices que indicam função vagal e simpática separadamente (Petkovic & Cojbašic, 2011; Petkovic, Cojbašic & Lukic, 2013).

Estes dois índices têm sido relatados como os mais fidedignos, frente aos outros métodos. Che-Wei Lin, Jeen-Shing Wang e Pau-Choo Chung (2010) desenvolveram esta metodologia para respeitar, de maneira minuciosa, os parâmetros fisiológicos da análise da VFC. Para estudar a validade destes índices, Toichi, Sugiura, Murai e Sengoku (1997) examinaram mudanças nessas métricas durante bloqueadores simpático e parassimpático durante a repouso supinado, estresse aritmético, sentado e em pé. O CVI não foi afetado durante o bloqueador simpático com propranolol e decresceu significativamente com o bloqueador parassimpático atropina. O CSI, em contraste, foi significativamente menor durante o bloqueador simpático.

O trabalho de Petkovic e Cojbašic (2011) relacionou os índices referentes ao SNA (LF, HF, e LF/HF) e os índices que qualificam a não linearidade e caoticidade do sinal de VFC (CVI e CVS). Segundo estes autores, estes índices oferecem mediadas fidedignas e com oscilações mais aceitáveis, quando comparado a outros índices estatísticos. Já o estudo, realizado em 2013 por Petkovic; Cojbašic e Lukic (2013) dividiu os ramos dos SNA, separando-os em CVI e CVS, para ver qual desses ramos (simpático ou parassimpático) afetava de maneira mais efetiva a VFC. Para estes autores os índices CVI e CVS podem ser utilizados como base de trabalho para várias investigações a respeito da influência do SNA na VFC.

Ainda assim, alguns estudos recentes apresentam uma alternativa para implementar o poder espectral da VFC baseada em métodos de autorregressão (AR). Uma das vantagens deste método é que permite análises em períodos de menos de 5 minutos, além disso, analisa pequenas e rápidas mudanças do SNA (Petkovic & Cojbašic, 2011).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

2.2 MODELOS TEÓRICOS DA NEUROFISIOLOGIA

### 2.2.1 Teoria Polivagal

Por meio evolucionário, o sistema nervoso dos mamíferos surgiu com características específicas neuronais e comportamentais que reagem aos desafios para manter a homeostase visceral. Essas reações mudam o estado fisiológico e limitam a sensação de perigo, comportamentos motores e a atividade cognitiva. O contexto ambiental também pode influenciar o estado neurocomportamental que, por sua vez, pode limitar a capacidade dos mamíferos de lidar com a situação. De acordo com a filogenética os mamíferos, especialmente primatas, desenvolveram uma organização funcional organizacional que regula os comportamentos sociais e defensivos, o que traz suporte ao comportamento social (Porges, 2003).

A Teoria Polivagal descreve as mudanças filogenéticas na regulação neural da função autonômica para manter comportamentos adaptativos. Propõe ainda, a hierarquia de estados autonômicos organizados filogeneticamente. Cada estado descrito na teoria, é ligado um diferente sistema de feedback neural, no qual o nervo vago está incluído (Porges, 2003).

Segundo Porges (1995) a teoria é baseada na análise comparativa de neuroanatomia e neuroembriologia. Propõe que os mamíferos têm dois sistemas vagais: o sistema "*neo mamalio*" e um sistema mais vegetativo que é o "*reptiliano",* controlados por diferentes núcleos medulares. O primeiro é controlado pelo núcleo ambíguo e o segundo, mais vegetativo, é controlado pelo núcleo motor dorsal.

Estes dois sistemas exercem diferentes respostas estratégicas. No núcleo ambíguo o sistema vagal é mielinizado e exerce um rápido ajuste a produção metabólica por meio da regulação da FC, via nodo sino atrial. Geralmente é observada uma rápida retirada vagal, acompanhada por uma aceleração simultânea na FC. Já o núcleo motor dorsal não é



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

mielinizado e aparentemente tem pouco impacto na potência cardíaca na maioria das situações (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

A importância da Teoria Polivagal está no fato de que ela propõe que os estados limitam uma gama de experiências psicológicas e de comportamento. Neste contexto, a evolução do sistema nervoso determina uma gama de expressões emocionais, capacidade de comunicação e habilidade de regular o estado corporal e comportamental. Ou seja, esta teoria liga a evolução do SNA a experiências afetivas, expressões emocionais, gestos faciais, comunicação verbal e um contingente de comportamento social. Esta teoria é baseada na distinção neurofisiológica e neuroanatômica entre os dois ramos do vago e propõe que cada ramo suporta uma estratégia adaptativa diferente (Porges, 2003).

Quanto maior a influência cárdio inibitória no nervo vago, mais irá aumentar e diminuir o ritmo no padrão do batimento cardíaco. As mudanças rápidas no batimento cardíaco são primariamente controladas pelo nervo vago. Os nervos vagos eferentes mielinizados fazem sinapse com o nodo sino atrial e têm um ritmo respiratório. Este ritmo aumenta e diminui a atividade cárdio inibitória através do nervo vago, o qual produz um ritmo respiratório conhecido como ASR (Porges, 2003). Com isso, o nervo vago é evidenciado como uma parte integral do sistema cérebro-coração e a mediação vagal da VFC parece ser o meio capaz de prover informações avaliáveis a respeito do funcionamento deste sistema (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

Segundo Porges (1995), a desaceleração cardíaca durante o reflexo orientado pode ser parcialmente mediada pela cessação do ASR, pois a ASR reflete o processo pelo qual a influência vagal é mediada pelo coração. Durante este reflexo orientado, a modulação cardíaca é ausente, sendo assim, aumenta a influência vagal no tônus do batimento sobre o coração e, consequentemente, produz a desaceleração do batimento cardíaco. Este autor ainda cita que ASR e o controle do tônus vagal são efetuados por diferentes centros do sistema cerebral: o núcleo ambíguo e o núcleo dorso motor respectivamente. Para Quintana, Guastella, Outhred, Hickie e Kemp (2012) a importância da Teoria Polivagal é a influência bidirecional no cérebro e no corpo.

A Teoria Polivagal ainda enfatiza a importância da evolução como um princípio organizacional, que forma tanto a estrutura de sistema nervoso quanto à adaptação do



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

comportamento social. Nesta, há um reconhecimento a respeito da importância dos nervos aferentes vagais na regulação das maiores estruturas cerebrais. Esta teoria foi construída em recentes achados de MacLean (1990) e foca na ligação entre mudanças filogenéticas na regulação neuronal do estado visceral. Pelo motivo de não existir medidas não invasivas diretas do sistema nervoso, especialmente do cérebro, pesquisadores intuitivamente monitoraram a função autonômica como um índice não invasivo de regulação neural do estado visceral (Porges, 2003).

Em um nível básico, o sistema regulatório vagal inclui um feedback negativo da periferia que viaja através das partes aferentes vagais para a fonte do núcleo modulatório, que baseado na qualidade do sinal aferente, regula o fluxo de fora, ou seja, das partes eferentes vagais, diretamente para os órgãos destinados. Com isto, este sistema por meio do monitoramento do estado visceral, ajusta o fluxo eferente para manter a homeostase fisiológica (Porges, 2003).

A fonte do núcleo vagal aferente é o núcleo do trato solitário. Este núcleo modulatório tem um papel importante na regulação do estado comportamental, respiração e pressão sanguínea, além de convergir informações para estruturas superiores do cérebro. O núcleo do trato solitário recodifica a informação sensória advinda por três vias primárias: o*feedback*da regulação periférica; projeções diretas na formação reticular da medula e projeções ascendentes da porção anterior do cérebro, primordialmente do Núcleo Parabranquial e do *Lócus Coeruleus*. O Núcleo Parabranquial e o *Lócus Coeruleus* enviam confecções diretas para todos os níveis da porção anterior do cérebro (hipotálamo, amídala e regiões do tálamo que controlam a insula e a órbita frontal e os córtex pré-frontal) que são áreas implicadas com as desordens neuropsiquiátricas (Porges, 2003).

### 2.2.1.1 Aplicações clínicas da Teoria Polivagal

O tônus cardíaco vagal é um constructo que descreve a reação funcional do sistema cerebral e o coração. Durante estados de pouca demanda ambiental (sono, estados de calma) o tônus vagal mantém uma homeostase fisiológica para promover o crescimento



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

e a restauração. Durante estados caracterizados por desafios ambientais, o nervo vago age como um freio para rapidamente regular a potência cardíaca e a produção metabólica (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

A teoria enfatiza que o comportamento social é limitado pelo estado fisiológico. Os comportamentos de mobilização ou imobilização podem ser estratégias adaptativas para desafios pessoais. Possivelmente os estados de calma podem ser potencialmente positivos para o comportamento social, estimulando e exercendo a regulação neural do Social. Esta perspectiva ou paradigma de intervenção foca no quanto, de maneira espontânea e positiva, o comportamento social é dependente do estado fisiológico, em contraste do mais comum que é comportamento administrado e bioquímico, por intervenções estratégicas (Porges, 2003).

Porges (2007) propõe que o SNA dos mamíferos tem evoluído para dar suporte à evolução, reprodução e ao comportamento social entre as espécies. Uma característica importante desta teoria é a influência do cérebro no corpo (por meio do núcleo ambíguo) e do corpo no cérebro (via *feedback* aferente do trato solitário) sendo desta maneira, bidirecional. O desenrolamento mais recente do SNA na filogenética foi à mielinização do nervo vago, que facilita o engajamento com o meio ambiente por meio da influência inibitória do nodo sinoatrial. Ou seja, quando a pessoa é ameaçada, o tono vagal é inibido, engajando uma série de respostas adaptativas para sua sobrevivência (por exemplo, aumento do fluxo sanguíneo). Já na situação contrária, o nervo vago é ativado, promovendo as funções homeostáticas.

Para manter a homeostase fisiológica, sensores originários de órgãos periféricos (quimiorreceptores e barroceptores originários do sinus carótido) convergem à informação considerando o status fisiológico, enquanto as partes motoras (vagal e partes simpáticas) mudam os impulsos provenientes dos órgãos periféricos. As partes sensórias originárias dos órgãos viscerais originam-se da periferia e geralmente terminam nas áreas cerebrais, muitas das partes motoras originam-se na periferia e terminam na periferia (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

Existem características comportamentais ligadas à regulação neural dos músculos estriados da face, através de inervações viscerais eferentes especiais (componente



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

somatomotor do Sistema de Engajamento Social). O autismo é associado com disfunções em órgãos determinados (como o coração) regulados por partes eferentes vagais. Os neurônios eferentes vagais exercessem uma poderosa influencia regulatória em vários sistemas incluindo visceral (Porges, 2003).

Segundo esta teoria, o autismo e outras desordens psiquiátricas, estão associadas a estados autonômicos que retiram o indivíduo do contato social direto, adotando estratégias adaptativas de defesa (luta ou fuga) ou imobilização (desligamento) (Porges, 2003). Quando o marcapasso do tônus vagal é alto, o vago atua como freio, diminuindo o batimento cardíaco. Já quando o marcapasso do tônus vagal é baixo, existe uma pequena ou nenhuma inibição do marcapasso e o batimento cardíaco aumenta (Porges, 2003).

O freio vagal prove um mecanismo para interagir com os objetos e com as pessoas. Além disso, prove um mecanismo neurofisiológico que pode promover o desenvolvimento apropriado do comportamento social (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

De acordo com a Teoria Polivagal, por meio do processo da evolução, o núcleo cerebral se tornou integrado com os músculos da face e da cabeça, promovendo um substrato neurofisiológico para o engajamento e integração social. Com isto, a alta VFC reflete um estado psicofisiológico compatível com a interação social (Porges, 2003).

Durante períodos de desligamento ou imobilização, a teoria propõe que a regulação cortical desses neurônios motores é realizada por sistemas filogenéticos mais simples. Quanto mais primitivo o sistema, mais dependente é de mecanismos cerebrais que têm por função manejar a sobrevivência, por meio de estruturas subcorticais, as quais envolvem recursos metabólicos, que por sua vez, promovem mobilização (luta ou fuga) ou conservam os recursos metabólicos de sobrevivência por meio da imobilização (congelando, fingindo de morto). A percepção do indivíduo em relação ambiente social vai determinar a maneira como este vai reagir em relação a uma demanda de comportamento (Porges, 2003).

O ramo cardíaco do vago, mesmo sendo um componente do SNA, pode ser definido como um sistema de *feedback*, pois contém os requisitos compostos pelas partes



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

aferentes e eferentes. O núcleo ambíguo do sistema vagal trabalha tanto servindo as demandas internas viscerais como respondendo as demandas externas (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

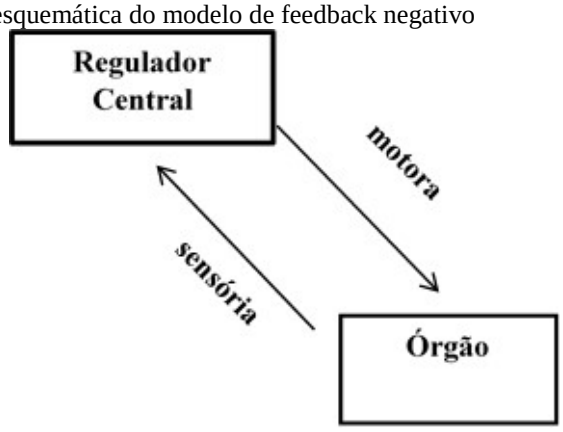
Segundo Porges (2003) Darwin demonstrou em *"The expression of Emotions in Man and Animals"* a importância da comunicação bidirecional neural entre o coração e o cérebro através do nervo "pneumogástrico", hoje conhecido como nervo vago. Ainda de acordo com este autor, as contribuições de Darwin foram importantes porque enfatizaram dois pontos:

a) o*feedback* aferente do coração para o cérebro por meio do nervo vago era independente da medula espinhal e do sistema nervoso simpático;

b) o vago tem uma função regulatória na expressão das emoções.

A descrição Darwiniana enfatiza a comunicação bidirecional entre o sistema nervoso central e periférico e assume o nervo vago como uma parte importante no sistema de feedback (Porges, 2003).

Figura 11 – Representação esquemática do modelo de feedback negativo




Fonte: Adaptado de Porges, Doussard-Roosevelt, Portales e Greenspan (1996).

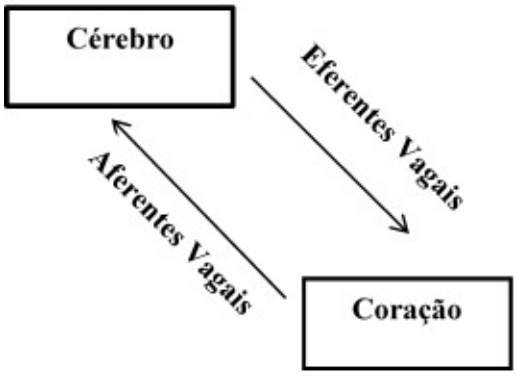
Figura 11 mostra a primeira camada do modelo, que é uma modificação do sistema básico de feedback negativo. O sistema regulador central consiste em dois núcleos no cérebro, o núcleo ambíguo, o núcleo trato solitário e a conexão interneural entre eles. O nervo vagal eferente no coração origina-se no núcleo ambíguo e o nervo vagal aferente do

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

coração termina no núcleo trato solitário (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 12 – Representação esquemática do modelo de feedback negativo para o controle vagal do coração.



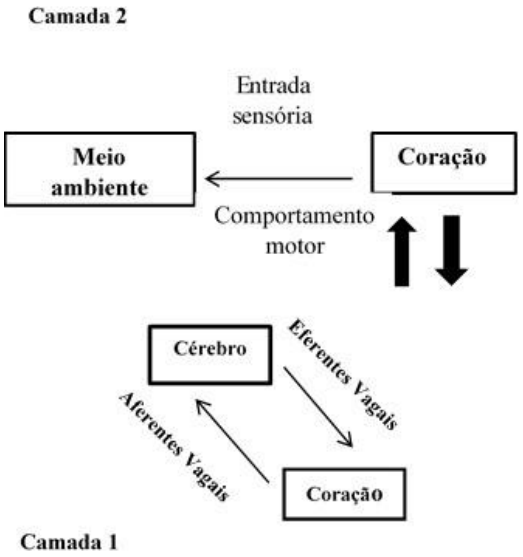

Fonte: Adaptado de Porges, Doussard-Roosevelt, Portales e Greenspan (1996).

O nervo vago prove uma conexão bidirecional entre o cérebro e o coração. As duas vias vagais de conexão entre cérebro e coração habilitam o cérebro a regular e monitorar os batimentos cardíacos e o output cardíaco. A partir destes modelos de feedback negativo, as partes eferentes contribuem para a homeostase provendo um feedback negativo, seguindo a interpretação cerebral do estado cardíaco das partes vagais aferentes (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

A segunda camada da regulação vagal requer mudanças no tônus vagal que modulam a potência cardíaca para corresponder às necessidades metabólicas determinadas pelos desafios ambientais. É caracterizada pela inibição cortical das estruturas cerebrais que controlam a potência vagal para o coração. A segunda camada ainda regula a produção metabólica por meio da inibição do tônus vagal, o que aumenta o batimento e a potência cardíaca para prover as demandas metabólicas do comportamento motor. Para aumentar a produção metabólica, as estruturas corticais inibem o suporte vagal das funções homeostáticas. Para diminuir a produção metabólica, as estruturas corticais desinibem as estruturas cerebrais que regulam a potência vagal, a potência vagal aumenta como meio de aumentar o suporte das funções homeostáticas (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 13 – Representação esquemática do modelo de feedback negativo de duas camadas.




Fonte: Adaptação de Porges, Doussard-Roosevelt, Portales e Greenspan (1996).

Essa dependência das funções da camada 2 (interações comportamentais com meio ambiente) com camada 1 (homeostase) requer comunicação neuronal bidirecional entre estruturas corticais e cerebrais. A figura ilustra interação dinâmica entre estruturas corticais e cerebrais para monitorar e regular o tônus visceral e a produção metabólica. A interação funcional entre estas duas camadas promove um mecanismo neuropsicológico que é capaz de aumentar como a potência cardíaca para suportar o comportamento de luta ou fuga ou diminuir a potência cardíaca para uma situação de calma e tranquilidade (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

Este modelo de duas camadas é um modelo hierárquico, onde a prioridade é responder as demandas da segunda camada. Entretanto, se a primeira camada não está funcionando adequadamente, a regulação da homeostase para maximizar os processos que dão suporte a vida como digestão, termorregulação e oxigenação não terrão energia para o funcionamento da segunda camada (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

### 2.2.2 Modelos de Integração Neuroviceral

> De acordo com Darwin no "Origem das Espécies", não é a mais forte das espécies que sobrevive; nem a mais intelectual das espécies que sobrevive; mas àquela que é mais apta a se adaptar as mudanças do ambiente em que se encontra. (Meggingson, 1963, p. 4).

Outro relevante modelo para entender a relação do SNA com a integração social é o Modelo de Integração Neuroviceral (Thayer & Lane, 2000). Segundo este modelo, são as estruturas neurais que dão o suporte e a flexibilidade do comportamento em corresponder às demandas ambientais. Em outras palavras, o Modelo Neuroviceral identificou a flexibilidade a rede de trabalho cerebral associada à autorregulação e adaptabilidade. (Thayer & Lane 2000). Como a VFC está relacionada à cognição social, juntas a Teoria Polivagal e o Modelo Neuroviceral enfatizam a importância do SNA no reconhecimento da emoção (Quintana, Guastella, Outhred, Hickie & Kemp, 2012).

O Modelo Neuroviceral dá ênfase na parte inibitória do córtex pré-frontal e enfatiza a relação da VFC com a cognição. Isto porque o córtex pré-frontal conduz a desinibição do núcleo central da amídala e dos circuitos cardioaceleradores da medula. O córtex pré-frontal ainda induz ao aumento do batimento cardíaco e diminuição da VFC (Quintana, Guastella, Outhred, Hickie & Kemp, 2012). A redução da VFC por sua vez, está associada a um grande número de desordens mentais, assim com déficits de cognição social, segundo dos resultados do estudo de Quintana, Guastella, Outhred, Hickie e Kemp (2012).

A adaptação aos desafios do meio ambiente é moldada por muitas fontes: fisiológica, comportamental, cognitiva, social e ambiental (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012). A motivação por trás disso está no estudo de sistemas dinâmicos complexos, onde sistemas com múltiplos processos se influenciam mutuamente. Quando determinados processos impedem mutuamente os outros, o sistema como um todo, tende a oscilar espontaneamente em vários estados (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Entretanto, estes sistemas podem também tornar-se desbalanceados e um processo, em particular, pode dominar o comportamento total do sistema, tornando-os não responsivos a uma gama de impulsos normais. Com isto, um sistema balanceado saudável é aquele que é capaz de responder adequadamente as demandas físicas e ambientais (Thayer, 2006).

Um sistema que está bloqueado em um padrão particular é desregulado. Este é o motivo pelo qual os batimentos cardíacos de um coração saudável oscilam espontaneamente, enquanto um coração doente não mostra variabilidade sob certas condições. Este sistema de funções atua tanto para acessar o meio ambiente, quanto para se proteger de uma ameaça e preparar o organismo para, de uma maneira segura, realizar uma ação. Além disso, este sistema monitora a relação entre o meio ambiente e o processo de homeostase interna para gerar estados motivacionais e ajustes fisiológicos adaptativos (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

Neste contexto, VFC talvez seja mais do que somente um índice da função do coração, pois ela provê um índice do grau de integração do sistema cerebral, para regular a adaptação, o que promove um controle flexível sobre a periferia. A VFC ainda serve como uma medida fácil para os impulsos da rede de trabalho cerebral, que traz uma informação avaliável sobre a capacidade de o organismo efetivar uma função, em um ambiente complexo (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

O córtex pré-frontal reflete a atividade da VFC por meio da modulação do ramo parassimpático do SNA (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009). A parte medial do córtex pré-frontal é uma importante parte da integração central do sistema, pois tem um papel crítico na representação interna e externa do contesto cerebral e utiliza os dois tipos de informação para regular o comportamento e a fisiologia periférica (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

O córtex pré-frontal em condições de incerteza ou ameaças se torna hipoativo, o que permite um aumento da atividade fisiológica (desinibição). Isto porque este estado hipoativo do córtex pré-frontal é associado com a desinibição de circuitos simpático excitatórios que são essenciais para mobilização de energia (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012)



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Estudos demonstraram que a parte ventromedial do córtex pré-frontal é uma importante região do cérebro para fazer decisões vantajosas a longo tempo. Um dano nesta parte nos adultos resulta em comportamentos impulsivos, socialmente inapropriados, enquanto deixa a parte intelectual e de habilidades intactas (Damásio, 1994).

Estados importantes psicopatológicos são associados com a hipoatividade do córtex pré-frontal como ansiedade, depressão, estresse pós-traumático e esquizofrenia. Nestes casos, a hipoatividade do córtex pré-frontal e os processos inibitórios neurais, refletem uma ambientação pobre aos estímulos neutros e uma falha no reconhecimento de sinais seguros (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

Já os neurônios da amídala, estão associados tanto a estímulos negativos quanto positivos, o que pode trazer uma vantagem evolucionária nas reações de "luta ou fuga", como também respostas incertas que tendem a priorizar os estímulos negativos vindo do ambiente (Thayer & Lane, 2000). Uma amídala hiperativada produz uma predisposição a uma percepção crônica de ameaça, que está associada com uma desregulamentação da integração periférica do cérebro. Tal fator reduz os níveis de complexos nervosos e diminui a VFC (Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012).

Para que a VFC possa ser considerada um marcador de estresse, tem que estar atrelada a percepções de ameaça ou segurança. Essas percepções e as subsequentes ações que as seguem são de extrema importância para sobrevivência da espécie. Neste contexto, foi sugerido que os circuitos da amídala figuram de forma proeminente na detecção de estímulos biologicamente relevantes, que possam ser aversivos ou apetitivos (Belova, Parton, Morrison & Salzman, 2007).

Respostas emocionais adequadas representam uma resposta integrada ótima de uma conjunção de estruturas comportamentais, de maneira na qual o comportamento e o gasto energético são medidos para adequarem-se as demandas. Diferença entre VFC de repouso tem sido associada com diferenças na regulação emocional. Foi demonstrado que pessoas com altos índices de VFC, comparado àquelas com baixos índices de VFC, produzem respostas apropriadas para o contexto emocional (Tahyer & Lane, 2000).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Ainda assim, a habilidade de regular a emoção está intimamente relacionada com a flexibilidade em moldar a percepção e o processo cerebral afetivo, em resposta a mudanças de contexto. Emoções representam constructos da percepção do indivíduo, particularmente relevante, da integração do meio ambiente, incluindo não apenas desafios e ameaças, mas também a habilidade de responder a elas (Fridja, 1986). Com isto, indivíduos que tem uma grande habilidade em regular a emoção, apresentam autos níveis de VFC em repouso (Thayer & Lane, 2000).

### 2.2.3 Respiração e controle da emoção

A respiração é um poderoso modulador da VFC atuando no SNA sob o ramo parassimpático, com isto, anormalidades na modulação respiratória podem frequentemente indicar disfunção autonômica (Bernardi, Porta, Gabutti, Spicuzza, & Sleight, 2001; Sleight &Bernardi, 1998).

A atividade respiratória é acompanhada pela pressão arterial e pela flutuação dos períodos cardíacos. Descargas rítmicas em fase com a respiração são descritas nos fluxos simpático e vagal: de maneira similar, um ritmo mais lento em ressonância com as ondas vasomotoras é encontrado nas descargas eferentes simpáticas e vagal (Massilliane, Pagani, Lombardi, & Cerutti, 1991).

Segundo Gilbert (2003) existe uma evidência que padrões de respiração normalizados podem oferecer ajuda em casos de hipertensão, angina, doença pulmonar obstrutiva crônica e reabilitação cardíaca. Isto porque a VFC está ligada ao balanço autonômico, os dois ramos do SNA alternam o controle do coração em linha com as fases do ciclo respiratórios.

Portanto, existe uma ligação entre o sistema respiratório e cardiovascular fazendo com que a VFC seja um exemplo típico de sistema caótico, como é demonstrado no fenômeno da Arritmia Sinus Respiratória (ARS) (Fang, *et al*., 2008). Mesmo em condições não patológicas, a VFC pode ser influenciada por atividade de diferentes padrões de



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

respiração (Bernardi, *et al*., 2000). As alterações produzidas pela atividade respiratória (ASR.) ocorrem periodicamente ao longo do dia e da noite (Wang & Wang, 2004). Sendo assim, a ASR pode ser entendida como a modulação do batimento cardíaco em sincronia com a respiração, o que permite a estimulação do componente HF, da frequência respiratória (Cirugeda, Orini, Laguna & Bailón, 2010).

A ASR é um fenômeno determinado principalmente pela atividade vagal, praticamente independente a pressão sanguínea. As frequências específicas da amplitude do ASR são baseadas na quantidade de uso que é feito de acetilcolina, a qual depende da duração das fases respiratórias (Krasnikov, *et al*., 2013). Por este motivo, Eckberg (1997) propôs o uso da ASR como uma medida da atividade parassimpática em seres humanos.

Em outras palavras, ASR é a variação da frequência cardíaca associada com a respiração (Lehrer, Vaschillo & Vaschillo 2000; Lin*et al*., 2012; Vaschillo, Vaschillo & Lehrer, 2006). Já para Cirugeda, Orini, Laguna e Bailón(2010), a ASR é a modulação do batimento cardíaco em sincronia com a respiração e permite a estimulação da frequência respiratória do componente HF. Para Porges (1986) a ASR é a variação dos batimentos cardíacos, acompanhada com a respiração, os quais aumentam durante a inalação e diminuem durante a exalação.

Este mecanismo reflete a integração complexa do mecanismo respiratório central, incluindo sinais autonômicos aferentes, fluxo eferente do sistema cerebral e mecanismos respiratórios do tórax. É dependente da frequência e da amplitude da respiração, assim como assinala estados autonômicos do organismo (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009). Porges (2007) propõe que a supressão do ASR reflete uma orientação adaptativa e esforços regulatórios em resposta a eventos emocionais desafiadores.

Segundo Lherer, Vaschillo e Vaschillo(2000) a respiração na frequência de ressonância estimula o baroreceptor, produzindo alta amplitude da frequência cardíaca devido as características de ressonância do sistema cardiovascular. Por este motivo, o autor Karemaker (2009) considera a ARS como um reflexo conduzido por mecanismos baroreceptores.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

A ASR na puberdade tende a influenciar o desenvolvimento físico na estabilidade da interação cardiovascular (Unbehaun *et al.,* 1996). Porges (1995) utilizou o ASR de descanso e a regulação da ASR, em relação a uma bateria de testes da função cognitiva de crianças em idade escolar. Para este autor, ASR representa a flutuação rítmica do coração durante a respiração espontânea e é considerado um índice de impacto na modulação do nervo vago sobre o coração. Para Staton, El-Sheikh e Buckhalt (2008) o ASR é um índice apropriado da atividade vagal para pesquisas que são normalmente desenvolvidas em crianças.

O ASR normalmente diminui o stress e indica que o sujeito necessita de mais atenção na tarefa (Porges, 2007). Staton, El-Sheikh e Buckhalt (2008) utilizaram o *Woodcock-Johson III Test of Cognitive ability* (WJ III) (Woodcock, Mcgrew; Mather, 2001) em crianças de 6 a 3 anos, para relacionar a ASR com a atividade cognitiva. Neste estudo, o maior índice do ASR basal foi associado aos maiores índices de performance cognitiva na escala de WJ III. E ainda, quanto maior ASR, maior habilidade intelectual, melhor tempo de reação e rapidez de processamento na escala de WJ III. O que fez os autores concluírem que crianças com maiores índices de ASR basal realizaram melhor as tarefas de habilidade intelectual de maneira geral, ou seja, apresenta maior rapidez de processamento, melhor memória de trabalho, mais eficiência cognitivo e melhor tempo de reação (Staton, El-Sheikh & Buckhalt, 2008).

## 2.3 COERÊNCIA EMOCIONAL

Os sentimentos que experimentamos como "negativos" são indicativos de estados corporais, nos quais “processos de vida batalham para encontrar balanço e podem estar, até mesmo, caoticamente fora de controle*”* (Damásio, 2003 p.131). Por outro lado, os sentimentos que são experienciados como “positivos” refletem estados corporais nos quais a regulação dos processos vitais torna-se eficiente, ou seja, em estado ótimo, livre, fluido e fácil (Damásio, 2003).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

As dinâmicas da VFC são particularmente sensíveis a mudanças no estado emocional, nas quais as emoções positivas e negativas podem ser facilmente distinguidas pelos padrões dos ritmos cardíacos (McCraty & Tomasino, 2004). Por este motivo, a VFC é considerada uma medida da função neurocárdica que reflete a interação coração-cérebro e as dinâmicas SNA (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Nos sistemas fisiológicos, mudanças nas concentrações químicas, na quantidade de atividade biológica, ou no padrão do ritmo de atividade, são meios comuns onde a informação é decodificada do movimento da energia para informar o comportamento do sistema. O coração age efetivamente como um condutor central do ritmo da atividade corporal: os padrões neurais, hormonais, biofísicos e energéticos são gerados pela atividade do ritmo cardíaco, o qual provê uma sincronização do corpo de maneira global. O grau de acoplamento que regula a sincronização da atividade depende das necessidades do momento (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

O impulso aferente do coração não afeta somente os centros homeostáticos do cérebro, mas também afeta a atividade dos centros maiores, que envolvem a parte perceptual, cognitiva e o processamento emocional, afetando inclusive, muitos aspectos da manifestação do comportamento. Os estados emocionais e mentais devem ser vistos como uma rede de trabalho que integra as funções que comprometem o organismo humano (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Na investigação dos autores McCraty e Tomasino (2004), utilizando VFC como meio de verificar o padrão das emoções no organismo humano, foi encontrado um modo distinto de função fisiológica que é frequentemente associado com a experiência de sustentar uma emoção positiva. Este modo é chamado de Coerência Fisiológica.

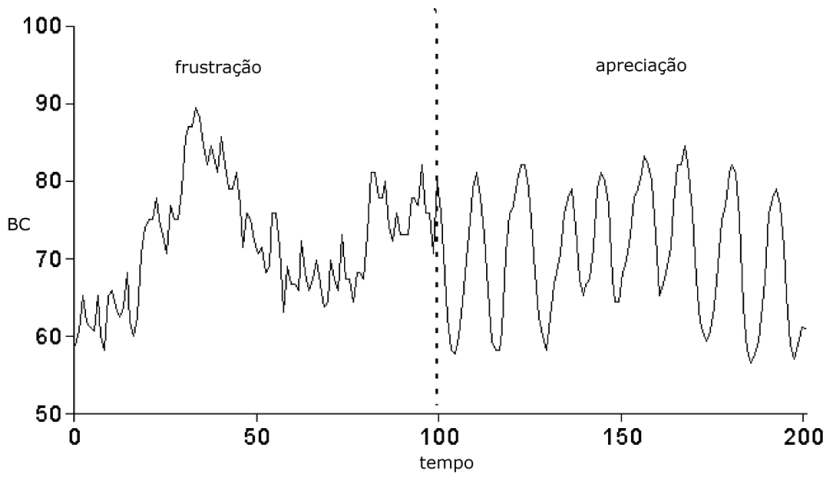
Uma ordem harmoniosa no ritmo ou padrão da atividade psicofisilógica significa que um sistema é coerente, que tem uma função eficiente. O que chama-se de Coerência Emocional é o veículo primário de mudanças benéficas nas funções fisiológicas, produz melhoras na performance e no bem estar em geral. A influência dos ritmos do coração no cérebro e no corpo não afeta somente a saúde física, como também influencia de maneira perceptual e significativa nas experiências perceptuais e nos comportamentos intencionais (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Especificamente durante a experiência de emoções negativas como raiva, frustração ou ansiedade, os ritmos cardíacos se tornam mais erráticos ou desordenados, indicando menos sincronização na ação recíproca entre os ramos simpáticos e parassimpáticos do SNA. Ao contrário, quando são sustentados estados de emoções positivas como apreciação, amor ou compaixão, existe uma grande associação com um padrão ordenado ou coerente no ritmo do coração, refletindo uma grande sincronização entre os dois ramos do SNA (McCraty & Tomasino, 2004).

Figura 14 – Modelo de ritmos cardíacos




Fonte: Adaptado de McCraty e Tomasino (2004).

A Coerência Fisiológica inclui: aumento na sincronização entre os dois ramos do sistema nervoso autonômico, mudança no balanço autonômico enquanto aumenta a atividade parassimpática, melhora a sincronização entre coração e cérebro, aumento na ressonância vascular e ajuste temporal entre diversos sistemas oscilatórios fisiológicos: padrões cardíacos, respiratórios, craniossacral e ritmos da pressão sanguínea (McCraty & Tomasino, 2004). Deste modo, coerência fisiológica é uma qualidade particular que emerge das relações entre as partes do sistema ou das relações entre os múltiplos sistemas (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

De maneira fisiológica, a coerência é usada para o grau de acoplamento e interação entre dois ou mais sistemas corporais operando em diferentes frequências e modos, quando eles se tornam treinados a oscilar na mesmo frequência (MacCraty,



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009). Em termos de funcionamento funcional, a Coerência Fisiológica confere inúmeros benefícios, incluindo: reajuste da sensibilidade dos barorreceptores, ou seja, o controle a curto prazo da pressão sanguínea e melhora na eficiência respiratória; aumento no fluxo aferente vagal, que se refere a inibição dos sinais de dor e do fluxo simpático; aumento dos impulsos cardíacos e conjunto com aumento com a troca de fluidos, filtração e absorção entre capilares e tecidos; aumento da habilidade do sistema cardiovascular a adaptar-se as requisições circulatórias e aumento da sincronização temporal das células através do corpo (McCraty & Tomasino, 2004).

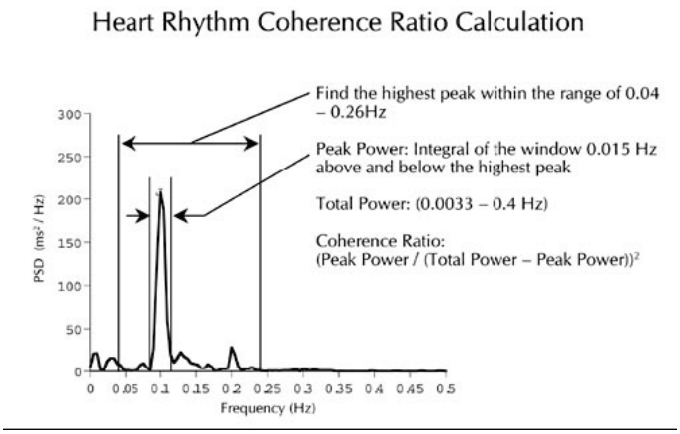
O ritmo do coração na coerência reflete no espectro de energia da VFC como um grande aumento na energia na LF (tipicamente entre 0.1 Hz) e uma decida nas bandas VLF e HF. Este ritmo coerente por ser definido como um sinal relativamente harmônico como um pico muito estreito e com uma alta amplitude na região LF no espectro de energia da VFC e nenhum pico significativo nas regiões VLF e HF. A coerência pode aproximar a razão LF/(VLF+HF) (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Geralmente ocorre coerência cardíaca quando o indivíduo consegue manter seis respirações por minuto. Contudo, o ritmo respiratório exato para o treino da coerência cardíaca se diferencia conforme cada pessoa, podendo até mesmo se modificar num mesmo indivíduo em distintos momentos. O aumento de coerência cardíaca é associado ao aumento do tônus vagal, aumento da variabilidade da frequência cardíaca e à diminuição do batimento cardíaco e da pressão sanguínea (Porges, 2003; Lin *et al*., 2012). O cálculo da coerência é traduzido da seguinte maneira: (Pico de Energia/ (Total de energia-Pico de Energia) (Childre & Martin, 1999).

Onde o pico máximo é identificado entre as frequências 0.04-0.26 Hz (a frequência de energia que a coerência pode acontecer). O pico de maior energia é determinado calculado de maneira integral em uma janela de 0,30 Hz, centralizada na região do maior pico. A energia total do espectro é depois calculada.

Figura 15 – Cálculo do Ritmo da Coerência do Coração

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA




Fonte: MacCraty, Atkinson, Tomasino e Bradley (2009).

As mudanças no padrão de ritmo são independentes do batimento do coração: pode se ter um padrão coerente ou incoerente e uma FC alta ou baixa. Os ritmos associados com emoções positivas são organizados como um padrão estável de ondas cadenciadas, diferentemente das ondas geradas numa experiência emocional como frustração. Se o SNA se mantém sem sintonia, as taxas do sistema nervoso e órgãos corporais impedem a sincronização eficiente e atrapalham o fluxo da informação através do sistema nervoso. Este aumento da desordem nos padrões de ritmo são também um indicativo de desordem nas partes mais especializadas do sistema cerebral (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Mesmo que a coerência seja um estado natural, que pode ocorrer espontaneamente, sustentar estes episódios, de maneira geral, é raro. Enquanto ritmos respiratórios específicos podem ser induzir a coerência por breves períodos, é difícil, para maioria das pessoas, manter-se por mais de um minuto respirando por métodos de respiração cognitivamente controlada, por meio de um Pacer. Por outro lado, estudos indicam que indivíduos podem manter períodos extensos de Coerência ativamente, autogerando e sustentando um estado emocional positivo como apreciação, amor ou carinho (McCraty &Tomasino, 2004).Os indivíduos que conseguem estrar em estado de Coerência Emocional experimentam a sensação de uma notável redução no diálogo mental, aumento do sentimento de paz interior e seguridade, tomam decisões mais eficientes, aumentam a criatividade e o discernimento intuitivo (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

A ressonância cardíaca (coerência) exata difere de pessoa para pessoa e pode mudar com o tempo entre os indivíduos. A função da máxima amplitude de flutuação pode decair com o tempo. Segundo Yucha e Gilbert, (2004), a coerência cardiovascular pode ser aumentada por meio do treino de Biofeedback Cardiovascular (BFC), uma técnica não invasiva de autorregulação que utiliza instrumentos eletrônicos para auxiliar os indivíduos no desenvolvimento de consciência e controle sobre processos psicofisiológicos. O treinamento da técnica de BFC permite cada indivíduo respirar de acordo com ritmos adaptados para o mesmo, no seu próprio corpo, cujo o qual irá adaptar a tanto a respiração quanto irá melhorar a função barorreflexa (Vaschillo, 1984).

Entre os benefícios psicológicos deste estado de coerência então: calma, balanço emocional, estado de alerta e responsivo para trabalhos cognitivos e de performance, incluindo resolução de problemas, tomada de decisão, atividades que requerem uma percepção mais apurada, foco de atenção, coordenação e discriminação. Uma vez que o estado de coerência é estabelecido como um padrão familiar é mais fácil acessar este estado nas atividades do dia a dia, até mesmo nas situações mais estressantes ou desafiantes (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Uma aplicação prática de Coerência Emocional com o sistema *HeartMath coherence_ buinding tecnics* (McCraty & Tomasino, 2004) demonstrou que este método é particularmente efetivo em ajudar estudantes a estabilizar o sistema nervoso para reduzir a ansiedade e melhorar sua performance em testes orais. O estudo piloto foi feito com alunos do ensino médio e mostrou que estes melhoraram 14% a 35% nos escores dos testes estandardizados tanto em leitura como em matemática depois de 8 horas de treinamento, em um período de 3 semanas com este sistema. (McCraty & Tomasino, 2004).

Já no trabalho de MacCraty, Atkinson, Tomasino e Bradley (2009), foi encontrado que o padrão de ritmo da atividade cardíaca estava diretamente relacionado com ativação subjetiva de distintos estados emocionais e estes padrões de ritmo cardíaco também refletiam mudanças nos estados emocionais, os quais variam com as emoções em tempo real.

### 2.3.1 Estados de Coerência Neurofisiológica



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

A morfologia das formas das ondas de VFC varia com os diferentes estados emocionais. Duas dimensões diferenciam as variações de experiências emocionais. Uma dessas dimensões é o grau de excitação emocional ou "*emotional arousal"* (eixo vertical, de cima para baixo) a qual varia com o SNA. A segunda dimensão é a valência emocional "*emocional valence*" (eixo horizontal, positivo ou negativo) que varia com o grau de ativação da glândula pituitária adrenal. Os diferentes padrões de VFC são preditos da combinação particular da excitação e da valência emocional (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Os estados emocionais negativos podem ser associados com uma exaustão emocional e degradação reservas fisiológicas. Estados emocionais positivos são associados com aumento psicofisiológico de eficiência e regeneração. Nas experiências emocionais existe um aumento no cortisol durante estados emocionais negativos e uma diminuição no cortisol durante estados emocionais positivos (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

A amplitude da onda da VFC é modulada pelo grau de excitação emocional (que corresponde à ativação do SNS) e pela valência emocional. De maneira geral, os maiores graus de excitação com frequências de batimentos cardíacos normais produzem ondas com maiores amplitudes. Entretanto, como o batimento cardíaco aumenta, a amplitude da onda da VFC diminui em uma relação linear com a FC até chegar a um ponto que a amplitude da onda é comprimida. Em termos da valência emocional, as ondas da VFC aumentam durante emoções positivas e diminui em emoções negativas.

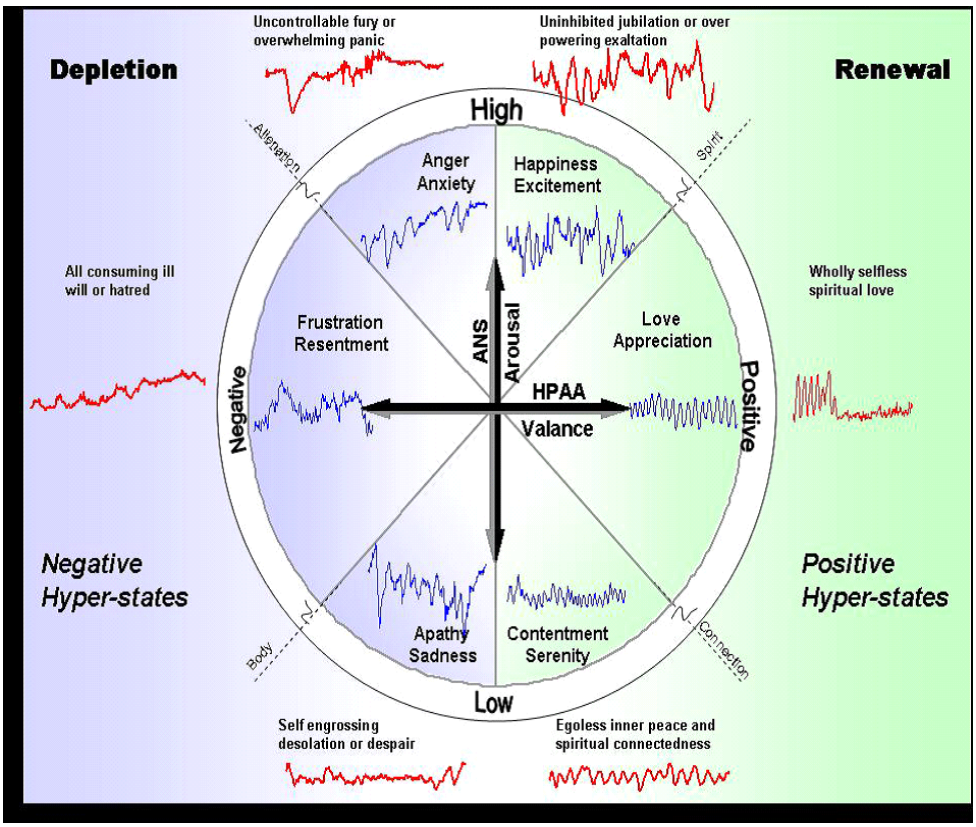
A frequência da onda da VFC é influenciada pelo padrão da ativação do SNS, o aumento da atividade parassimpática induz a uma frequência maior (mais rápida) e mudanças no ritmo cardíaco; enquanto um aumento na atividade é associado com menor frequência, maior amplitude e mudanças mais lentas (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

O grau de coerência é determinado predominantemente pela valência emocional, com emoção positiva aumentando a coerência e emoção negativa diminuindo a coerência emocional (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 16 – Gráfico dos estados de Coerência Psicofisiológica




Fonte: MacCraty, Atkinson, Tomasino e Bradley (2009).

No eixo da excitação emocional "*arousal states*" existem dois extremos o "*hyper-arousal*" e o "*hypo-arousal"*. Pelo lado positivo o indivíduo experimenta uma sensação menos centrada no ego, com uma paz profunda e sensação de contentamento espiritual. Tipicamente este estado é acessado por autodisciplina meditativa e práticas espirituais. Fisiologicamente a experiência emocional deste estado de extremamente baixa excitação é caracterizado por padrões da onda de VFC com a amplitude muito baixa com algum grau de coerência, refletindo um estado de estrema calma e descanso (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

No lado negativo as pessoas podem entrar num estado de "*hypo arousal"* quando passam por um estado emocional negativo (meses, semanas). Este estado de desolação é acompanhado por obsessão mental negativa, com as experienciadas nas depressões de longa data. Se este estado é mantido por muito tempo, existe uma propensa depredação de



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

tanto o sistema simpático como parassimpático (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

O "*hyper arousal"* é caracterizado por uma ativação emocional extrema que pode resultar em perda do autocontrole, com comportamentos imprevisíveis. Positivamente a pessoa experimenta um estado espiritual de contentamento e contato com alguma coisa maior e mais forte que ela mesma. Este estado é associado com ações altruístas e geradoras de renovação corporal. Pelo lado negativo, a pessoa pode se tornar violenta ou apresentar um medo incontrolável e acompanhado de ansiedade (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Entre estes dois estados estaria um estado acessado em uma fase de transição quando o coração está profundamente em estado de introspecção, sustentando por alguns minutos. Neste estado se tem a experiência de uma redução substancial do barulho mental, a um ponto de quietude associado a uma profunda paz e serenidade (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Segundo Asmundson e Stein (1994) a amplitude das ondas da ASR sempre tendem a decrescer em desordens emocionais envolvendo ansiedade e depressão. Maiores supressões ARS durante um trabalho emocional desafiador tem sido relacionado com melhor regulação da emoção na forma de menos emoção negativa e menos problemas de temperamento. Assim, a supressão da ARS durante situações desafiadoras tem sido associada com maior regulação emocional e menores problemas comportamentais em crianças da pré-escola (Calkins & Keane, 2004).

Para os pesquisadores MacCraty, Atkinson, Tomasino e Bradley (2009) os efeitos da Coerência se estendem a domínios cognitivos mais complexos, incluindo memória e até mesmo em testes acadêmicos de performance. Em termos de otimização da performance, o indivíduo, de maneira geral, não deve estar muito relaxado ou muito estimulado. Sendo assim, em termos psicofisiológicos, o modo de coerência parece como uma condição sob a qual uma ótima performance, resultado de uma boa sincronização dos diversos sistemas corporais, ocorre (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 2.4 INFLUÊNCIADAS EMOÇÕES NO PROCESSO COGNITIVO DURANTE A INFÂNCIA

### 2.4.1 O estresse

O estresse pode ser definido como uma antecipação a interrupção da homeostase ou antecipação à ameaça ao bem estrar. A resposta mais rápida à exposição ao estresse é a alteração (via SNS e SNP) dos estados fisiológicos através das inervações dos órgãos periféricos (Ulrich-Lai & Herman, 2009).

A variação do funcionamento do sistema fisiológico ressalta ainda, diferenças individuais no desenvolvimento das emoções ao longo da vida. O sistema reflete na regulação parassimpática da atividade cardiovascular, que tem sido relacionada com a habilidade da criança regular a sua própria emoção (Porges, 2007).

De acordo com os autores Choi e Gutierrez-Osuma (2009), estresse é um termo que descreve as reações corporais de um número determinado de ameaças percebidas, tanto físicos como psicológicos. É essencial para sobrevivência, mas com o passar da vida moderna, tornou-se em si, a própria ameaça. Se for crônico, o estresse pode trazer sérios problemas para a saúde e se tornar um fator de risco para doenças coronarianas, diabetes, asma e depressão (Choi & Gutierrez-Osuma, 2009).

### 2.4.2 Ansiedade

A ansiedade representa um transtorno comum e debilitante entre crianças e adolescentes (Vianna, 2009). A ansiedade pode ser entendida como um estado emocional negativo caracterizado por nervosismo, preocupação e apreensão associado com ativação ou agitação do corpo. Tem um componente de pensamento (preocupação e apreensão)



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

chamado de ansiedade cognitiva e um componente de ansiedade somática, que é o grau de ativação física percebida (Weinberg & Gould, 2008).

Andrade e Gorenstein, (1998, p. 286) definem a ansiedade como:

> Um estado emocional com componentes psicológicos e fisiológicos, que faz parte do espectro normal das experiências humanas, sendo propulsora do desempenho. Ela passa a ser patológica quando é desproporcional à situação que a desencadeia, ou quando não existe um objeto específico ao qual se direcione.

A ansiedade pode ser vista como uma emoção típica do estresse que ocorre quando uma pessoa está diante de um evento realmente estressante ou ameaçador para sua integridade física ou psicológica. Assim como o estresse, a ansiedade pode ser definida como uma disposição ou um traço estável da personalidade (ansiedade de traço) ou pode ainda ser entendida como sentimentos subjetivos percebidos como inadequados, os quais provocam uma variação temporal e instável no organismo (ansiedade de estado) (Samulski *et al*., 2002).

Tanto os motivos pessoais como a ansiedade de estado dependem de uma série de fatores objetivos e da interpretação subjetiva desses fatores. Entre as condições objetivas estão: a pessoa, a tarefa a ser realizada e o meio. Já, entre os motivos pessoais (subjetivos) estão a ansiedade de traço, a capacidade de controle do estresse e da própria ansiedade (Samulski *et al.,* 2002). Entretanto, inclusive sendo esta, uma herança biológica, a ansiedade pode ser aprendida ou condicionada pelo próprio indivíduo (Barreto, 2003).

Audrey Lewis (1979) cita em seus trabalhos que a ansiedade possui as características de ser um estado emocional, com a experiência subjetiva de medo ou outra emoção relacionada (terror, alarme ou pânico); é uma emoção desagradável, podendo ser uma sensação de morte ou colapso iminente. Segundo este autor, a ansiedade sempre está direcionada em relação ao futuro, ou está implícita a sensação de um perigo iminente (pode não haver um risco real, ou se houver, a emoção é desproporcionalmente mais intensa).

Segundo Watson e Clark (1984), a ansiedade possui um afeto negativo que representa o quanto uma pessoa pode sentir-se constrangida, desconfortável e insatisfeita. Este aspecto inclui vários estados aversivos como constrangimento, raiva, culpa, medo, tristeza, desdém, desgosto e preocupação. Por outro lado, de acordo com estes mesmos



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

autores, a ansiedade também possui um afeto positivo que representa o quanto uma pessoa pode sentir entusiasmo, energia e prazer pela vida.

Para Watson e Clark (1984), a ansiedade pode ser diferenciada da depressão pela presença de sintomas de hiperestimulação autonômica. Estes autores utilizam esse modelo para propor a inclusão do diagnóstico de transtorno misto depressivo-ansioso nas classificações. Os pacientes com este transtorno apresentariam sintomas inespecíficos como desmoralização, irritabilidade, alterações leves de sono e apetite, distração e sintomas somáticos leves, sendo muito comum encontrá-los em atendimentos de cuidados primários.

Mudanças no estado de ansiedade e tensão são associadas positivamente com mudanças no batimento cardíaco, principalmente em situações adversas (Caplan & Jones, 1975). O estudo de Watkins, Grossman, Krishna e Sherwood (1998) evidenciou que a ansiedade está relacionada com o controle vagal do coração. Neste estudo, o batimento cardíaco foi maior no grupo com ansiedade de traço. Além disso, as pessoas que apresentavam ansiedade de traço apresentaram menor controle vagal e o controle barorreflexos diminui 36%. A ASR também foi reduzida neste grupo.

### 2.4.3 Técnicas de remanejamento das emoções em crianças e adolescentes

A técnica de meditação induz a um relaxamento físico e mental. Segundo os autores Gaylord, Orme-Johnson e Travis(1989), esta técnica produz alterações significativas nas ondas cerebrais, hormonais e na atividade simpática. Estudos demonstraram diminuição na pressão sanguínea em adolescentes que praticavam meditação (Barnes, Bauza & Treiber, 2003) assim como redução no absenteísmo escolar, infrações a regras e suspensões (Mezzacappa, 1997; Unbehaun *et al.*, 1996; Day & Sadeck, 1982; Rosaen &Bem, 2006).

Cara Rosaen e Rita Bem (2006) analisaram estudantes de 12 a14 anos que praticaram meditação no ginásio da escola, durante 10 minutos antes de iniciar a aula,



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

durante um período de 12 meses. Os resultados deste estudo indicaram que a atividade de meditação na adolescência possui um impacto positivo no estado afetivo, sendo resultado de um maior estado de alerta e capacidade de autorreflexão, autocontrole e flexibilidade. De acordo com estas pesquisadoras, a atividade ainda contribuiu para uma melhora no desempenho acadêmica (Rosaen & Bem, 2006).

Um estudo realizado em uma escola Líbano com 62 crianças de 10 a 12 anos para testar os efeitos de uma técnica de relaxamento dividiu estas crianças em dois grupos: tratamento e controle. O grupo de tratamento praticou relaxamento todas as manhãs durante 10 minutos, em um período de seis semanas e o grupo controle foi levado para um quarto diferente para uma atividade de leitura. O grupo de tratamento apresentou menos ansiedade, de acordo com o instrumento utilizado. Por causa do efeito significativo do tratamento na diminuição do estresse e da ansiedade, o grupo foi encorajado a continuar o tratamento. Desde a guerra civil de 1075 as crianças do Líbano estão perto ou no meio a uma situação de combate. Pesquisas mostram que várias formas de treinamento de relaxamento têm sido efetivas em comportamento de má adaptação e na redução do estresse em crianças. Estes resultados demonstram que as técnicas de relaxamento podem ser utilizadas como meio preventivo no tratamento de estresse em sociedades traumatizadas (Day & Sadeck, 1982).

Um estudo feito por Millera, Chocolb, Nuselovicib, Utrndaleb, Simardb e Hastingsa (2013) examinou os efeitos do temperamento das crianças de 4 a 6 anos, com a socialização dos pais, a dinâmica respiratória dessas crianças e respostas a raiva. Neste estudo, para investigar a dinâmica da atividade do ASR, foi utilizado um vídeo que induzia a raiva. Como resultado, foi demonstrado que as crianças de maneira geral, mostraram grande dinâmica na mudança do ARS o que foi relacionado com melhor controle da agressão. Esses achados ilustram a flexibilidade de engajamento e desengajamento do nervo vago durante a emoção e que este padrão de flexibilidade da mudança do ARS é relacionado ao engajamento positivo social e emocional com o ambiente. Além disso, ARS na puberdade tende a influenciar o desenvolvimento físico na estabilidade da interação cardiovascular (Unbehaun *et al*., 1996).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Já o estudo de Porges, Doussard-Roosevelt, Portales e Greenspan (1996) que avaliou crianças de 7 a 9 anos e separou as mães que tinham dificuldades com o comportamento das crianças daquelas que não tinham dificuldades de assegurar um bom comportamento das crianças. Neste estudo as crianças que apresentaram maiores diminuição no tônus cardíaco durante as atividades de atenção social apresentavam menos problemas sociais de comportamento na infância.

Mezzacappa (1997) estudou a relação entre ansiedade, comportamento antissocial e SNA em 175 adolescentes com idades entre 10 e 15 anos. Neste estudo, a ansiedade mostrou estar relacionada ao aumento da FC em repouso e o comportamento antissocial com a diminuição da FC em repouso. Ansiedade e o comportamento antissocial apresentaram distintas relações com o batimento cardíaco é autonomicamente mediados por componentes da VFC, de fontes posturais e respiratórias.

### 2.4.4 Avaliação do processo cognitivo e a Grade de Números (GN)

Todos os dias a atenção visual é controlada tanto por fatores cognitivos (como conhecimento, expectativas e objetivos) quanto fatores que refletem a estimulação sensória. Ainda assim, podem afetar a atenção como a novidade ou fatores inesperados, refletem uma interação entre influencias cognitivas e sensórias (Corbetta & Shulman, 2002).

Em situações de estresse, o cérebro pode ser comprometido na área em que processa o conhecimento e a memória de trabalho, fundamentais para um bom desempenho na aprendizagem motora, realização de uma em a prova, ou até mesmo em apresentações de trabalhos. Em situações de pressão, o estresse pode proporcionar perda de foco, atenção e um desempenho motor abaixo do potencial do esperado (Ramirez, Sian & Beilock, 2001).

A Grade de Números foi desenvolvida pela programação atlética Bloco do Leste Europeu, originalmente como o nome de *Grid of Harris & Harris* (1984), para que os



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

treinadores Olímpicos a utilizassem com objetivo de avaliar a capacidade de concentração dos atletas antes da competição (Greenleesa *et al*., 1999). O jogo, utilizado por primeira vez na antiga União Soviética, exigia que o atleta olhasse cautelosamente uma grade dividida em 100 números randomizados de (de 0 a 99), em uma grade de 10x10, com o mesmo tamanho quadrado. O trabalho do atleta era marcar o maior número de números consecutivos no menor tempo possível (Weinberg & Gould, 1999).

Este jogo cognitivo pode ser utilizado em vários contextos, incluindo o educacional, pois estimula e avalia concentração, atenção seletiva e memória de trabalho. A finalidade do jogo baseia-se no desenvolvimento do processo cognitivo. O processo cognitivo por sua vez, é uma manifestação da atividade neural, depende da ativação de um estímulo mais importante e da inibição, ou supressão, de outros menos importantes (Houghton & Tipper, 1996).

A atenção seletiva é a capacidade de focar a atenção em um único estímulo, retirando todos os outros do foco principal. Esta habilidade é conhecida também por concentração. A concentração está relacionada, em termos, com a performance cognitiva efetiva (manter foco ou prestar atenção, resistir a distrações, planejar, tomar decisão e relembrar). O mecanismo de direcionar a atenção está envolvido com a inibição de alguma atividade mental em favor de outra. A concentração envolve tanto inibir distrações de pensamentos de atividades irrelevantes como manter os pensamentos em uma tarefa específica (Taylor, Kuo & Sullivan, 2002). De acordo com Sutarto, Abdul Wahab e Mat Zin (2010) a atenção e memória de curto prazo são muito instáveis. A maioria das pessoas tem dificuldade de relembrar mais de três itens depois de 18 segundos.

Já a memória de trabalho é a habilidade de manter e manipular informação momentaneamente, na ausência de novas estimulações sensórias ou motoras (Corbetta& Shulman, 2002). Para Klingberg, Forssberg e Westerberg (2010) memória de trabalho é a habilidade de reter e manipular informação durante um curto período de tempo. Esta habilidade depende do córtex pré-frontal e destaca algumas habilidades cognitivas, incluindo pensamento lógico e capacidade de resolver problemas. A capacidade de reter diversas informações novas na memória de trabalho está na base das tomadas de decisão.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

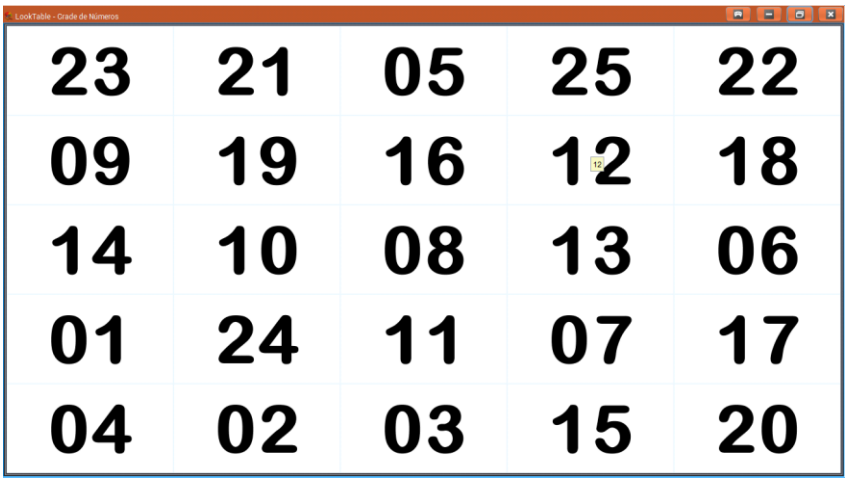
O bom desempenho na Grade de Números depende de uma boa habilidade nestes três parâmetros básicos:

Acurácia: diz respeito da precisão do jogador durante a tarefa, se cometeu erros ou se acertou todas as vezes. Na grade de números a acurácia é calculada a partir do número de cliques em números errados que o jogador apresenta. Os fatores que contribuem para a diminuição da acurácia envolvem destreza psicomotora, desatenção e fadiga.

Estabilidade: é uma medida de constância do jogador durante a realização da tarefa. Pessoas com alta estabilidade variam menos durante a tarefa, tendendo a levar o mesmo tempo para achar cada um dos números. Fatores como ansiedade e fadiga influenciam diretamente a estabilidade.

Velocidade: refere-se a velocidade em que é concluída a tarefa. É um indicador de desempenho geral da tarefa, o que motiva o usuário a completar o desafio. Esse indicador é influenciado por todas as habilidades cognitivas básicas previamente citadas, e busca-se atingir alta velocidade acompanhada de bons índices de estabilidade e acurácia.

Figura 17 – "Loocktable" Jogo Grade de Números utilizado neste trabalho, onde os participantes deveria ordenar os números em ordem sequencial




## 2.5 NEUROFISICOFISIOLOGIA E A INTERAÇÃO HUMANA- COMPUTACIONAL (HCI)



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Fisiologistas têm estudados sinais fisiológicos detectáveis por mais de 70 anos com a intenção de atender as respostas do corpo a mudanças fisiológicas e condições físicas (Allanson & Fairclough, 2004). Em 1948 Wiener publicou seu primeiro tratado sobre comunicação e controle em sistemas biológicos e mecânicos (Wiener, 1961). Durante os anos sessenta trabalhou em várias disciplinas incluindo psicofisilógica, medicina comportamental, pesquisas sobre estresse e consciência que foram divergindo na noção de como os seres humanos são capazes de exercer influência consciente no que parece ser parte inconsciente da fisiologia (Wiener, 1961).

No início do século 20, os computadores tornaram-se popular, o que tornou possível o surgimento da mecânica especializada e dos aparelhos elétricos para amplificar as informações fisiológicas. Assim, a utilização de sinais periféricos e fisiológicos foi desenvolvida, com intuído de processar os dados e mostrar na tela estas Capacidades (Allanson & Fairclough, 2004).

A década de 90 representou um marco no que diz respeito ao início da história científica e tecnológica na compreensão do cérebro. Assim, a partir das descobertas já feitas, houveram avanços na compreensão do comportamento humano, por meio de novos estudos da Neurociência Cognitiva e Comportamental e da criação de novas áreas de estudo como a neuroteologia (Ashbrook, 2004; Winkelman, 2004), neuromarketing (Walter, Abler, Ciaramidaro & Erk, 2005) e neuroeconomia (Braeutigam, 2005).

A Computação fisiológica envolve uma interface direta com a fisiologia humana e a tecnologia do computador. O objetivo da computação fisiológica é transformar sinais elétricos do sistema nervoso humano em impulsos computacionais, em tempo real, para ganhar e enriquecer a experiência interativa. A computação fisiológica tem um grande potencial para inovação interativa e também para atividades de pesquisa que podem, inclusive, abranger um campo multidisciplinar (Allanson & Fairclough, 2004).

O corpo humano possui natureza química, elétrica, mecânica, térmica e magnética. Os órgãos sensórios correspondem, no computador, a entrada de dados dos dispositivos que o sustentam. Os sensores fisiológicos podem ser utilizados para detectar



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

informações como frequência cardíaca e sinais cerebrais que correspondem a mudanças de humor ou ambiente. O crescimento da disponibilidade comercial destas tecnologias sensitivas permite a criação dos computadores fisiológicos (Allanson & Fairclough, 2004).

A psicofisiologia aplicada a Interação Humana-Computacional (HCI) tem o seu foco de pesquisa aplicada a produção de sistemas que são mais usáveis (menos trabalho mental e estresse), satisfatórios (em termos de produzir uma experiência agradável) e adaptáveis de acordo com as necessidades e o contexto (Dirican & Gokturk, 2011).

Os computadores fisiológicos requerem um sistema que detecta e processa a mudança de sinais fisiológicos do usuário. A classificação é baseada no fluxo de informação entre psicofisiologia e o hardware do computador, e no tipo de processamento do computador (Allanson & Fairclough, 2004). As medidas psicofisiológicas promovem uma maneira não invasiva e direta tanto da afetividade de maneira geral, quanto do estado afetivo momentâneo do usuário, baseadas nas relações mente e corpo (Dirican & Gokturk, 2011).

As medidas psicofisiológicas têm sido aplicadas dentro da HCI em vários contextos (Dirican & Gokturk, 2011). Segundo Girouard (*et al.,* 2010) estes contextos podem ser agrupados em três categorias: aplicações avaliativas, aplicações de interface adaptativa e entrada direta (ou natural) de mecanismos.

As principais vantagens deste tipo de sistemas é que são objetivos, ou seja, não dependem da percepção do usuário; são medidas muldimencionais, capazes de predizer diversas facetas do usuário; são feitos através de medidas não invasivas, implícitas, as quais não requerem medidas da performance anterior. Além disso, os sinais são contínuos e em tempo real, podendo avaliar tanto respostas em curto prazocomo a longo prazo (Dirican & Gokturk, 2011).

De acordo com Luay e Revett (2011) as respostas fisiológicas podem ser registradas por uma série de equipamentos, capazes de dar as respostas do estado interno humano. Estas ferramentas fornecem informações sensitivas a respeito de mudanças fisiológicas, tipicamente antes da pessoa estar consciente da experiência que está tendo. Os



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

eventos fisiológicos são convertidos em um sistema (neste caso computacional) que reconhece que a pessoa está passando por determinadas mudanças (Luay & Revett, 2011).

Foi investigado o engajamento dos estudantes usando o nível de excitação (*arousal level)* como medida cognitiva por meio da análise do eletrocardiograma (ECG.) Se o nível *aurosal* era detectado como baixo, foi considerado como uma pista de que o estudante estava com baixa carga cognitiva e de atenção. Ou seja, não estava suficientemente engajado com a prática (Kalyuga, 2009). Já a metodologia induzida por Gilleade e Allanson (2009) determinou que o sinal de batimento cardíaco do jogador pode ser representado por muitas classes, sendo que cada classe irá expressar um sinal emitido pelo estado fisiológico do jogador.

A computação fisiológica, além de ser uma ferramenta médica, pode ser uma grande aliada nas práticas cognitivas e de ensino. Como resultado do progresso na área do aprendizado, os jogos digitais de tornaram uma ferramenta viável de aprendizado (Rolligns & Adams, 2003). De maneira ideal, o aprendiz se compromete mediante fatores automotivacionais. Além disso, popularidade da internet permitiu o avanço deste tipo de tecnologia educacional (Fu, Su, & Yu, 2009). A direção do aspecto motivacional do aprendizado ou a melhora do diagnóstico do comportamento do estudante é detectada pelo sistema através de sinais fisiológicos, o qual será capaz de avisar o professor ou o estudante (Kalyuga, 2009).

### 2.5.1 Sistemas para Sinais Fisiológicos

Os constantes avanços na instrumentação do biofeedback e dos softwares relacionados, projetados pelos profissionais da saúde e engenheiros têm oferecido melhor compreensão sobre o uso das tecnologias computacionais que geram as reações emocionais e nas medidas psicofisiológicas de pessoas durante as sessões de psicoterapia e treinamento da autorregulação fisiológica. Nas pesquisas em neurociência do comportamento, é possível utilizar, por exemplo, o monitor de frequência cardíaca (Peng *et al.*, 1999), resposta galvânica da pele (Collet, Roure, Rada, Dittmar & Vernet-Maury, 1996; Roure,



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Collet, Deschaumes-Molinaro, Delhomme, Dittmar &Vernet-Maury, 1999), EEG biofeedback ou neurofeedback (Tilstone, 2003; Singer, 2004), entre outros equipamentos para registrar mudanças psicofisiológicas em várias situações determinadas pelo pesquisador.

Até o momento, os computadores baseados em sinais fisiológicos são desenvolvidos para duas aplicações distintas: a primeira é o biofeedback clínico e a segunda é a interação do sinal fisiológico dirigido sem as mãos, apenas com a máquina. Os mesmos tipos de processamentos de sinal e requerimentos de apresentação existem em ambos tipos de aplicação (Allanson & Fairclough, 2004).

O propósito de um sistema fisiológico é transformar o sinal bruto do corpo humano em sinal analógico, ou seja, em uma variável com componente computadorizado comandado por um protocolo. O sinal analógico deve ser transformado em sinal digital durante o processo de extração. A característica mais importante da extração é o ajuste correto da amostra a frequência do sinal. Uma vez que o sinal é captado, a integridade do sinal deve ser acessada e transformada na unidade de medida desejada. Além disso, a detecção dos artefatos deve ocorrer antes ou depois deste estágio. O propósito da tradução dos sinais é render uma base de dados fiável e significativa para as análises posteriores (Allanson & Fairclough, 2004).

A atividade *arousal* ou seja, o grau de excitação emocional, relacionada com a amplitude das ondas RR e com estados de coerência emocional, também pode ser utilizado como uma maneira de obter informações fisiológicas sob o formato de game. A atividade *arousal* neste caso é registrada pela medida dos impulsos dos nervos autonômicos – os quais alteram os batimentos cardíacos, a respiração e outros parâmetros fisiológicos. Quando a VFC é utilizada para medir o nível *aurosal,* este pode ser mapeado como baixo, normal e alto, podendo assim, ser correlacionado com um jogo (Luay & Revett, 2011).

A integração dos dados psicofisiológicos em um protocolo comandado exige que o sistema faça uma resposta apropriada baseada na detecção das mudanças psicofisiológicas (Allanson & Fairclough, 2004). O estudo de Kramer (1991) foi importante neste aspecto, pois foca essencialmente nos aspectos psicofisiológicos do



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

trabalho mental, contendo informações profundas a respeito da natureza, critério de seleção e direciona os processos psicológicos das medidas.

Existem três tipos de medidas utilizadas para acessar o estado cognitivo: as medidas de performance, as medidas subjetivas e medidas psicofisiológicas (Kramer,1991). As medidas de performance são baseadas direto da performance do usuário a proporção de erros cometidos e no tempo de completar o trabalho. Já as medidas subjetivas dependem da percepção do trabalho feita pelo usuário (Dirican & Gokturk, 2011).

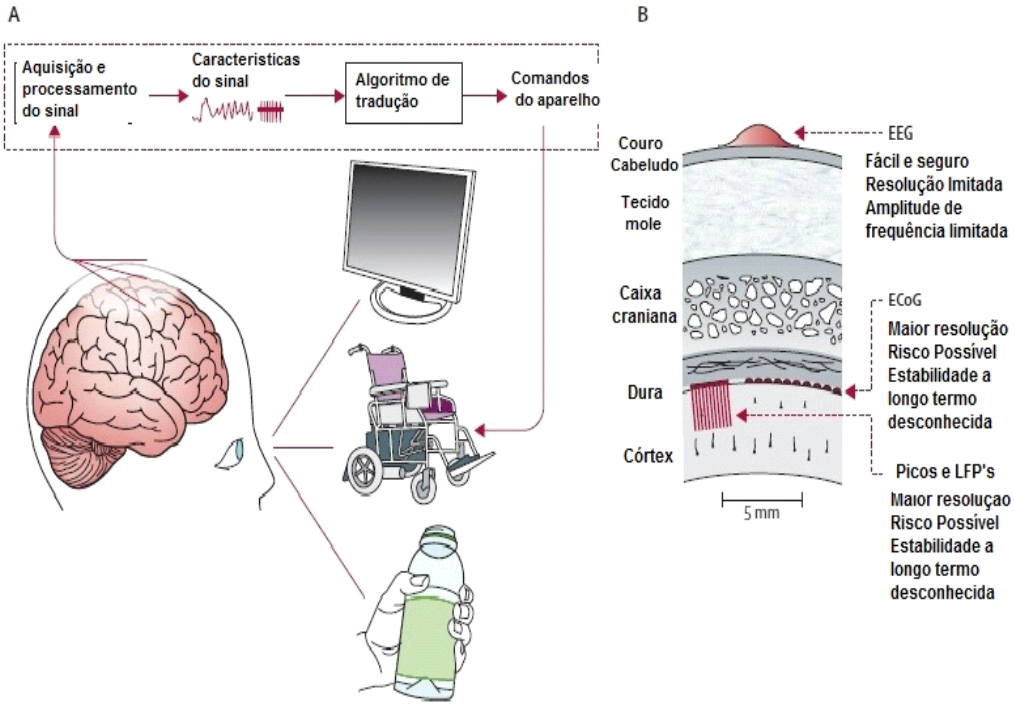
Para Kramer (1991) as medidas psicofisiológicas são respostas fisiológicas do corpo humano para manipulação psicológica. Essas respostas são manifestadas por meio de sinais físicos que tornam possível determinar o processo fisiológico humano, por meio do monitoramento das mudanças corporais. As medidas psicofisiológicas promovem um novo entendimento para pesquisa e prática de áreas que procuram investigar “um sexto sentido” para o estado psicológico usuário (Dirican & Gokturk, 2011).

As medidas psicofisiológicas são agrupadas de acordo com a área de controle do sistema nervoso. Como visto o Sistema Nervoso Central (SNC) consiste em cérebro, sistema cerebral e medula espinhal. As medidas relacionadas ao SNC são Eletroencefalografia (EEG), Eventos relacionados a potenciais cerebrais (ERP) e Eletrooculariografia (EOG) (Dirican & Gokturk, 2011; Allanson & Fairclough, 2004).

A HCI representa canais diretos de comando em comunicação entre psicofisilógica e a produção do aparelho. A fidelidade desta relação é o que enfatiza a eficácia do sistema. Exemplo destes sistemas de interface são algumas aplicações clínicas de biofeedback (Allanson & Fairclough, 2004).

Figura 18 – Imagem da interface cérebro computador

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA




Fonte: adaptado de Daly & Wolpaw (2008).

O diagnóstico de uma variável psicofisilógica representa a precisão da operacionalização. Dados psicofisiológicos como batimento cardíaco representam um processo fisiológico (como ansiedade) e o controle homeostático do ambiente fisiológico interno (como a temperatura corporal). O critério do diagnóstico refere a qual variável psicofisilógica está relacionada o processo fisiológico. Essas medidas podem ser contaminadas com atividades comportamentais e fatores ambientais. Estes fatores podem distorcer a atividade fisiológica, destruindo assim, a relação entre fisiologia e psicologia (Allanson & Fairclough 2004).

As análises psicofisiológicas requerem o desenvolvimento de algarismos para reconhecer estados emocionais e fisiológicos específicos e quantificar variações nestes estados (Allanson & Fairclough 2004). Neste contexto, a Heurística foi desenvolvida para ajudar a identificar problemas de usabilidade tanto no início, quanto em protótipos funcionais de jogos e programas computacionais (Pinelle, Wong & Stach, 2008).

A NASA liberou a licença da tecnologia de biofeedback baseada em vídeo game para a empresa Cyber Learning Technology (SMART BRAIN TECHNOLOGIES, 2014). Neste equipamento de neurofeedback baseada em vídeo game, o programa permite que a



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

criança seja monitorada através do EEG enquanto joga. O objetivo é alterar as ondas cerebrais da criança com hiperatividade enquanto joga. Por estar sendo monitorado pelo EEG, este jogo, que é um software desenvolvido em Delphi, registra e analisa cada jogada da criança e faz com que ela siga uma certa ordem sem alterar o estado de atenção.

No estudo de Gilleade e Allanson (2009), por exemplo, se a análise dos sinais do ECG demonstrasse que o jogador respondia negativamente, diminuía o batimento cardíaco o que implicava que o jogador estava insatisfeito. Por outro lado, se o sistema registrasse que o sinal dos batimentos cardíacos havia aumentado, o jogo poderia estar muito difícil e deveria ser diminuída a dificuldade do jogo.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 2.6 BIOFEEDBACK CARDIOVASCULAR (BFC)

> [...] um grupo de procedimentos terapêuticos...que utiliza equipamentos eletrônicos ou eletromecânicos para precisar um uma medida, processo e os retroalimentam para as pessoas e seus terapeutas sobre atividade neuromuscular e autonômica, tanto normal quanto anormal na forma de sinais analógicos ou binários, sinais de feedback auditórios e visuais para ajudar as pessoas a desenvolverem um maior estado de consciência, confiança e aumentar o controle voluntário sobre os seus processos fisiológicos que são inconscientes ou/e com menos controle voluntário primeiramente controlando o sinal externo [...] (Olson,1995, p. 29).

O BFC é um treinamento que se propõe a aumentar a VFC como forma de restaurar o equilíbrio autonômico e, consequentemente, obter melhoras nos indicadores de saúde física e mental. A técnica de BFC enfatiza produzir frequências de batimentos cardíacos entre ondas específicas LF (0.05 a 0.14 Hz) (Del Poso, Gevirtz, Scher & Graneri,2004).

O BFC ocorre quando as pessoas respiram em frequências entre os ritmos cardíacos associados com a respiração (oscilações da HF ou da ASR) e aquelas causadas à atividade barorreflexa (oscilações da LF). Quando as pessoas respiram em frequências correspondentes aos efeitos da atividade barorreflexa, a ressonância ocorre entre duas fontes de oscilações do batimento cardíaco, o qual aumenta drasticamente a amplitude destas oscilações. O aumento da amplitude da estimulação barorreflexa (causada por uma maior amplitude de oscilações na pressão sanguínea, assim como no batimento cardíaco) produz maior exercício do barorreflexo, maior eficiência no reflexo e ainda melhor modulação na atividade autonômica (Lherer, Vaschillo & Vaschillo,2000).

O barorreflexo é o mecanismo mais importante para o controle de momento a momento da pressão arterial. Ele fornece uma regulação do *feedback* negativo da pressão arterial, que minimiza as flutuações da pressão arterial durante a posição, exercício, emoção e outras condições. A estimulação do baroceptor provoca um aumento cardiovagal e uma diminuição do disparo do nervo simpático, levando a bradicardia e vasodilatação. O Baroceptor, bem como receptores de estiramento no átrio e ventrículos, produz um reflexo inibitório da liberação de vasopressina dos neurônios magnocelulares do hipotálamo. Em resposta a hipotensão resultante de uma diminuição da atividade do Núcleo Baroceptivos



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

dos neurônios do trato solitário, há um aumento de libertação de arginina vasopressina (Low& Benarroch, 2008).

Para Lherer, Vaschillo e Vaschillo (2000) o batimento cardíaco e a pressão sanguínea, assim como outros sistemas fisiológicos, entre pessoas saudáveis, apresenta um padrão complexo de variabilidade caracterizado por osculações de múltiplas frequências. Essas oscilações refletem os padrões da atividade homeostática. O BFC faz com que o indivíduo respire entre o alcance da LF, nomeada frequência de ressonância. Essa maximização da ASR aumenta a VFC. Baixas frequências da frequência cardíaca (0.04-0.15) são afetadas tanto pelo ramo simpático, quanto parassimpático e são seguramente relacionadas com a atividade barorreflexa (Moak, Goldstein & Eldadah, 2007) e a frequência respiratória (Lehrer, *et al.*, 2003).

Lehrer (*et al*., 1997) sugeriram a evidência do aumento voluntario da amplitude ASR por meio do BFC, pois esta técnica força o indivíduo a respirar entre em frequências próximas a LF, o que sugere que pessoas podem aumentar a amplitude do ASR por meio do treinamento de BFC. Segundo Vaschillo (1984) as pessoas podem produzir as maiores amplitudes de oscilação somente em específicas faixas de frequência, centrada aproximadamente em 0.1 Hz (6 oscilações/minuto). Altas amplitudes da ASR podem ser ativadas respirando de acordo com os batimentos neste alcance. Este mesmo autor também apontou que altas amplitudes ativadas pelo BFC das oscilações da pressão sanguínea tendem a ocorrer no alcance da LF (Vaschillo, 1984).

Vachillo (1984) ainda sugeriu que a frequência de 0.1 Hz (oscilações em um período de 10 segundos) que é o ponto médio na LF no espectro da VFC e aproximadamente o ponto com a mais alta amplitude de oscilações que ocorre naLF (na maioria dos humanos). Este valor ainda reflete os 5 segundos de atraso na influência do barorreflexo, no aumento ou na diminuição da pressão sanguínea, devido a elasticidade da vasculatura (Vaschillo, Vaschillo, Lehrer, 2006; Lehrer, Vaschillo & Vaschillo 2000; Porges 2001; Porges, 2007).

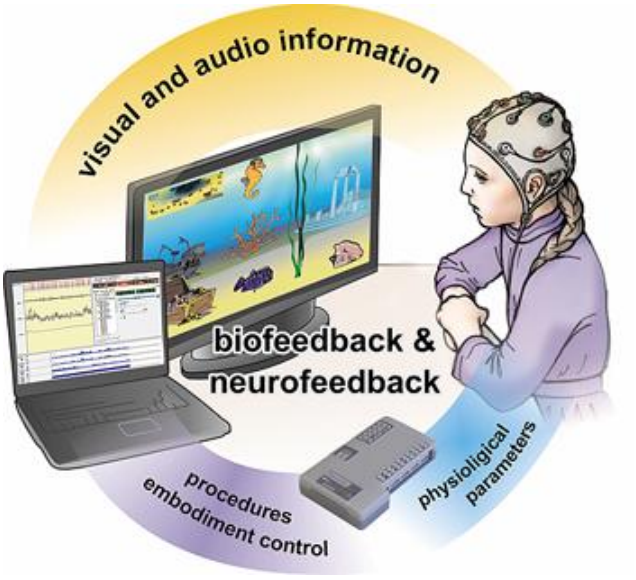
Tipicamente, o *trainee*de BFC vê um *display* eletrônico instantâneo da função fisiológica e fica atento a esta mudança. A maioria dos métodos de BFC envolve ensinar os pacientes a controlar o nível da função fisiológica, a exemplo da tensão muscular, FC, ou



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

temperatura do dedo. O método de BFC provoca aumento na VFC. Este método tem sido utilizado por clínicos Russos para tratar disfunções autonômicas que possuem manifestações que incluem desde ansiedade a hipertensão (Chernigovskaya, *et al*., 1990).

Figura 19 – Sistema de Biofeedback Fisiológico.




Fonte: MEDICON (2014).

Como foi mencionado anteriormente, a baixa VFC caracteriza várias doenças médicas e psicológicas. O BFC é uma ferramenta desenvolvida que possui usos terapêuticos para uma variedade de desordens que tem como fundo a VFC muito baixa (Wheat & Larkin, 2010). Segundo Lin (*et al.*, 2012) o BFC aumenta a VFC e a sensibilidade barorreflexa assim como reduz sintomas patológicos, sugerindo efeitos benéficos na hipertensão.

O BFC utiliza um sensor para medir o intervalo entre os batimentos cardíacos para mostrar ao sujeito as alterações cardíacas em uma determinada atividade. As informações são interpretadas por programas de computador, onde é disponibilizado o padrão do comportamento do sistema nervoso autônomo a partir da VFC. Estas informações podem ser vistas na tela do computador e o participante poderá ver e manipular suas variáveis psicofisiológicas da VFC (Thurber, Bodenhamer-Davis, Johnson, Chesky & Chandler, 2010).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

O método BFC é simples, reaplicável e com alvo estandardizado para específicas modificações fisiológicas que podem ser aprendidas facilmente pela maior parte das pessoas (Lherer, Vaschillo & Vaschillo,2000). O BFC envolve a diminuição da frequência de respiração, a frequência na qual a amplitude da VFC é maximizada. Esta frequência é chamada de frequência de ressonância (Lin *et al.,* 2012).

Quando a pessoa respira na sua frequência de ressonância, efeitos respiratórios na VFC estimulam os efeitos barorreflexos. Ou seja, assim que o indivíduo inala, os batimentos cardíacos sobem, a pressão arterial cai e consequentemente, a resposta barorreflexa produz um aumento subsequente nos batimentos cardíacos, com efeitos correspondentes durante a exalação. Os consequentes efeitos de ressonância produzem um grande aumento tanto na VFC quanto no ganho barorreflexo, que podem ser obtidos somente quando os sujeitos tentam aumentar VFC nesta frequência particular (Vaschillo, *et al*., 2002).

A resposta arterial barorreflexa é engatilhada por receptores elásticos nas paredes do arco aórtico e artéria carótida, modulados pelo nervo vago, sendo encaminhada diretamente para o nodo sinoatrial e mediado batimento a batimento da frequência cardíaca, às repostas de mudança de pressão arterial (Vaschillo, *et al*., 2002).

Aproximadamente 80% das fibras vagais são aferentes e provêm informações importantes, considerando o estado visceral. Pelo motivo do nervo vago ser o regulador central da estrutura cerebral, o nervo vago é tanto uma entrada quanto uma saída de outros sistemas de feedback, ou seja, o sistema nervoso vagal é componente do maior sistema de feedback neuronal, além de ser um portal para o sistema nervoso em outras áreas do cérebro (Porges, 2003).

Alguns estudos revelam que o BFC tem resultados consistentes quando avaliado seu efeito agudo, mas quando avaliado os resultados a curto e longo prazo já não são tão claros. Algumas evidências sugerem que BFC talvez resulte em efeitos a longo tempo no ganho do barorrefexo (Wheat & Larkin, 2010). Para Lehrer (*et al*., 2003) o BFC aumenta de maneira aguda tanto VFC quanto o ganho do barorreflexo e cronicamente aumenta o ganho barorreflexo e o pico de fluxo respiratório em indivíduos saudáveis, cujas medidas ordinariamente devem estar estáveis.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

O barorreflexo que é um reflexo homeostático (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009) é responsável por mudar a pressão sanguínea nos vasos sanguíneos largos (principalmente na artéria aorta e carótida). Quando a pressão aumenta ou diminui, os receptores de pressão ("baroceptores") detectam as mudanças e repassam as informações para o centro hipotalâmico, que por sua vez, ativa os reflexos homeostáticos. O aumento na pressão sanguínea ativa a resposta parassimpática (e talvez a retirada simpática, enquanto diminui a pressão sanguínea e ative o oposto) (Lherer, Vaschillo & Vaschillo, 2000).

Sendo assim, o aumento da pressão sanguínea, provocado pelo barorreflexo, produz uma diminuição na FC e na vasodilatação, enquanto o a diminuição da pressão sanguínea produz o contrário (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009). O efeito acumulativo nas mudanças no ganho barorreflexo, tanto durante quanto principalmente, com o passar das sessões, não foram simples efeitos da respiração lenta. Aparentemente o biofeedback altera a modulação central do ganho barorreflexo (Lehrer, *et al*., 2003).

No estudo de Lehrer (*et al.*,2003) os efeitos agudos barorreflexos foram consistentes com sua a hipótese de que a estimulação da VFC na frequência de ressonância, por meio da atividade respiratória, envolve a amplificação da resposta barorreflexa vaga, e isso "exercita" o barorreflexo. Ainda neste estudo, há evidência que a ressonância na VFC incluiu resultados significativos no aumento total da VFC, assim como no LF durante o biofeedback. Os efeitos agudos do biofeedback no ganho barorreflexo foram relacionados a frequência respiratória (Lehrer, *et al.*, 2003).

Um dos trabalhos pioneiros no desenvolvimento de protocolo e padronização de treinamento com BFC foi o trabalho desenvolvido por Paul Lehrer e sua equipe. Esses pesquisadores utilizam-se da influência da ASR para potencializar os efeitos do BFC. A ASR é uma variação que ocorre no ritmo do coração em função da respiração, que aumenta a frequência cardíaca na inspiração e a reduz a expiração. Essa variação está ligada ao processo de homeostase. O BFC, baseado na ASR, é uma forma de BFC em que há uma ressonância entre ritmo derivado da ASR (alta frequência) e ao ritmo influenciado pelo efeito do reflexo barorreceptor, ou barorreflexo (frequência baixa), modulando a atividade autonômica (Lherer, Vaschillo & Vaschillo, 2000; Lehrer, *et al*., 2006).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Um estudo realizado por Lin (*et al.,* 2012) utilizou 43 indivíduos com pré hipertensão que foram classificados em três categorias: grupo BFC, grupo de respiração lenta e abdominal e grupo controle. Os sujeitos participaram de 10 sessões com o protocolo de BFC ou simplesmente respiração abdominal, concluindo um período de mais de 10 semanas e mais 3 meses de acompanhamento. Este estudo utilizou o seguinte protocolo: na primeira sessão os participantes foram solicitados que respirassem pelo abdômen por 2 minutos em cada uma das frequências específicas (6.5, 6.0, 5.5, 5.0, 4,5 ciclos por minuto) para determinar a frequência de ressonância. Para isso foi colocado um estímulo Pacer respiratório. A frequência com a maior amplitude da oscilação LF foi considerada a frequência de ressonância do indivíduo.

Nas sessões subsequentes, o indivíduo realizou diretamente o BFC e foi instruído a aumentar a amplitude da flutuação da FC. O treino de biofeedback ocorreu nas sessões seguintes. Durante as sessões, os participantes respiravam em sua frequência de ressonância por 20 minutos e foram instruídos a praticar duas vezes ao dia com um guia áudio em casa. O grupo de respiração abdominal, respiravam por 6 ciclos/minuto, durante 20 minutos com um estímulo Pacer e foram instruídos a praticar por 20 minutos, 2 vezes ao dia em casa. O grupo controle foi colocado em frente a um computador confortavelmente, lhes foi solicitado apenas que respirassem naturalmente e evitassem a hiperventilação (Lin *et al*., 2012).

Segundo Lehrer (*et al*., 2003) em estudo foram relatados poucos efeitos colaterais nas sessões de biofeedback, os quais geralmente são relatados nas sessões de relaxamento. Isto indica que a prática regular do treinamento de BFC tende a bloquear alguns efeitos colaterais negativos, que podem ocorrer durante sessões de relaxamento tradicional, quando as pessoas são instruídas a relaxar sem um treinamento especial de como fazer.

### 2.6.1 Aplicações clínicas do Biofeedback do Cardiovascular (BFC)

O BFC é uma poderosa feramente educacional nos ajustes da saúde mental e facilita melhoras rápidas e profundas em condições como depressão, ansiedade, síndrome



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

do pânico, estresse pós-traumático, hiperatividade (ADHD) (McCraty & Tomasino, 2004), A estimulação de alta amplitude do barorreflexo, por meio da respiração na frequência de ressonância, exercita estes reflexos e faz com que o organismo renda de maneira mais eficientemente. Aplicações clínicas foram publicadas na Rússia, aplicando método de BFC para o tratamento da asma, hipertensão e algumas desordens neuróticas (Chernigovskaya, Vaschillo, Petrash & Rusanovskii, 1990).

Lehrer (*et al*., 1997) examinaram os efeitos do BFC em pacientes com asma, comparados com um grupo controle que também tinha asma, mas não realizou o procedimento e estava em uma lista de espera. Análises revelaram que o aumento na VFC foi evidente durante a prática do BFC comparado aos períodos de descanso pré e pós tarefa no grupo BFC. Os autores sugeriram que melhora clínica no grupo BFC poderia ser causada mecanicamente pela redução na bronco constrição devido ao BFC. Outra possibilidade é que o barorreflexo tenha se tornado mais eficiente no grupo que realizou BFC.

Lherer, Vaschillo e Vaschillo(2000) relataram uma melhora na asma utilizando esta técnica em um experimento de 20 casos consecutivos do Russian Rehabilitation Center. Entretanto, neste caso não incluía grupos controles, tornado possível que alguns dos efeitos observados reflitam a seleção dos sujeitos, a regressão da média ou a expectativa (placebo). Em 2004, este mesmo autor relatou que o BFC pode ser facilmente utilizado para as pessoas aumentarem a amplitude da VFC (Lehrer*et al.*, 2004), 10 semanas de treinamento de BFC produz uma melhora clínica significativa na asma.

Já no estudo de Lehrer (*et al.*, 2012), dados fisiológicos foram coletados durante 4 de 10 sessões de biofeedback 5 minutos de linha de base, 5 com o procedimento de BFC e 5 minutos de descanso. Os efeitos do BFC foram positivos tanto no grupo mais jovem quanto nos mas antigos na severidade da asma.

Cowan (*et al.,* 2001) randomizaram pacientes com Doença Aterosclerótica em grupo de controle e um grupo de tratamento. O grupo controle recebeu psicoterapia envolvendo VFC e EMG, BFC, relaxamento, terapia cognitiva e de comportamento e educação para saúde. Pacientes foram instruídos a aumentar a ASR implementando respiração abdominal progressivamente, relaxamento muscular e outras técnicas. Os



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

autores notaram poucas diferenças significativas entre o grupo de tratamento e o grupo controle na VFC. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos pré e pós-tratamento de VFC, o que sugere pouco efeitos a longo prazo no tratamento. Entretanto, o grupo de tratamento teve menor risco de mortalidade cardiovascular, comparado ao grupo controle. Essa diferença foi mantida quando analisados outros fatores que contribuem para o risco cardiovascular.

Giardino, Chan e Borson(2004) utilizaram em uma amostra de 20 pacientes que possuíam Doença Pulmonar Crônico Obstrutiva. O protocolo de biofeedback cardiovascular foi construído por meio do manual de Lherer, Vaschillo e Vaschillo(2000). Significativos aumentos na ASR foram evidentes nos participantes de pós-tratamento, quando os participantes começaram a respirar espontaneamente. De acordo com estes autores, é possível que BFC melhore a ASR supostamente pelo exercício do barorreflexo e melhore o ASR pós-tratamento na ausência da respiração compassada, devido ao aumento da eficiência do barorreflexo ao longo do tempo (Giardino, Chan & Borson,2004).

Swantson (*et al*., 2009) utilizaram a técnica de BFC para estudar pacientes com Insuficiência Cardíaca. Os pacientes foram randomizados em biofeedback cardiovascular e grupo placebo. Em relação a linha de base dos períodos de acompanhamento ao longo do tempo, contrariando as hipóteses dos autores, não houve nenhum ganho consistente em longo prazo no grupo de tratamento, no que se refere aos SDNN ou pNN50. Os pacientes do tratamento exibiram grandes ganhos na distância caminhada comparado com o grupo controle e estes ganhos foram ainda maiores em pacientes com a doença menos severa.

Hassett (*et al.,* 2007) conduziram um estudo no qual indivíduos diagnosticados com fibromialgia participaram de sessões BFC de acordo com manual de Lherer, Vaschillo e Vaschillo(2000). O total da VFC e o componente LF da VFC aumentaram significativamente durante a prática do biofeedback. O ganho barorreflexo foi significativamente maior no fim das sessões de treinamento, promovendo a evidencia dos ganhos em todos os parâmetros em curto prazo das medidas de base, quando comparadas a primeira sessão de tratamento e aquelas das sessões 3 meses de acompanhamento. O aumento no componente LF da VFC durante as sessões de biofeedback indica que o

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

aumento no ganho barorreflexo deve haver ocorrido durante as sessões de biofeedback, e o ganho em curto prazo no barorreflexo suporta esta possibilidade (Hassett *et al*.,2007).

No estudo realizado por Del Poso, Gevirtz, Scher e Graneri(2004) composto por 63 participantes de 45 a 84 anos portadores de Doença Arterial Coronariana, o grupo de tratamento recebeu sessões de BFC uma vez por semana, durante 45 minutos em um período de seis semanas, além de serem encorajados a respirarem com respiração abdominal por 20 minutos por dia. Durante este estudo, 20 participantes foram escolhidos para ver a efetividade deste tratamento durante e entre as sessões. Neste, se pode perceber um aumento do espectro LF durante e entre as sessões, além de um aumentou no LF no decorrer do tratamento. Este estudo ainda demonstrou que a VFC aumenta em pacientes portadores de Doença Arterial Coronariana quando estes estavam expostos a um tratamento de BFC comparado a um grupo controle.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# Objetivos

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# 3 OBJETIVOS

## 3.1 OBJETIVO PRIMÁRIO

Verificar os efeitos crônicos no desenvolvimento cognitivo de crianças em idade escolar, de um programa de intervenção psicopedagógico, baseado no princípio da aprendizagem da autorregulação cardiovascular (BFC), com protocolo de 10 minutos em formato de game e obter, por meio de métricas lineares e não lineares, uma comparação das ferramentas disponíveis para acessar o controle cardíaco vagal e simpático.

## 3.2 OBJETIVOS SECUNDÁRIOS

a) ensinar técnicas respiratórias de controle da respiração;

b) verificar, de forma empírica, a aceitação das crianças quanto ao uso destas técnicas e ao uso do software Ez air;

c) elaborar um protocolo de biofeedback cardíaco, em formato de game, que contemple um período de 10 minutos;

d) avaliar a eficácia de um programa psicopedagógico, em formato de game, baseado em técnicas respiratórias;

e) determinar a atividade do sistema nervoso simpático e parassimpático e a relação entre ambos;

f) estudar VFC antes e durante a intervenção com a Grade de Números;

g) verificar a eficácia de técnicas respiratórias de autorregulação respiratória na atividade autonômica;



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

h) avaliar os efeitos crônicos do Biofeedback Cardíaco na VFC;

i) comparar os resultados dos sujeitos que fizeram a intervenção com o biofeedback cardíaco com os sujeitos que não realizaram nenhum tipo de respiração específica (controle) em relação a VFC;

j) avaliar se houve melhora no desempenho cognitivo da criança no que diz respeito a atenção, memória seletiva e concentração mediante o uso do jogo "Grade de números" das crianças que realizaram a intervenção por meio de técnicas de controle respiratório;

k) comparar os resultados dos sujeitos que fizeram a intervenção com a respiração controlada e o biofeedback cardíaco com os sujeitos que não realizaram nenhum tipo de respiração específica (Controle) em relação aos resultados da Grade de Números.

l) comparar do desempenho cognitivo na Grade de Número com a atividade autonômica das crianças em ambos os grupos;

m) comparar por meio de métricas lineares e não lineares as ferramentas disponíveis para acessar ao controle cardíaco vagal e simpático.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# Hipóteses

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 4 HIPÓTESES

a) se produzi uma melhora o desenvolvimento cognitivo das crianças quando há aumento da atividade parassimpática e diminuição da atividade simpática;

b) a técnica de Biofeedback cardiovascular é eficaz na regulação autonômica e no controle respiratório de crianças em idade escolar.

c) as ferramentas métricas lineares e não lineares disponíveis para acessar o controle cardíaco vagal e simpático revelam vantagens e desvantagens quanto â avaliação autonômica.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# MATERIAL E METODOS

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# 5 MATERIAL E MÉTODOS

## 5.1 CARACTERÍSTICA DA PESQUISA

Trata-se de uma pesquisa interdisciplinar, longitudinal, quantitativa e qualitativa, com delineamento experimental de campo (Farias Filho & Arruda Filho, 2013) a fim de observar os efeitos crônicos de um programa de BFC, utilizando um protocolo de 10 minutos, em crianças com idades entre 8 e 11 anos, participantes de uma das unidades do programa "Atleta do Futuro", Brasil.

Esta pesquisa é descritiva e exploratória em relação aos seus objetivos. Descritiva porque descreve as características de determinado fenômeno e o estabelecimento de relações entre as variáveis (Gil, 2002), e exploratória porque buscou delineamento de novas abordagens para prover critérios e compreensão do fenômeno envolvido (Boone & Kurtz, 1998).

A amostra foi obtida da maneira aleatória, com intuito de permitir a utilização das técnicas básicas de inferência estatísticas, o que facilita a análise dos dados e permite maior segurança ao generalizar os dados da amostra para a população (Barbetta, 2007).

Foram respeitados todos os parâmetros éticos em investigação com seres humanos. Todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos e objetivos do estudo. Além disso, como todos os participantes eram menores de idade, os responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, submetido junto ao projeto à avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Catarina. (ANEXO A)

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

5.2 PARTICIPANTES

Crianças de ambos os sexos, com idades entre 8 e 11 anos, participantes de uma das unidades do programa "Atleta do Futuro" (programa que utiliza o esporte para promover a educação e a inclusão social de crianças e adolescentes em várias cidades do Brasil).

### 5.2.1 Critérios de inclusão

a) participantes de ambos os sexos;

b) participar do programa "Atletas do futuro";

c) com idades de 8 a 11 anos;

d) sem uso contínuo de medicamentos psiquiátricos, anti-hipertensivos e drogas cardiovasculares;

e) ausentes de doenças psiquiátricas, neurológicas, doença de Chagas e diabete mellitus;

f) concordância do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado pelos pais.

### 5.2.2 Critérios de exclusão

a) com idade inferior a 8 anos e superior a 11anos;

b) sorologia positiva a doença de Chagas;



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

c) presença de doenças neurológicas, psiquiátricas e diabete mellitus;

d) déficit visual não corrigido;

e) uso contínuo de medicamentos psiquiátricos, anti-hipertensivos (ou para pressão baixa) e drogas cardiovasculares;

## 5.3 DESENHO EXPERIMENTAL

### 5.3.1 Primeira etapa

A primeira etapa para o desenvolvimento do presente trabalho foi composta por um levantamento de informações e pesquisas existentes. Paralelamente, foram discutidas e definidas as diretrizes do modelo pedagógico de autorregulação para os alunos. O desenvolvimento propriamente dito deste sistema iniciou com o desenvolvimento gráfico e do roteiro do game, seguido pela programação e estruturação do jogo e finalizado com a adição do áudio e efeitos sonoros, realizada no Laboratório de Educação Cerebral (2014).

Foram realizadas pelos responsáveis pelo projeto em conjunto com os professores, coordenadores e diretores da escola. Nestas reuniões, foram definidas as diretrizes do projeto, mediante a apresentação do termo de autorização do Comitê de Ética para pesquisa em seres humanos. A partir daí, ficaram definidas as turmas que fariam parte do projeto (neste caso os alunos de sexto ano que frequentavam as aulas de reforço escolar no período vespertino) e a faixa etária dos mesmos.

As intervenções foram feitas durante um período de dois meses, duas vezes por semana, nos 10 primeiros minutos (Day & Sadeck, 1982; Rosaen & Bem, 2006) das aulas de reforço escolar. Cada turma continha uma média de 10 a 15 alunos, com idades variando entre 8 e 11 anos. As crianças sentavam-se de frente para lousa, onde foi colocado um ecrã de computador de 21 polegadas com o uma barra de marcapasso que direcionava o controle da respiração. O software utilizado para auxiliar o controle



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

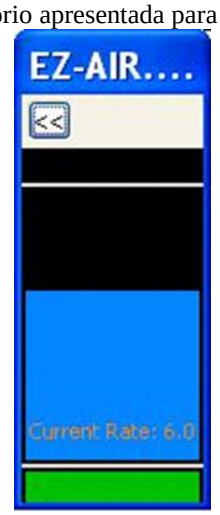
respiratório foi o Ez Air Plus, que consiste em um Breath Pacer (Pacer) ajustável de acordo com as características do grupo. Como o objetivo era ensinar o controle respiratório e verificar a aceitação das crianças para este tipo de intervenção, foram testadas algumas variáveis que poderiam ajudar ou não neste processo.

Em cada intervenção, foi ensinada uma respiração de relaxamento, com as mãos no abdômen.Para demonstrar a respiração abdominal foram dadas as seguintes instruções:

"*Quando você está respirando, seu diafragma desce e empurra o seu abdômen, quando isto acontece, um espaço é criado em seus pulmões para que eles se encham de ar. Os pulmões não fazem nada durante a respiração. Eles são passivos, como balões. O movimento do diafragma faz com que eles se encham de ar como os balões. Com isso, o peito não faz nada durante a respiração relaxada."*

Após ensinar a respiração abdominal, os alunos foram instruídos a respirar de maneira regulada por meio do software *Ez Air Plus*, que consistia de um gráfico ajustado para 6 respirações por minuto, com uma animação que subia a cada 2 segundos que correspondia ao tempo de inspiração e descia a cada 4 segundos que correspondia ao tempo de expiração (Vaschillo, 1996).

Figura 20 – Modelo de Barra Pacer respiratório apresentada para os alunos




Fonte: http://bfe.org/new/try-our-breath-pacer-ez-air-plus/



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Nas primeiras sessões foi possível perceber que este tipo de respiração testado para adultos (Vaschillo, 1996) era muito intenso para as crianças, podendo ser notado pelo aumento do ritmo respiratório e pela perda de atenção no experimento. Por este motivo, software foi ajustado para que os alunos respirassem de maneira regulada durante 2 minutos, descansem 2 minutos e depois voltassem a respirar por mais 2 minutos.

Durante este período composto por oito sessões, distribuídas em duas vezes por semana, foi também ensinado, juntamente com a respiração controlada, o método de aferir a frequência cardíaca manualmente, contando as pulsações cardíacas. Com estes dados, pode-se perceber, empiricamente, que somente com a respiração controlada já era possível haver uma queda dos batimentos cardíacos. Neste grupo de crianças, após alguns testes, com mudanças nos ritmos respiratórios (Lherer, Vaschillo & Vaschillo, 2000), foi verificado que o ideal seria utilizar um protocolo de 8 respirações por minuto, ou seja, 2 segundos de inspiração para 4 segundos de expiração, com 0.5 de intervalo entre eles.

Outras variáveis foram levadas em conta no decorrer deste estudo, para o posterior desenvolvimento do software: a iluminação do ambiente e a utilização de efeitos visuais e sonoros. A iluminação foi testada tanto no ambiente (sala de aula) como no brilho da tela do computador. Neste estudo, a falta de iluminação ambiente foi considerada um problema, pois produzia sono nos alunos e não era este o objetivo. Já o uso de efeitos sonoros e visuais no programa do computador foram experimentadosno momento da inspiração, no momento da expiração e em ambos os momentos, concluindo que em qualquer um dos momentos os sons foram considerados um fator a mais de distração ou irritação para os alunos. No estudo de Blumenstein (*et al.,* 1995) a música também foi um fator que interferiu no treinamento do autorregulação com BFC, concluído que os efeitos sonoros dividem a atenção do treinamento.

Em alguns sistemas computacionais psicofisiológicos, a utilização de sons, ruídos e músicas pode ser um fator a mais de motivação e engajamento no jogo. Gilleade e Allanson (2009) introduziram uma metodologia para melhorar a interação entre o jogador e jogo. Esta interação foi por meio de mudanças no sistema, baseadas nas próprias informações fisiológicas do jogador, as quais o sistema deve adaptar-se. Neste contexto, as melhorias no sistema poderão ser resumidas em três aspectos principais: a dificuldade do

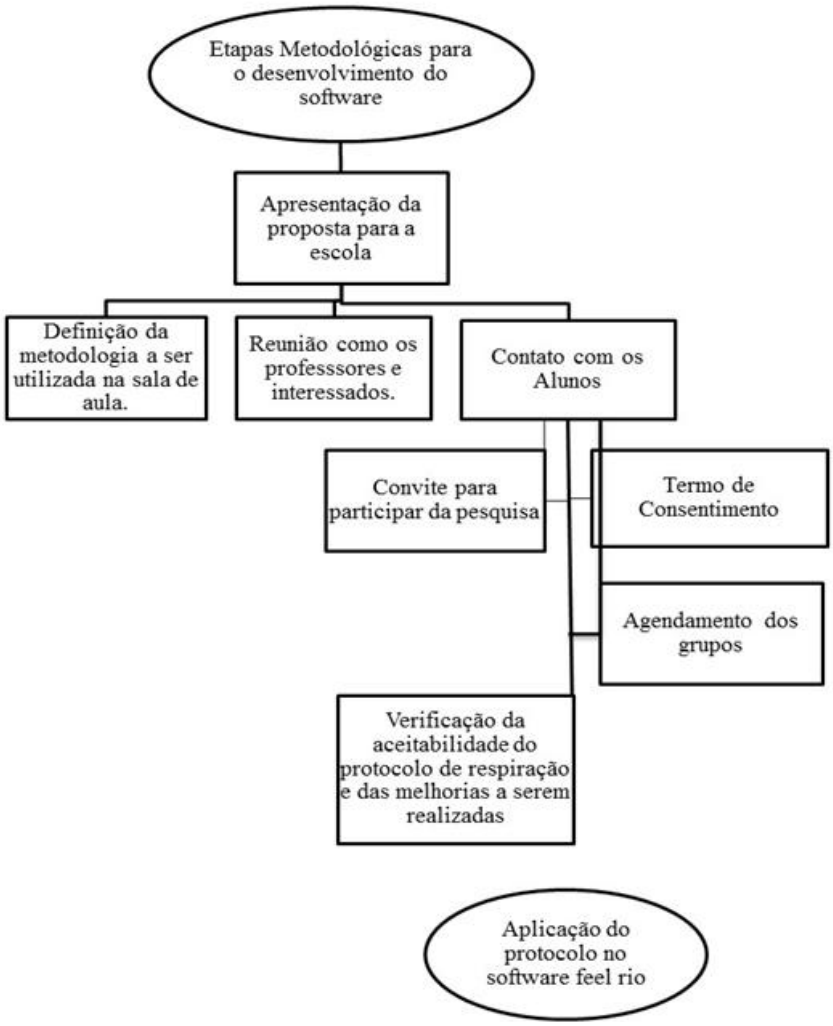


Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

jogo, a história do jogo e os efeitos musicais e sonoros que acompanham o jogo. De acordo com estes autores, o sinal de batimento cardíaco pode ser representado em muitas classes, cada classe representará um estado fisiológico que o jogador está passando. Por exemplo, uma classe pode demonstrar um estado de descontentamento, enquanto outra de sentimentos positivos ou excitação.

No presente estudo um fator motivacional foi a escolha da cor da tela e a animação utilizada na Barra Pacer. O fato de a criança montar o seu Pacer, de acordo com o seu gosto, fez com que as crianças dessem mais importância ao jogo e se sentissem mais engajadas ao experimento. As etapas do estudo podem ser organizadas em um fluxograma da seguinte maneira:

Figura 21 – Fluxograma as etapas metodológicas para o desenvolvimento do software Feel Rio




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

### 5.3.2 Segunda etapa

A amostra foi composta por 2 grupos (n= ±52) crianças do projeto "Atleta do Futuro" com idades entre 8 e 11 anos. Os grupos foram distribuídos de maneira aleatória entre Grupo Experimental, que realizou uma intervenção com respiração controlada por meio de um Pacer, em uma primeira etapa, composta por 5 sessões, e uma segunda etapa com um treinamento de Biofeedback Cardíaco (BFC) também com 5 sessões, por um período de 10 minutos (Blumenstein*et al.*, 1995; Shu-Zhen *et al.*, 2010; Cowan*et al.*,1990 , Capurro *et al*., 2007) e o Grupo Controle que foi um grupo que só participou das coletas de dados, mas não realizou nenhum tipo de intervenção.

As coletas foram realizadas na sede Elase (Associação dos Empregados da Eletrosul) ambiente que já é comum para essas crianças, por fazerem para do projeto "Atletas do Futuro". Ocorreu em uma sala disponibilizada pela coordenação do projeto, onde as crianças tinham um ambiente adequado e tranquilo para realização da intervenção, sem qualquer fator de interferência. Segundo Dirican e Gokturk (2011) especialmente em ambientes reais os problemas de aquisição de sinais são mais complicados, particularmente na manutenção da qualidade dos sinais. Entretanto, em ambientes controlados (como um laboratório) existe ainda o fator de interação com um meio artificial, o que faz com que os participantes não se comportem de maneira natural ou real.

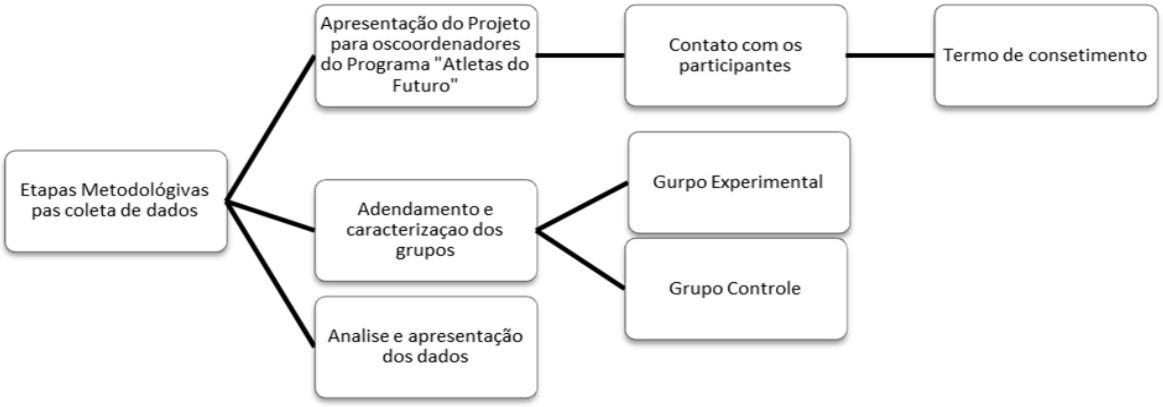
O pesquisador realizava um procedimento padrão com todas as crianças, determinando a posição que elas deveriam permanecer sentadas, explicando o procedimento por meio de uma instrução padronizada e esclarecendo as possíveis dúvidas que ocorressem (Sonderegger & Sauer, 2012).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 22 – Participante no ambiente onde foi realizada a coleta

Após a apresentação do consentimento livre e esclarecido os todos,os sujeitos envolvidos responderam a diferentes procedimentos, de acordo com seu respectivo grupo, seguindo as etapas metodológicas a seguir:

Figura 23 – Fluxograma das etapas metodológicas para aquisição dos dados.




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

5.3.2.1 Grupo Experimental

O grupo Experimental foi o grupo de intervenção com respiração controlada (Pacer) e BFC. O modelo de protocolo foi constituído por 10 sessões com intervenções Pacer (5 sessões) e BFC (5 sessões), ou 5 semanas, adaptado de Lehrer, Vaschillo e Vaschillo (2000), Cowan (*et al.*,1990) e Shu-Zhen (*et al.*, 2010), considerando que houve um período suficiente para uma introdução, adaptação e modificação de padrões a través do BFC sem perda do interesse pela atividade (Amon & Campbell, 2008, Vago & Silbersweig, 2010). Para análise dos sinais fisiológicos e do desempenho cognitivo dos mesmos, essas sessões foram precedidas da análise da VFC em repouso no período de 5 minutos (Lehrer *et al*., 2010; Quintana *et al*., 2010; Schein, *et al*., 2001; Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012; Lehrer*et al*., 2003; Geisler *et al*., 2010, Allen, Chambers & Towers, 2007; Hibbert, Weinberg & Klonsky, 2012) seguidos de três tentativas da Grade de Números (GN), em cada uma das intervenções. Este procedimento foi repetido três vezes: uma antes iniciar o tratamento, uma após as sessões de respiração controlada, ou seja, na metade do tratamento e uma última vez, ao final do tratamento, ou após as sessões de BFC.

*5.3.2.1.1 Primeiras fases: Sessão 1 a sessão 5*

Na primeira sessão deste grupo foi colocado na região torácica do participante um Frequencímetro Polar® modelo RS 800 CX (Polar Eletro Oy, Kemple Filand) (Geisler *et al*., 2010; Lehrer*et al.,* 2003) para o registro da VFC durante a linha de base de 5 minutos (Lherer, Vaschillo & Vaschillo,2000; Quintana *et al*., 2010; Schein, *et al*., 2001; Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012; Lehrer*et al*., 2003, Geisler *et al*., 2010; Luay & Revett, 2011; Saboul, Pialoux & Hautier, 2014; Cowan *et al*., 1990 Allen,; Chambers &Towers,2007;Hibbert, Weinberg & Klonsky, 2012). Após este procedimento, foi apresentado aos alunos o Pacer, que é um software que ajuda a manter a respiração controlada. A Barra Pacer é o modelo mais comum, mas que neste caso, foi substituído por



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

uma animação para dar um estímulo a mais para os alunos. Este software foi utilizado como um treinamento ou uma familiarização dos alunos com o sistema de *feedback*, e também para que estes conhecessem sua frequência respiratória ideal. Este procedimento foi realizado segundo uma adaptação de Lherer, Vaschillo e Vaschillo (2000), para que os alunos a cada dia respirassem por 10 minutos, em cada frequência, da seguinte maneira:

Sessão 1: 6 respirações por minuto (inalação 3078ms e exalação em 6154ms);

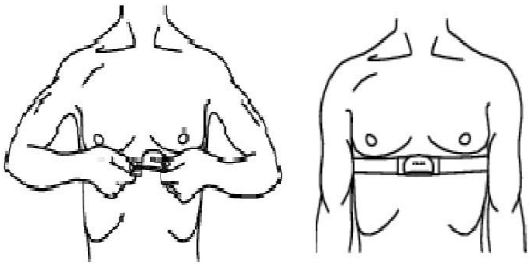
Sessão 2: 5 respirações por minuto (inalação 3334ms e exalação em 6667ms);

Sessão 3: 5.5 respirações por minuto (inalação 3637ms e exalação em 7271ms);

Sessão 4: 5 respirações por minuto (inalação 4001ms e exalação em 7998ms);

Sessão 5: 4.5 respirações por minuto (inalação 4849ms e exalação em 8485ms).

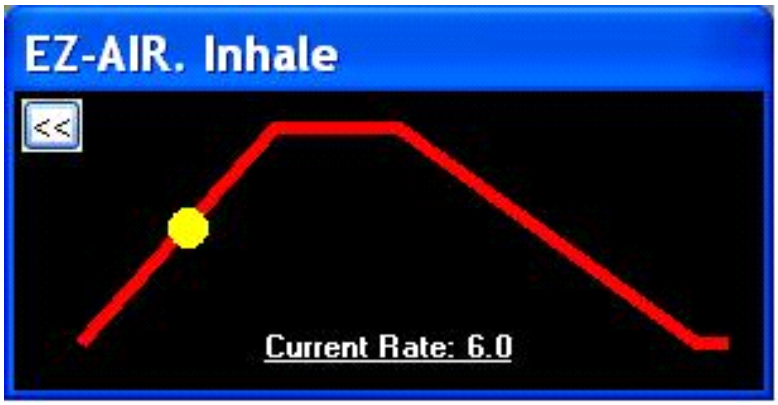
Figura 24 – Ajuste e posicionamento do Frequencímetro durante todo o tratamento



Para ajudar os alunos a controlarem sua respiração, ainda foram fornecidas as seguintes instruções: "*Treine o controle da sua respiração com o auxílio desta bolinha (animação) Quando a bolinha subir você irá inalar enchendo seu abdômen e quando a bolinha descer você irá exalar esvaziando o seu abdômen. Esta respiração é abdominal e realizada pelas narinas. Busque relaxar seu corpo e músculos faciais e não force a sua respiração. Não respire de forma muito profunda para não hiperventilar. Se isso ocorrer você poderá visualizar alguns pontos luminosos ou tontura. Caso isso, ocorra busque uma respiração mais lenta para se adaptar ao ritmo respiratório. A respiração deve ser fluida. Mesmo que a respiração seja controlada ela deve ser natural e suave".*

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 25 – Pacer respiratório do software EZ AIR, da maneira como foi apresentada para os participantes na segunda etapa do trabalho.




Fonte: http://bfe.org/new/try-our-breath-pacer-ez-air-plus/

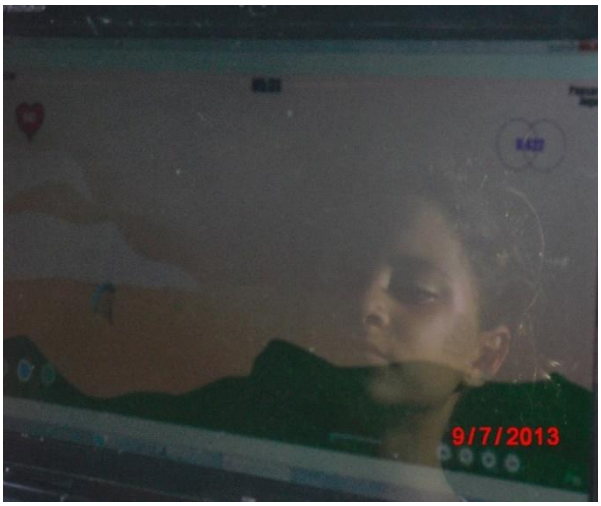
*5.3.2.1.2Segunda Fase: Treino do BFC*

Nesta fase, o participante buscou aumentar sua própria frequência de ressonância da VFC, por meio do aumento da amplitude da arritmia sinusal respiratória (mudança no ritmo cardíaco que se associa com o controle da respiração). Por meio de técnicas de visualização, em tempo real, o participante monitora mudanças nos seus sinais fisiológicos instantaneamente, o que desenvolve sua habilidade e eficiência durante o processo (Shu-Zhen *et al*., 2010) Nesta etapa do trabalho, o BFC foi feito com uma animação, baseado na tarefa da fase 1, em formato de um game. O ambiente do game é o Rio de Janeiro, o jogador (criança) se torna piloto da asa delta e é estimulado a manter a asa em boa altura e velocidade, conforme mantém elevados níveis de Coerência Cardíaca ao longo do tempo. A altura da asa varia conforme os valores decoerência de cada pessoa. Se o valor da coerência anterior for menor que o atual, a asa delta sobe um ponto (são 480 pontos de altura). Se o valor da coerência atual for menor que a anterior, a asinha cai um ponto. São 3 cores, portanto 3 faixas de cores que variam de acordo com os valores de coerência que cada participante consegue chegar.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

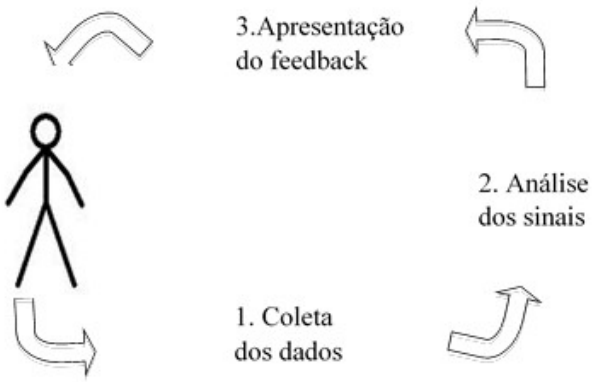
Figura 26 – Participante realizando o BFC com o software Feel Rio.




Instrução fornecida para os participantes antes do início do jogo: *"O display mostra um parapente que sobrevoa a cidade do Rio de Janeiro. Este parapente irá voar mais alto quando você conseguir manter um estado de calma encontrado com a respiração controlada. Lembre-se que a respiração é abdominal. Relaxe seu corpo e seus músculos faciais. Busque não forçar sua respiração, ela deve se manter a mais constante e fluída possível para que seja possível atingir sua frequência de ressonância. Caso sinta algum desconforto deixe sua respiração mais lenta. Mesmo que a respiração seja controlada ela deve ser natural e suave".*

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 27 – Os três estágios essenciais do sistema de BFC




Fonte: Blumenstein. Bar-Eli e Tenebaum (2002).

5.3.2.2 O Grupo Controle

O Grupo Controle foi composto pelos alunos que não tiveram intervenção com o Pacer e com o BFC. Neste grupo, foram feitas três intervenções com o mesmo espaço de tempo do outro grupo. Os participantes fizeram a análise da VFC em repouso no período de 5 minutos (Lehrer *et al*., 2010; Quintana *et al*., 2010; Schein, *et al*., 2001; Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers & Wager, 2012; Lehrer *et al*., 2003, Geisler *et al*., 2010, Allen, Chambers & Towers,2007, Hibbert, Weinberg & Klonsky, 2012) seguidos de três tentativas da GN, em cada uma das intervenções.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

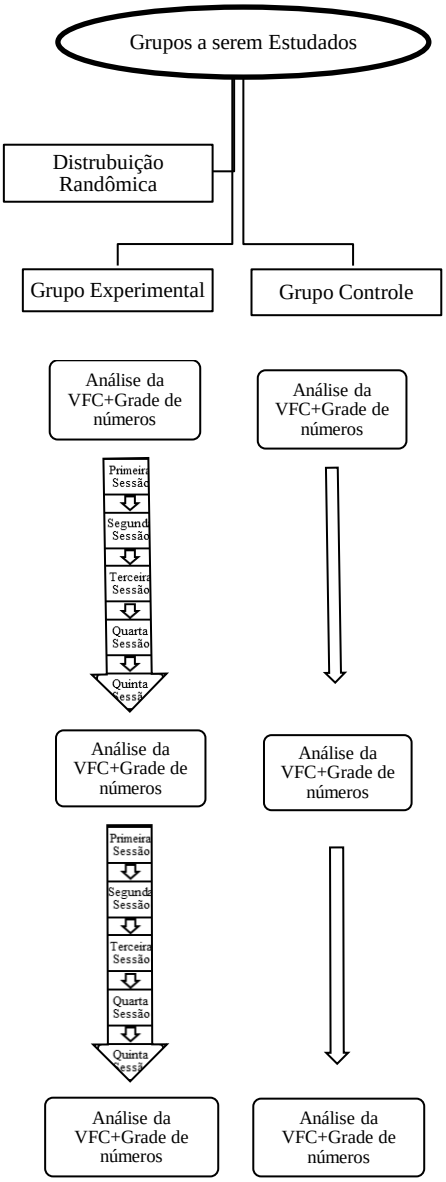
Figura 28 – Posição dos Participantes em ambos os grupos

Fonte: Laboratório de Educação Cerebral

Os procedimentos estão exemplificados conforme o fluxograma a seguir:

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 29 – Fluxograma do procedimento metodológico dos grupos Tratamento e Controle para aquisição e análise dos dados




## 5.4 MATERIAL UTILIZADO

1) Frequencímetro Polar® modelo RS 800 CX (Polar Electro Oy, Kemple Filand) (Geisler*et al*., 2010; Lehrer*et al*., 2003) é um monitor da frequência cardíaca sensível a atividade elétrica do coração para registro de indicadores da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC). Registra, de forma geral, o sinal de maior amplitude, o pico R, para



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

obtenção de dados paramétricos como a FC e VFC. O equipamento é composto de uma cinta torácica elástica, que funciona como unidade transmissora dos sinais emitidos pela FC e o monitor de pulso similar a um relógio, que recebe e armazena os sinais enviados pela cinta. A cinta transmissora utilizada ao redor da caixa torácica consiste em dois eletrodos alojados em uma cinta elástica. Estes são conectados a uma unidade transmissora no osso esterno. A cada mudança de potencial captada pelos eletrodos, é enviado um sinal de 5HZ para o monitor/software utilizado, que promove sua decodificação para batimento cardíaco, mensuração dos intervalos RR, entre outros. Alguns autores como Vanderlei, Silva, Pastre, Azevedo e Godoy (2008) validaram a utilização do monitor de frequência cardíaca da marca Polar mostrando compatibilidade entre este instrumento com o eletrocardiograma (ECG) (*Physiotrace, Estaris, Lille, France*).

Figura 30 – Frequencímetro da maraca Polar® modelo RS 800 e seus acessórios

2) O Breath Pacer EZ AIR PLUS: é um programa de software que estimula a pessoa a inalar e exalar a uma frequência de respiração pré-determinada. Primeiro se define o marcapasso com o número de respirações por minuto que se deseja testar. Sugere-se que se comece a 6 respirações por minuto (rpm) e trabalhe para chegar a 4,0 rpm em 5 etapas de rpm, exemplo: 6.0, 5.5, 5.0, 4.5 e 4.0.Este software é utilizado para encontrar um ritmo ideal de respiração. A Barra do Pacer é o modelo mais comum encontrado e que neste caso, procurou-se substituí-lo por uma animação com uma bolinha, a qual a criança podia escolher a cor, tamanho e uma rampa, onde a bolinha subia na inspiração e descia na expiração, de acordo com o ritmo sugerido. O Pacer foi utilizado para buscar uma frequência de ressonância (a velocidade da respiração em que a arritmia sinusal respiratória



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

é mais elevada). Este software foi utilizado como um treinamento ou uma familiarização dos alunos com o sistema de *feedback.*

Figura 31 – Software EZ AIR da maneira como foi apresentado aos participantes

3) Fononocardiograma (FCG): é um sistema que fornece um registro gráfico dos fenômenos acústicos produzidos pelo coração e pelos grandes vasos sanguíneos. Este instrumento quando conectado ao sujeito, amplifica o sinal sonoro da sua FC, convertendo-o em significativas informações. O sinal obtido (auditivo) é retroalimentado e pode promover informações sobre os processos internos do próprio organismo. A partir do intervalo entre os batimentos cardíacos, pode-se calcular o valor médio dos batimentos cardíacos por minuto (bpm) por meio do software Audacity. Essas informações alimentam o software Biomind (Takase & Schaedech, 2013). Neste caso o FCG foi construído a partir de um fone de ouvido comum, colado com uma fita isolante na área onde o sinal da cinta transmissora do Frequencímetro é mais forte (geralmente localizado na parte sinalizada em amarelo da figura abaixo). Este fone foi plugado na parte de áudio (microfone) do computador e retroalimentado para o software Audacity.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 32 – Material utilizado no Fonocardiograma (Frequencímetro sinalizando em amarelo a área onde a aquisição do sinal é mais forte).

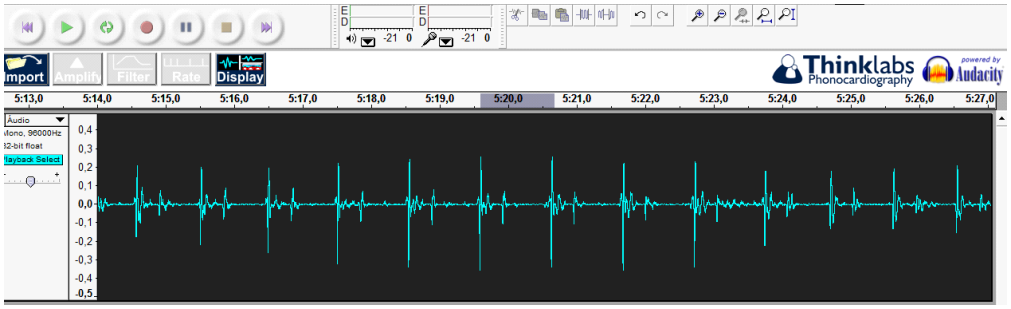
4) Software de BFC (Biomind): O BFC utiliza um sensor para medir o intervalo entre os batimentos cardíacos para mostrar ao sujeito as alterações cardíacas em uma determinada atividade. As informações são interpretadas por programas de computador, onde é disponibilizado o padrão do comportamento do sistema nervoso autônomo. A partir dos intervalos sucessivos entre batimentos cardíacos é calculada a média dos batimentos (bpm). O BioMind foi desenvolvido a partir do software de VFC (softvfc) desenvolvido pelo professor Emílio Takase e Diego Schmaedech (Universidade Federal de Santa Catarina – LEC-CDS).

Figura 33 – Criança realizando a tarefa com Software Biomind

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

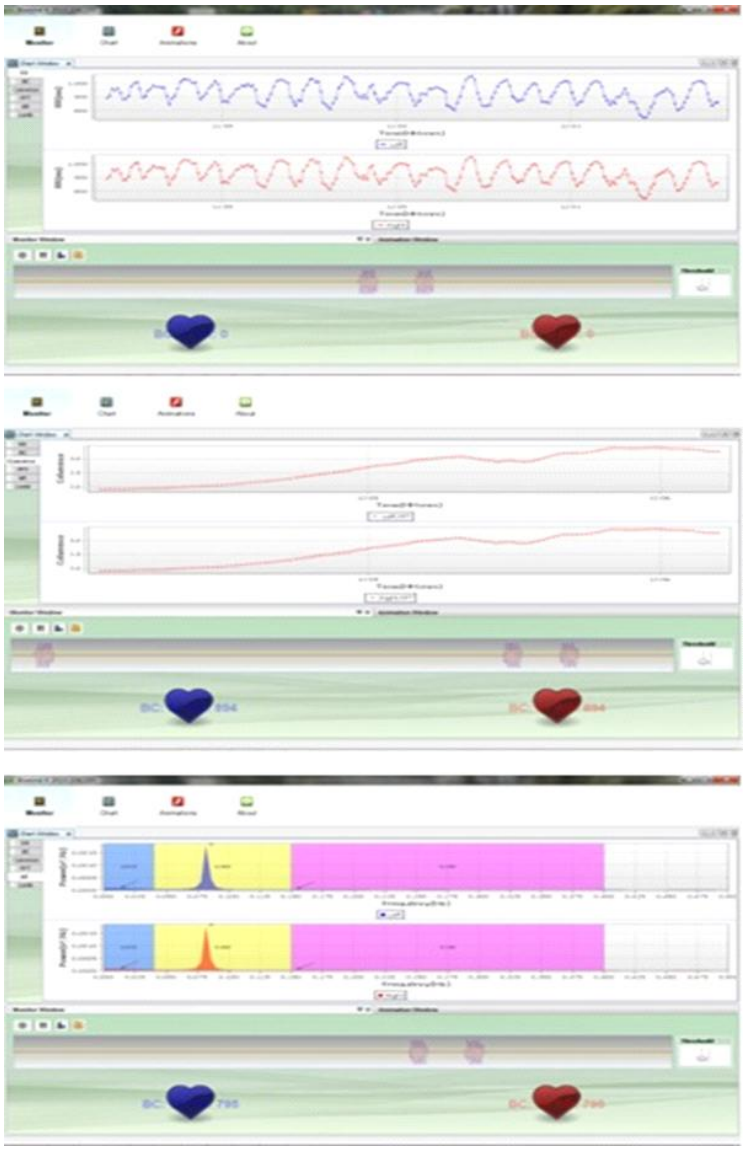
5) Software Audacity: este software alimenta a informação do Biomind que, por sua vez, processa e expõe ao usuário o valor dos intervalos de tempo entre batimentos do coração (intervalos RR em milissegundos) em tempo real. Estas informações são vistas na tela do computador e o participante pode ver e manipular suas variáveis psicofisiológicas da VFC (Thurber, Bodenhamer-Davis, Johnson, Chesky & Chandler, 2010).

Figura 34 – Sinal do Fonocardiograma no software Audacity




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Figura 35 – Janelas do Software Biomind



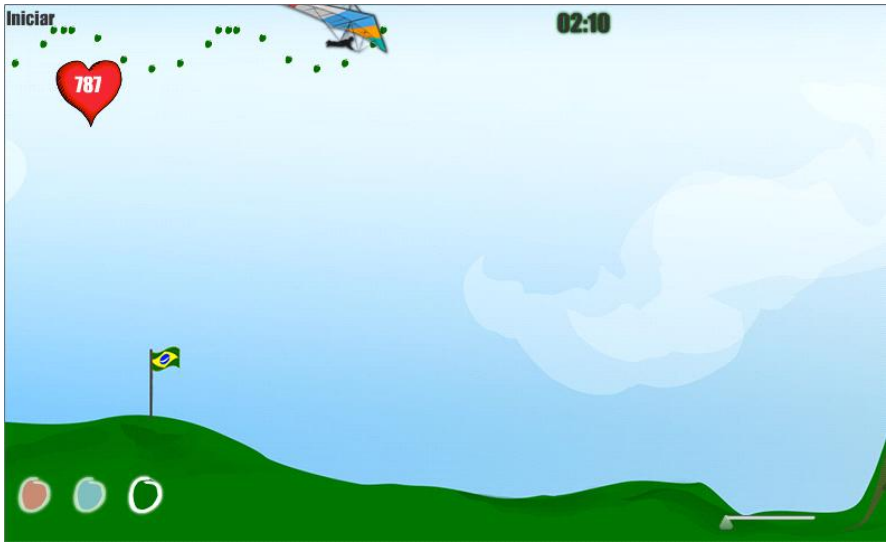
6) Game Feel Rio: este game foi desenvolvido na plataforma Adobe Flash e possui uma interface de comunicação multimodal com o software Biomind. O game usa os valores de coerência cardíaca para controlar a altura e a velocidade da asa delta. O game foi desenhado para trabalhar aspectos biopsicológicos em função dos valores de Coerência cardíaca. O ambiente do game é o Rio de Janeiro e o jogador, piloto da asa-delta, é estimulado a manter a asa em boa altura e velocidade, conforme mantém elevados níveis de Coerência. A altura da asa varia conforme os valores de coerência de cada pessoa. Se o valor da coerência anterior for menor que o atual, a asinha sobe um ponto (são 480 pontos



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

de altura). Se o valor da coerência atual for menor que a anterior, a asinha cai um ponto. São 3 cores, portanto, 3 faixas de cores que variam de acordo com os valores de coerência que cada participante consegue chegar. O game Feel Rio foi desenvolvido pelos professores Emílio Takase, Ruy Marra e Diego Schmaedech.

Figura 36 – Game Feel Rio com a Asa delta na pontuação referente a coerência cardíaca (bolinha verde acima).




7) Grade de números (GN): o jogo foi desenvolvido por Diego Schmaedech e pelo Laboratório de Educação Cerebral da Universidade Federal de Santa Catarina (Brasil), com o no nome de *Loocktable*, disponível na plataforma Bioscada (https://github.com/BioSCADA). O jogo é composto por uma grade de números, onde o sujeito deve clicar nos números, seguindo uma sequência lógica (números em ordem crescente), no menor tempo possível. É um jogo que estimula e avalia concentração, atenção seletiva e memória de trabalho. O bom desempenho na grade de números depende de uma boa habilidade nestes três parâmetros básicos:

a) acurácia: diz respeito da precisão da criança durante a tarefa, se cometeu erros ou se acertou todas às vezes. Na grade de números a acurácia é calculada a partir do número de cliques em números errados que a criança apresenta. Os



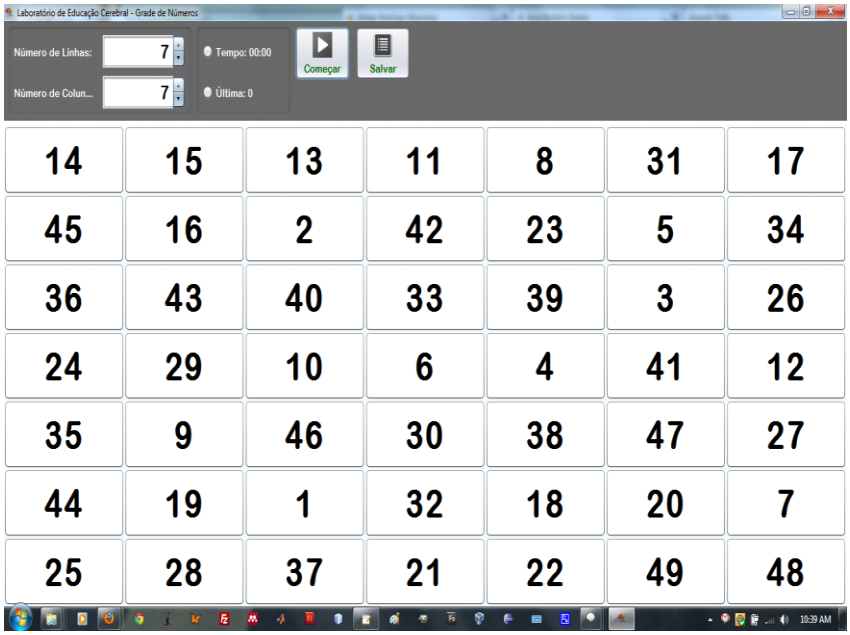
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

fatores que contribuem para a diminuição da acurácia envolvem destreza psicomotora, desatenção e fadiga;

b) estabilidade: é uma medida de constância da criança durante a realização da tarefa. Pessoas com alta estabilidade variam menos durante a tarefa, tendendo a levar o mesmo tempo para achar cada um dos números. Fatores como ansiedade e fadiga influenciam diretamente a estabilidade;

c) velocidade: indica a velocidade em que a tarefa é concluída. É um indicador de desempenho geral da tarefa, o que motiva o usuário a completar o desafio. Este indicador é influenciado por todas as habilidades cognitivas básicas previamente citadas, e busca-se atingir alta velocidade acompanhada de bons índices de estabilidade e acurácia.

Figura 37 – Grade de Número "Looktable" no formato de jogo desenvolvido por Diego Schmaedech e pelo Laboratório de Educação Cerebral da Universidade Federal de Santa Catarina (Brasil)




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

5.5 PROCEDIMENTOS PARA A ANÁLISE DE DADOS

### 5.5.1 Desining Estatístico

As avaliações utilizadas para formar o design estatístico foram referentes a 3 linhas de base que continham um período de 5 minutos, anteriores ao jogo GN e os 5 minutos referentes a GN. Também foram analisados 3 dos 5 dias que os pacientes foram submetidos ao protocolo de respiração controlada (o primeiro dia, o dia intermediário e o último dia) e 3 dos 5 dias que os pacientes foram submetidos ao protocolo BFC (o primeiro dia, o dia intermediário e o último dia). Como o protocolo de respiração e BFC continha um período de 10 minutos, para controle da análise foram selecionados 5 minutos centrais do protocolo. Este período ficou estabelecido para igualar o período de análise de Línea de Base (LB) e de GN. Além disso, foi verificado empiricamente durante o período do experimento que as crianças, muitas vezes, perdiam o foco de atenção depois de 5 minutos de respiração controlada, ou não se concentravam imediatamente no período inicial, com isto, foram eleitos os 5 minutos centrais como forma de executar uma análise mais precisa.

### 5.5.2 Análise Estatística

Os dados utilizados para análise da GD foram retirados do próprio software "*Looktable"* e exportados para uma planilha Macro no software *Microsoft Excel versão 2013.* A partir desta planilha foram retirados os três índices utilizados para análise da GN: a Acurácia, a Estabilidade e a Velocidade. Acurácia por erros foi calculada a partir da porcentagem de clicks em números errados. A estabilidade foi calculada a partir da diferença de tempo levado para clicar em cada número da sequência e a Velocidade, retirada do tempo levado para executar a tarefa. Cada criança realizou três vezes a tarefa em cada sessão. Os valores foram obtidos a partir da média dos valores alcançados nos 3 jogos.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Material e métodos

Para análise da VFC, os dados foram gerados pelo Biomind e salvos em txt com o valor dos RR. Em seguida os dados da VFC foram exportados individualmente no formato txt para tabulação dos dados no software *Microsoft Excel versão 2013*. Após a tabulação e conferência do banco de dados, as variáveis do estudo foram analisadas descritivamente, por meio de medidas de tendência central (média, mediana e moda) e variabilidade (desvio-padrão, variação, intervalos de confiança da média, etc.), de acordo com os respectivos níveis de mensuração. Foram buscadas inconsistências nos dados e valores desviantes por meio de gráficos de caixa. A distribuição das variáveis mensuradas em nível intervalar foi analisada por meio de histogramas, e testada por meio do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnoff. As variáveis do estudo que apresentaram violações na normalidade por apresentarem assimetria positiva foram normalizadas por meio de logaritmo de base 10. A normalização dos dados foi realizada, pois existe um grande número de análises inferenciais a serem feitas, e por isso o uso de estatística multivariada pode reduzir a probabilidade de erros. Dancey e Reidy (2004) apontam que quanto maior o número de testes inferenciais de efeitos simples utilizados, maior a probabilidade de erros de inferência. Por essa razão os testes não paramétricos só foram utilizados quando não houve possibilidade de normalização de dados.

Os dados relativos aos índices de VFC foram analisados através de dois programas do software *MATLAB* (Tarvainen & Niskanen, 2008): um programa para análise de VFC, desenvolvido pelo Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina (Ponnusamy, Marques & Reuber, 2011; Ponnusamy, Marques & Reuber, 2012) e pelo *Kubios HRV (*Tarvainen, Niskanen, Lipponen, Ranta-Aho, & Karjalainen, 2013). Os dados relativos a grade de números, foram gerados pelo próprio software (Loocktable) e transferidos para uma planilha de *Excel.*

As medidas provenientes do *Power spectrum* foram expressas como frequência padrão e os parâmetros de tempo recomendados pelo *Task Force of the Europeam Society of Cardiology e the North American Society of Pacing and Electrophysiology* (Task Force, 1996). Para análise dos parâmetros no domínio da frequência, vários componentes da VFC foram derivados dos intervalos entre os sucessivos complexos QRS normais (intervalos NN) utilizando a transformada de Fourier (FFT) para gerar uma distribuição de poder como uma função da frequência. Três componentes espectrais centrais são encontrados em



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

intervalos de tempo relativamente curtos (de 2 a 5 minutos de duração) VLF (≤0.04 Hz), LF (0.04-0.15 HZ) e A HF (0.15-0.4 Hz). Os componentes da LF resultam predominantemente dos efeitos simpáticos na VFC, mas também tem sido demonstrado refletir a atividade parassimpática. Os componentes da HF refletem principalmente os efeitos da atividade parassimpática na VFC. O componente HF ainda reflete o controle do eferente vagal da ASR. O TP fornece informações a respeito da variação de todos os intervalos NN (0.003-0.4 Hz). Três medidas derivadas da análise no domínio do tempo da VFC foram calculadas: SDNN (SD de todos intervalos NN), a rMSSD (Índice estatísticos derivado das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes) e o Pnn50(Porcentagem das diferenças sucessivas entre os intervalos RR que são > 50 ms). O SDNN fornece informação sobre a contribuição de todos os componentes da VFC durante o período do registro. O rMSSD fornece uma estimação da variação do HF em um período curto de registro. O pNN50 reflete a atividade do SNP. (Ponnusamy, Marques & Reuber, 2011; Ponnusamy, Marques & Reuber, 2012).

Como método não Linear, no domínio do tempo, a análise da VFC foi feita por meio da Plotagem de Pointcaré, no qual, os intervalos RR são plotados em função do intervalo RR precedente. Na Plotagem de Pointcaré o desvio padrão instantâneo dos intervalos RR é denominado de SD1 e representa a modulação parassimpática (Tulppo, Mäkikallio, Takala, Seppänen & Huikuri,1996). O SD1 é a linha vertical lk=lk+1 e no eixo longitudinal e o SD2 é paralelo a linha lk=lk+1. O SD1 descreve a variabilidade de curta duração e o SD2 a variabilidade de longa duração O SD1 é tanto influenciado pelo simpático quanto pelo parassimpático, enquanto o SD2 é influenciado apenas pelo SNP (Petkovic & Cojbašic, 2011; Petkovic, Cojbašic & Lukic, 2013).

Utilizando o método desenvolvido por Toichi, Sugiura, Murai e Sengoku (1997) foram calculados dois índices derivados da plotagem de Lorenz, no qual cada intervalo RR ($RR_n$)é plotado junto ao intervalo RR subsequente ($RR_{n+1)}$). A extensão do eixo transversal (T) resultante no gráfico reflete a variabilidade batimento a batimento, com desvios ao longo do eixo que refletem predominantemente a influência da atividade parassimpática. As medidas derivadas da plotagem da extensão do eixo longitudinal são chamadas de Índice Cardíaco Vagal (CVI= $Log_{10}$ [LxT]) e índice Cardíaco simpático (CSI=L/T). Estes



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

índices fornecem informação complementária sobre a contribuição simpática e parassimpática nos parâmetros as VFC.

Também foi mensurada a entropia aproximada (ApEn), a partir qual pode detectar as diferenças nos dados dos batimentos cardíacos que não são visualmente aparentes. Esta medida é uma medida da regularidade versos aleatoriedade. Provê medidas quantitativas das flutuações imprevisíveis nas séries de tempo. Valores maiores de ApEn correspondem a maior aleatoriedade e séries de tempo mais complexas. Menores valores de ApEn correspondem a séries de tempo simples, com um padrão de menor aleatoriedade. Os valores relativamente maiores de ApEn corresponde a estados mais saudáveis (Ponnusamy, Marques & Reuber, 2011; Ponnusamy, Marques & Reuber, 2012).

Os cálculos estatísticos foram realizados pelo software *SPSS versão* 22. Para verificar a diferença entre as LB, GN em relação ao tratamento e em relação aos grupos, foi utilizada análise MANOVA (*repeated measure*), seguida por um *test-t pareado* para as medidas que se mostraram significativas. Para correlacionar os resultados referentes à GN e os índices de VFC foram realizadasmúltiplas correlações lineares de *Spearman*. Todas as análises realizadas utilizaram um intervalo de confiança de 95%, sendo que o alfa foi definido em 0.05.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# Resultados

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# 6 RESULTADOS

## 6.1 ANÁLISE QUANTITATIVA

A amostra foi composta por 52 crianças distribuídas aleatoriamente em Grupo Experimental e Grupo Controle, participantes do programa "Atleta do Futuro", Brasil. Como se trata de um projeto extracurricular para crianças de famílias de baixa renda, muitos destes participantes não seguiram o experimento por motivos de ausência às atividades, restando assim, um Grupo Experimental com n=13 e um Grupo Controle n=7. A média de idade foi de 9,57 (±0,8) anos, sendo que a média para o grupo de tratamento foi de 9,6 anos (±0,7) e 9,5 (±0,9) para o grupo controle. Para verificar se havia diferença entre os índices gerados pela Grade de Números (GN) e índices referentes à Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC), foram comparados valores RR, SDNN, RMSSD e os índices gerados pela GN, o que resultou em uma diferença estática não significativa entre eles, em relação ao fator gênero.

### 6.1.1 Variáveis relativas ao desempenho cognitivo

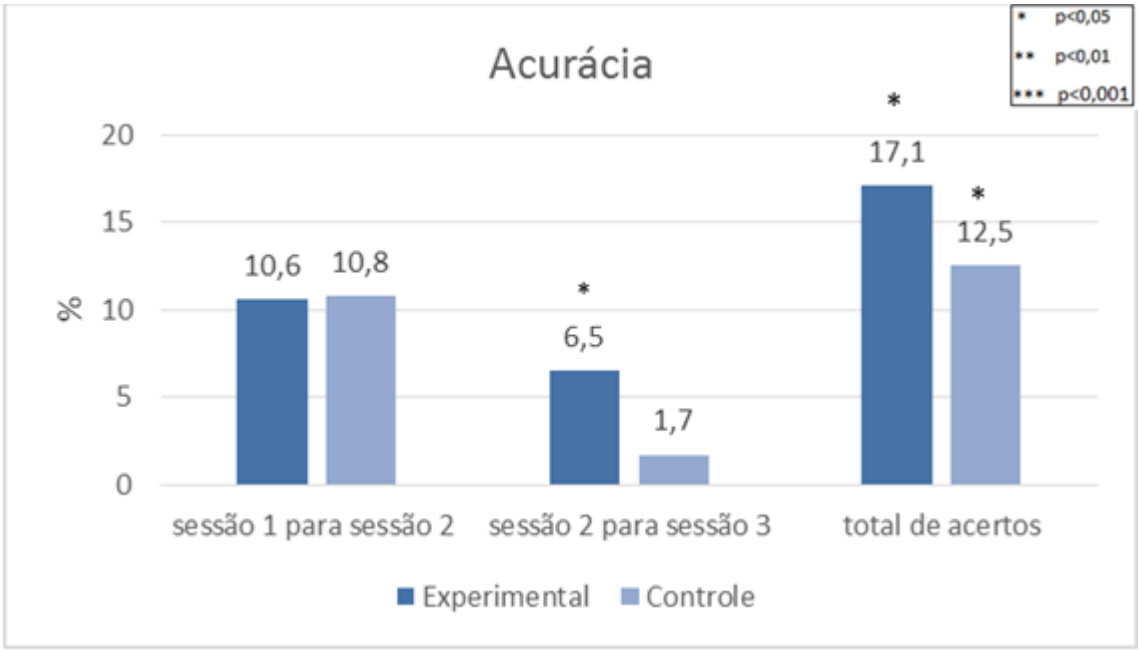
#### 6.1.1.1 Acurácia

Este indicador é calculado a partir da média da porcentagem de acertos para as três tentativas. Quando analisado o indicador acurácia verificou-se que houve um aumento em relação à progressão das sessões de ambos os grupos: 17,1% de acertos no Grupo Experimental e 12,5% de acertos para o Grupo Controle ($p$=0,003,$f$ (1,48) =9,47, $n^2$=463). Sendo que o Grupo Experimental teve um melhor desempenho em relação à Acurácia (4,6% a mais de acertos) que o grupo Controle (*Wilk´s Lambda*= 0,002, $f$=15,58, $n^2$=585).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

No gráfico 1 pode-se observar que as crianças do Grupo Experimental aumentaram o número de acertos em 10,6% da primeira para segunda sessão, enquanto as do grupo controle 10,8%. Ao comparar a segunda sessão com a terceira, ou seja, após a com o Biofeedback Cardiovascular (BFC), as crianças do Grupo Experimental aumentaram seus acertos em 6,5% ($p< 0,05$), enquanto as crianças do Grupo Controle em 1,7%. Com isto, o Grupo Experimental finalizou o experimento com um aumento de 17,1% de acertos ($p< 0,012$) de seus participantes.

Gráfico 1 – Demonstra o desempenho dos grupos Controle e Experimental em relação ao indicador Acurácia em porcentagem de acertos, no decorrer das três sessões nas quais foi realizado o jogo GN.




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

6.1.1.2. Estabilidade

A Estabilidade é calculada a partir da diferença de tempo para clicar em cada número da sequência (variância) em números por segundos, mediante seguinte fórmula:



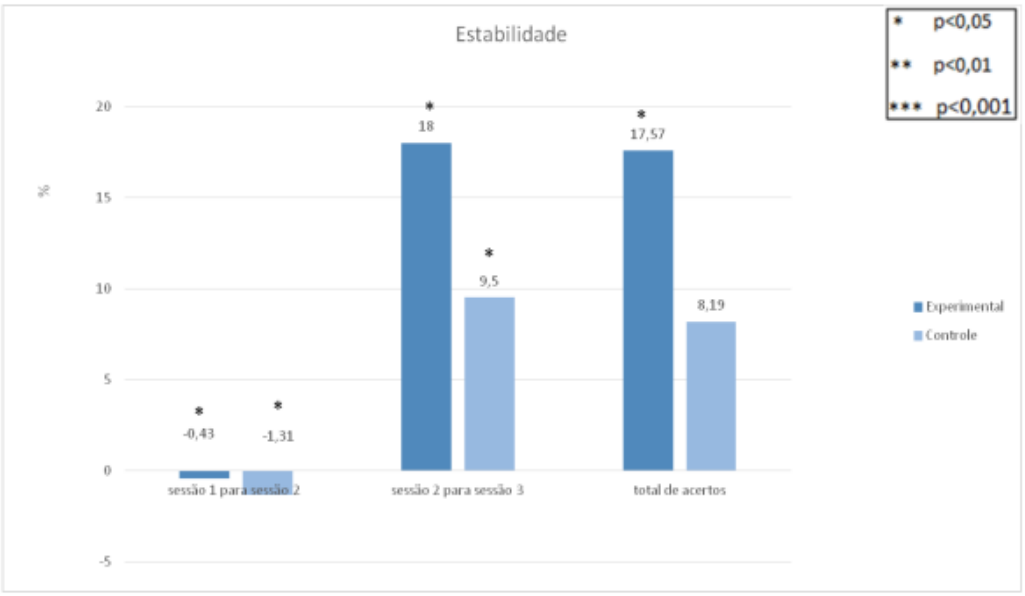
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

$$\frac{1}{desviopadrão}$$

Ao aplicar um *teste-t* pareado foi possível perceber que houve diferença neste indicador e entre a sessão 1 de 0,469±0,04 para 0,467±0,044 números por minuto na sessão 2 ($r^2$=0,715, p=0,013) e da sessão 2 para 0,552 ±0,072 números por segundo na sessão 3 ($r^2$= 0,789, p=0,012) no Grupo Experimental. Também houve diferença da sessão 1 de 0,459±0,018 para 0,452±0,052 números por segundo na sessão 2 no Grupo Controle ($r^2$=0,861, p= 0,028). No gráfico 2 é possível verificar o desempenho dos alunos em relação ao indicador Estabilidade em números por segundo.

Nota-se que da primeira para a segunda sessão, ambos os grupos tiveram uma perda na estabilidade de -0,43% (p<0,013) no grupo tratamento e -1,31% (p<0,028) no grupo controle. Já quando analisado o gráfico da estabilidade da segunda para terceira sessão, pode-se observar que o Grupo Experimental (que sofreu influência das sessões de BFC) teve uma melhora de 18% (p<0,012), enquanto o Grupo Controle teve uma melhora de 9,5% (p<0,013).

Gráfico 2 – Ilustra o desempenho dos participantes, em números por segundo, dos grupos Experimental e Controle em relação ao indicado Estabilidade no decorrer das três sessões, onde foi realizado o jogo GN. Nota da primeira para a segunda sessão ambos os grupos tiveram uma perda neste indicador e aumentaram na sessão seguinte



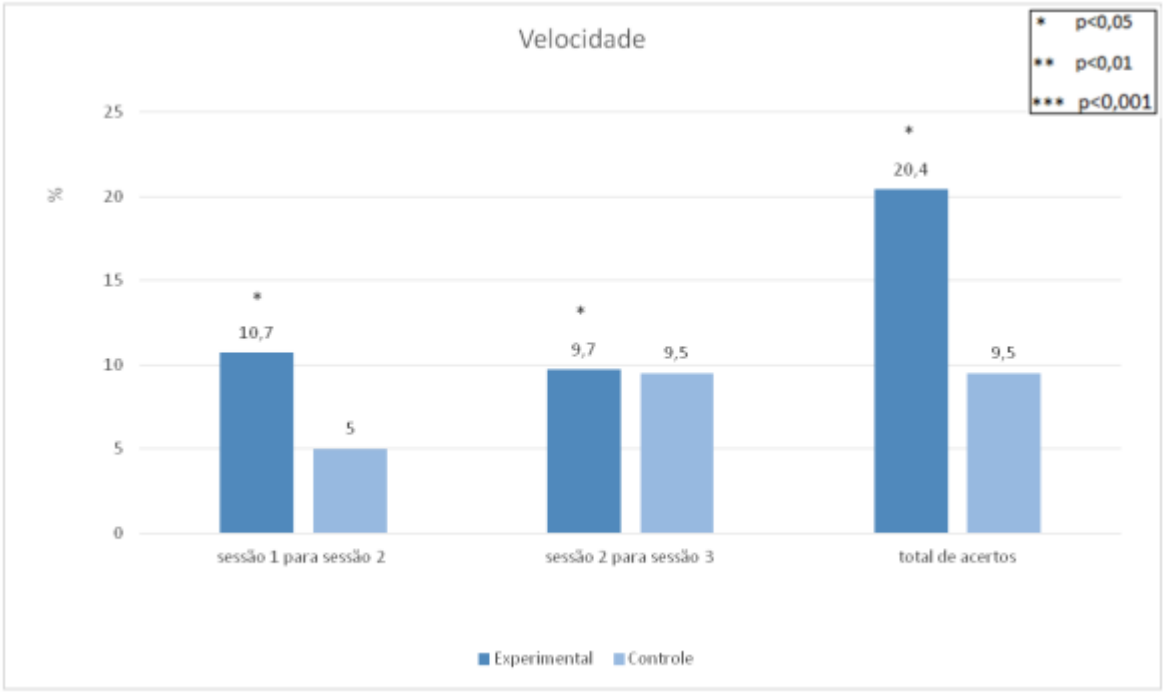

Fonte: Dados da pesquisa (2014).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Quanto ao indicador Velocidade, houve uma melhora no Grupo Experimental da primeira para segunda sessão de 10,7% ($r^2$=0,747**,** p<0,001), os quais aumentaram 9,7% na terceira sessão *(*$r^2$=0,733**,** p<0,013), totalizando um aumento de 20,4% números por segundo da primeira para última sessão ($r^2$=93**,** p<0,01). Já o Grupo Controle aumentou 5% da primeira para segunda sessão e 9,5% da segunda para terceira sessão, totalizando 14,5% de acertos. No Gráfico 3 é possível ver a velocidade na qual as crianças resolveram a tarefa na unidade de segundos.

Gráfico 3 – Mostra o a evolução do indicador Velocidade da GN e no decorrer das sessões do jogo nos grupos Experimental e Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

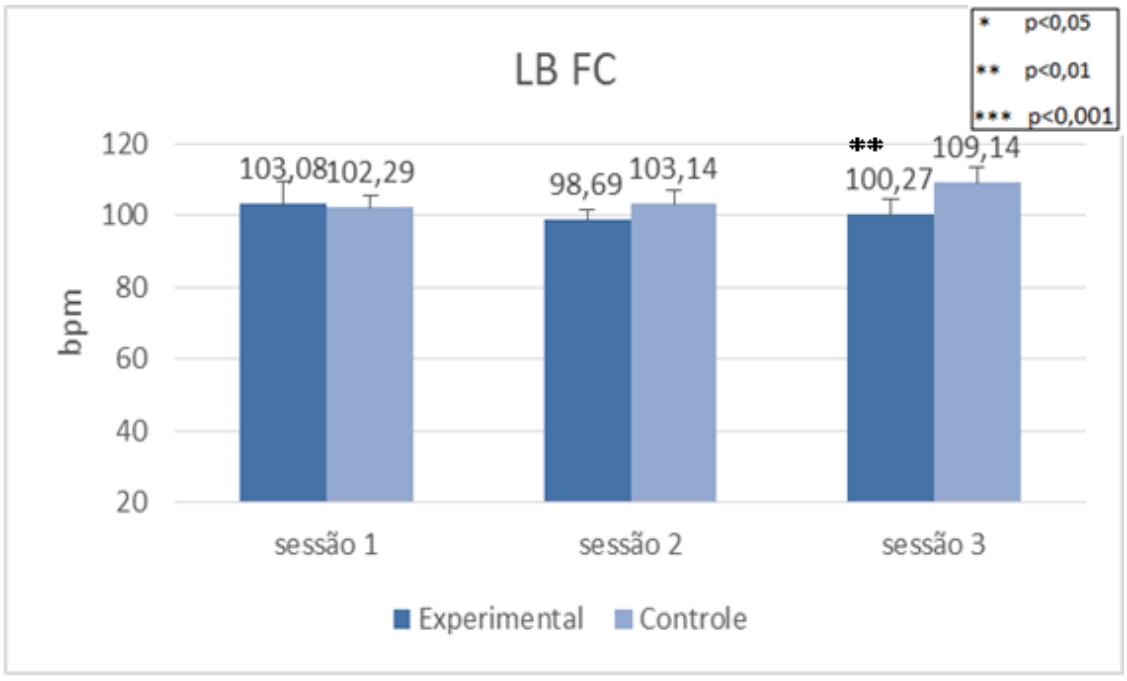
### 6.1.2 Variáveis relativas aos índices de VFC

6.1 2.1 Análises lineares

*6.1.2.1.1Análise no domínio da Frequência (FFT)*

Ao observar o gráfico da FC dos participantes, é possível verificar uma queda na FC de 103,08 ±6,4bpm na LB1 para na 100,27 ±4,38 bpm LB 3 ($r^2$0,747, p<0,008) no Grupo Experimental. Já no Grupo Controle, houve um aumento da FC de 102,29 ±3,17 bpm na LB1 para 109,14 ±4,54 bpm na LB3.

Gráfico 4 – Mostra a variação da FC durante as 3 LB nos grupos Experimental e Controle em bpm




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

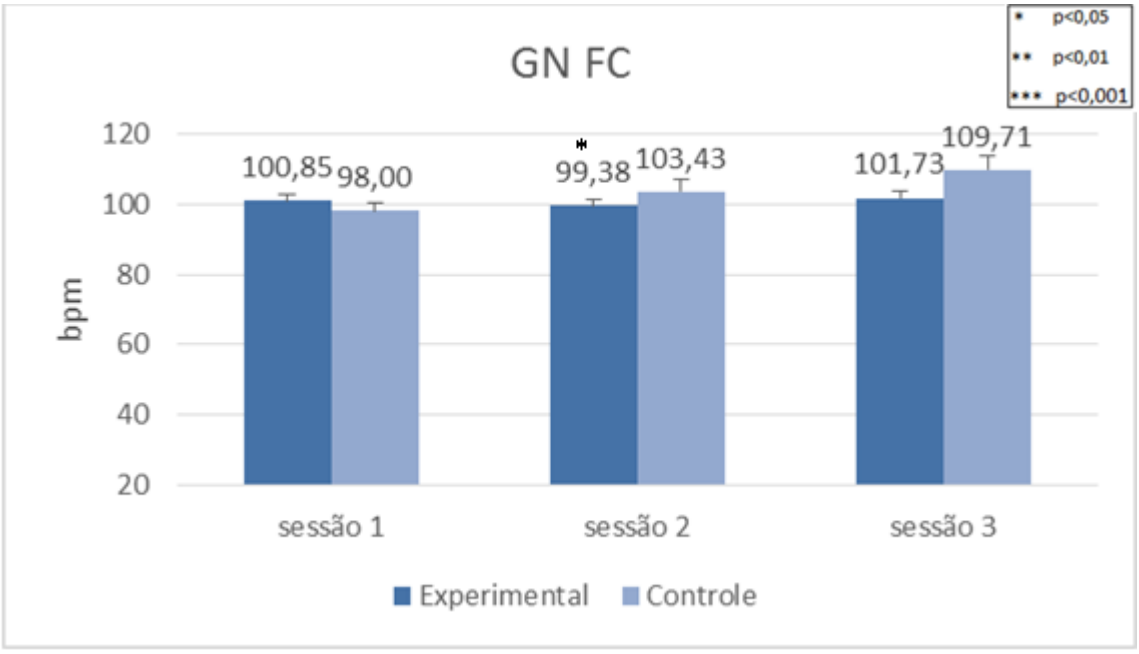
Tabela 2 – Descreve a diminuição da FC no Grupo Experimental e aumento da FC no Grupo Controle em bpm

| Média ±EP | LB1 (bpm) | LB2 (bpm) | LB3(bpm) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 103,08 ±6,4 | 98,69 ±3,04 | 100,27 ±4,38** |
| Controle | 102,29 ±3,17 | 103,14 ±3,7 | 109,14 ±4,54 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O gráfico 5 mostra o comportamento da FC durante as três sessões onde foi aplicado o jogo Grade Número (GN). Entre a primeira e a segunda sessão há uma diminuição na FC do Grupo Experimental da sessão 1 de 100,85±5,13 bpm para 99,38 bpm na sessão 2 ($r^2$0,701, p< 0,016), seguido de um aumento para 101,73±4,77 bpm na sessão 3. O Grupo Controle aumentou sua FC de 98±2,48 bpm na primeira GN para 109,71±4,11 bpm na terceira GN.

Gráfico 5 – Ilustra comportamento da FC em bpm durante a GN em três sessões distintas, com o mesmo intervalo de tempo, em ambos os grupos.




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

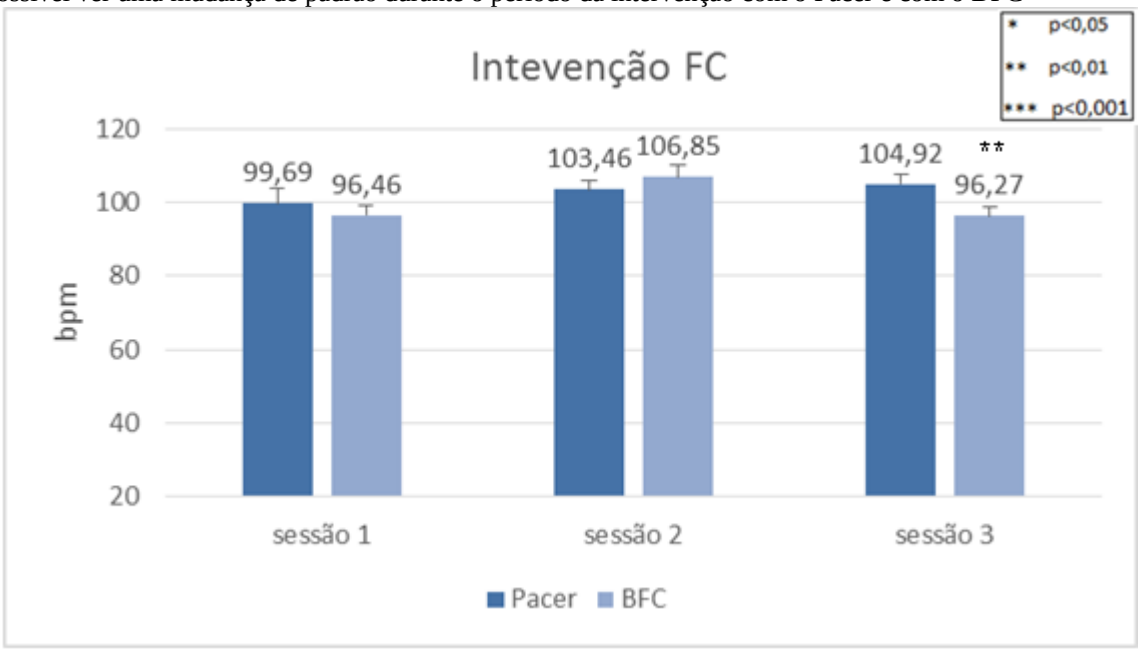
Tabela 3 – Descreve o comportamento do FC em bpm durante a GN o qual diminui da primeira para segunda sessão do grupo Experimental e volta a subir na terceira sessão. Já no Grupo Controle, este índice sobe a cada sessão

| Média ±EP | GN1(bpm) | GN2(bpm) | GN3(bpm) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 100,85±5,13 | 99,38±2,72* | 101,73±4,77 |
| Controle | 98±2,48 | 103,43±3,47 | 109,71±4,11 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Segundo a análise da MANOVA houve uma mudança de padrão da FC durante o período da intervenção (*Wilk´s Lambda*= 0,019, *f*= 3,368 [c], $r^2$=0,545). A análise ainda mostra que o tratamento com o BFC foi mais efetivo que o tratamento com o Pacer (p<0,009 f(1,9) = 7,407, $n^2$ 849).

Gráfico 6 – Ilustra o comportamento da FC em bpm durante o período da intervenção. Nesta figura, é possível ver uma mudança de padrão durante o período da intervenção com o Pacer e com o BFC




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 4 – Descreve o comportamento do que se mantém com os batimentos mais elevados durante a intervenção com o Pacer e mais baixo durante a intervenção com o BFC, com exceção da sessão 2

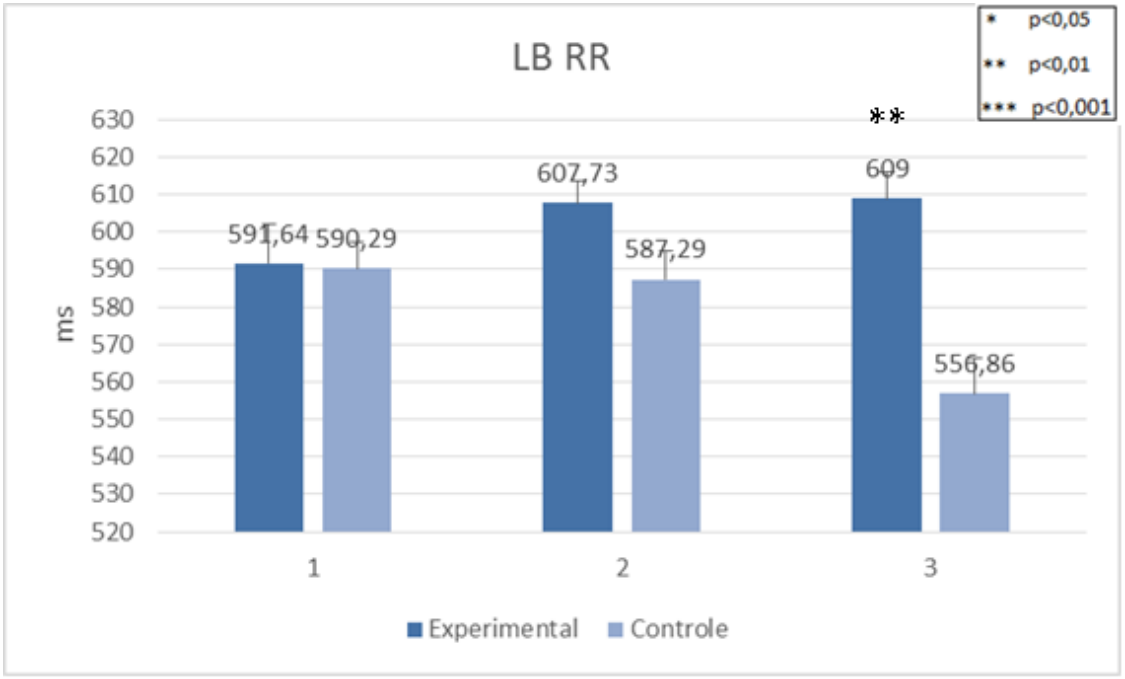
| Média ±EP | Sessão 1(bpm) | Sessão 2(bpm) | Sessão 3(bpm) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 99,69±4,19 | 103,46±2,69 | 104,92±2,75** |
| BFC | 96,46±2,77 | 106,85±3,23 | 96,27± 2,42 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Ao observar o gráfico 7, é possível verificar que houve um aumento nos valores de RR em ms da primeira LB de 591,64ms ±10,57 para 609ms ±6,85 na última LB do Grupo Experimental ($r^2$= 0,745, p<0,008). No Grupo Controle, houve uma queda nos valores de RR de 590,29 ±6,99 msna primeira LB para 556,86 ms ±9,41,9 na última LB, conforme mostra a Tabela 5:

Gráfico 7 – Ilustra comportamento do RR em ms durante a LB em três sessões distintas, com o mesmo intervalo de tempo, em ambos os grupos. A partir deste gráfico é possível observar que os valores de RR subiram da primeira para última LB do Grupo Experimental e caíram no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 5 – Descreve o comportamento do RR em ms durante a LB, o qual aumenta no Grupo Experimental no decorrer da intervenção e diminui no Grupo Controle

| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 591,64 ±10,57 | 607,7 ±5,95 | 609 ±6,85** |
| Controle | 590,29 ±6,99 | 587,3 ±7,7 | 556,9 ±9,41,9 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

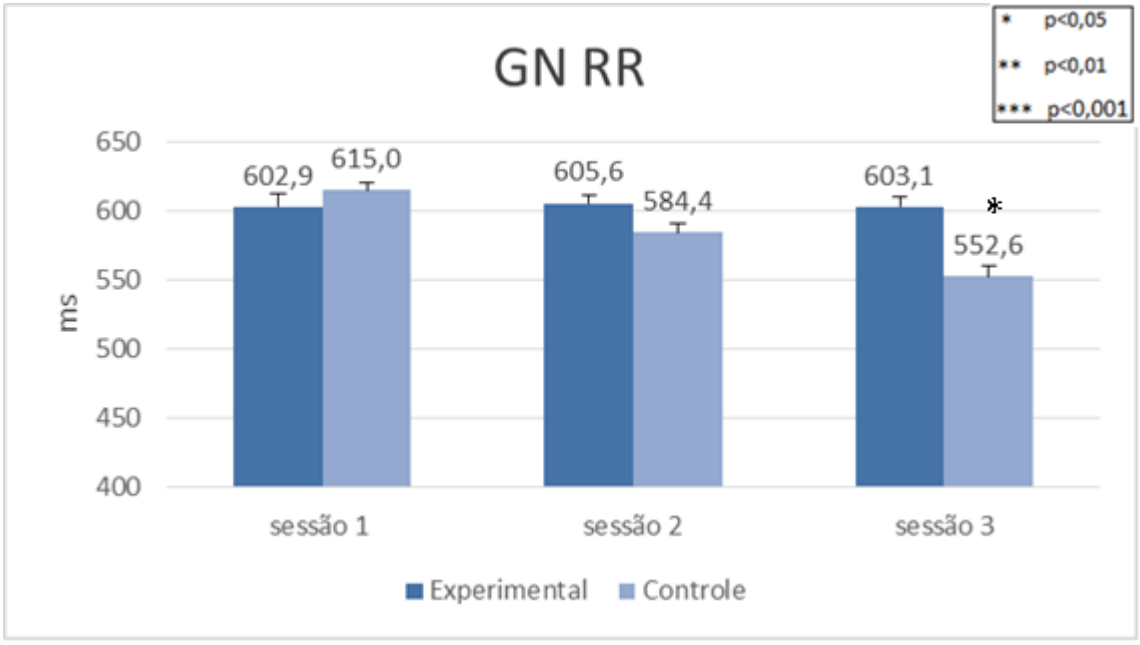
Já ao observar o comportamento do RR em ms durante a execução do Jogo GN é possível perceber que os valores de RR no Grupo Experimental foram de 602,9±32,8,



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

subiram para 605,6 ±19,6, no segundo dia de jogo, e caíram para 603,1±26,9 na última sessão do Grupo Experimental. No Grupo Controle diminuíram de 615ms ±15,6 para 552,6ms ±21,1 na última GN ($r^2$= 0,683, p<0,021), como pode ser observado na Tabela 6:

Gráfico 8 – Ilustra comportamento do RR em ms durante o jogo GN, em três dias distintos, com o mesmo intervalo de tempo em ambos os grupos. Nota-se que os valores do RR mantiveram-se em uma média de 603,9±26,4 RR no Grupo Experimental e desceram de 615±15,6 para 552, 6 ±21,1 no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 6 – Descreve comportamento do RR em ms durante a GN, o qual aumenta da primeira para segunda sessão do grupo Tratamento e diminui da segunda para terceira sessão. Já no Grupo Controle, o RR cai progressivamente

| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 602,9 ±9,1 | 605,6 ±5,44 | 603,1 ±7,46 |
| Controle | 615 ±5,9 | 584,43 ±7,09 | 552,3 ±7,96* |

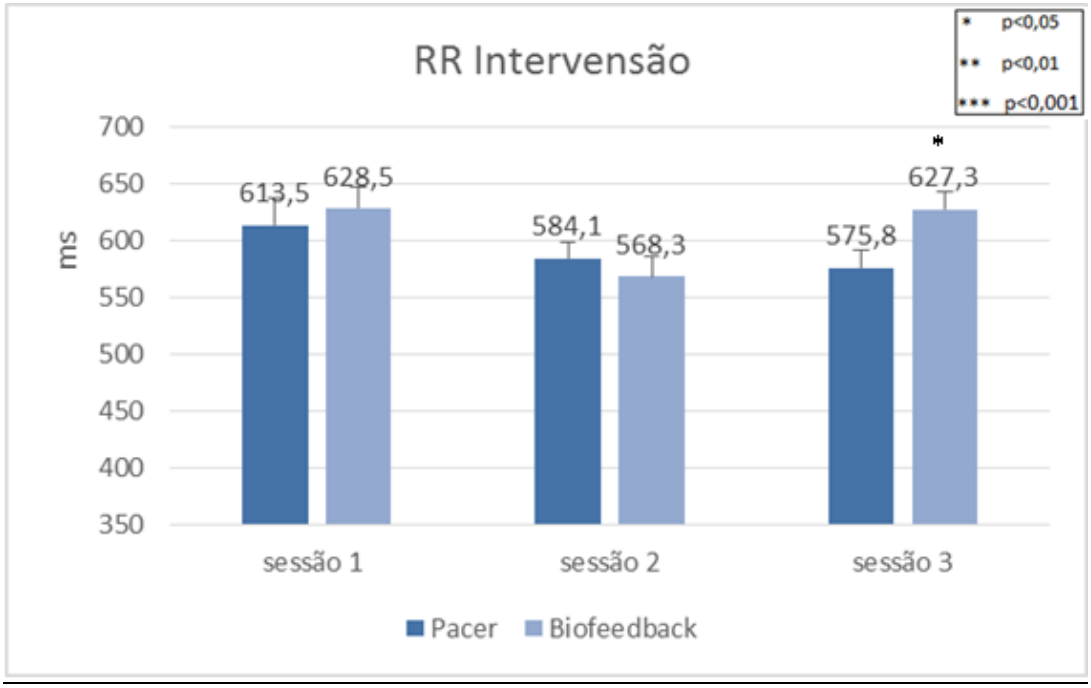
Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Já na análise da Efetividade, dos dois tipos de intervenção em relação ao RR em ms, a intervenção com o BFC foi mais efetiva em relação à intervenção como o Pacer (p<0,03). Isto quer dizer que através mediante a intervenção com BFC os RR foram

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

mantidos em torno de 608,0±17,3 RR, enquanto com o Pacer foi possível manter uma média dos RR em torno de 591,1±17,6 RR.

Gráfico 9 – Ilustra comportamento do RR em ms durante a intervenção. Nota-se que os valores do RR diminuíram no tratamento com o Pacer e voltaram a aumentar da primeira para última sessão com BFC




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 7 – Descreve o comportamento do RR em ms durante a intervenção. Na intervenção com o Pacer o RR cai a cada sessão, já com o BFC, este índice se mantém mais elevado com exceção da sessão 2

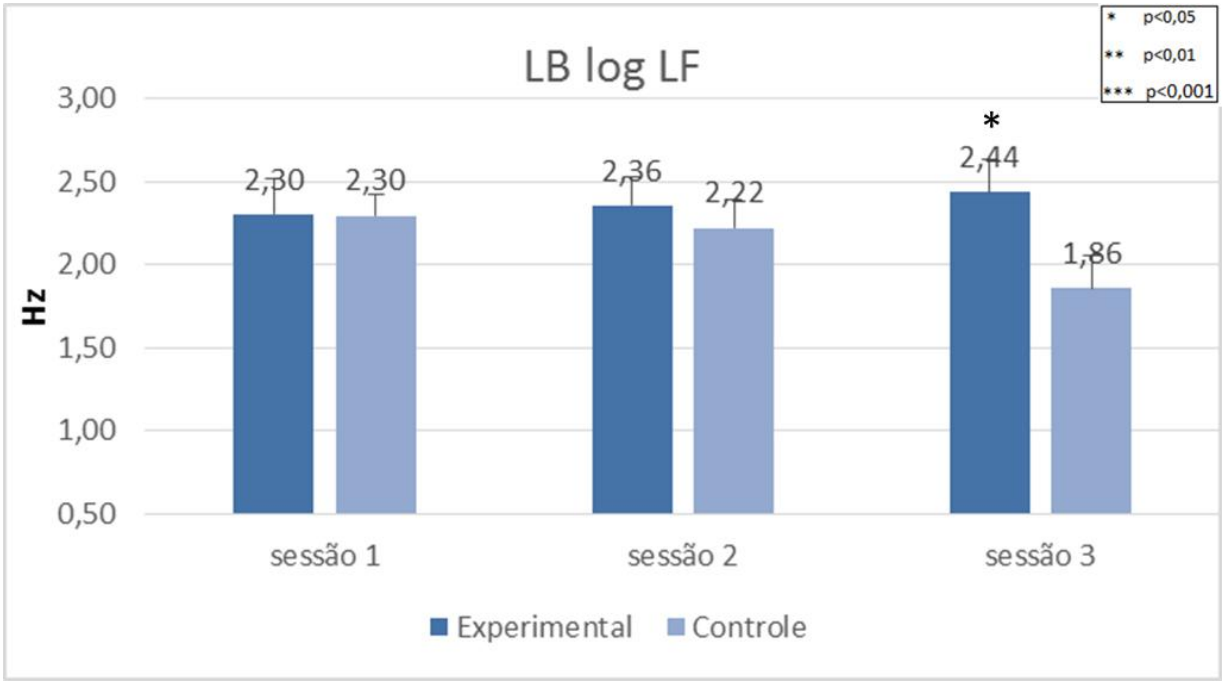
| Média ±EP | Sessão 1(ms) | Sessão 2(ms) | Sessão 3(ms) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 613,5±23,1 | 584,1±14,7 | 575,8±14,9* |
| BFC | 628,5±18,8 | 568,3±17 | 627,3± 16 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Em relação ao LF houve um aumento dos valores primeira LB para a última LB no Grupo Experimental (p<0,039).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 10 – Ilustra o comportamento do log LF durante as três LB nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber um aumento no LF do Grupo Experimental e uma queda do valor do LF no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 8 – Descreve o comportamento do log LF durante a LB, o qual aumenta no Grupo Experimental no decorrer da intervenção e diminui no Grupo Controle

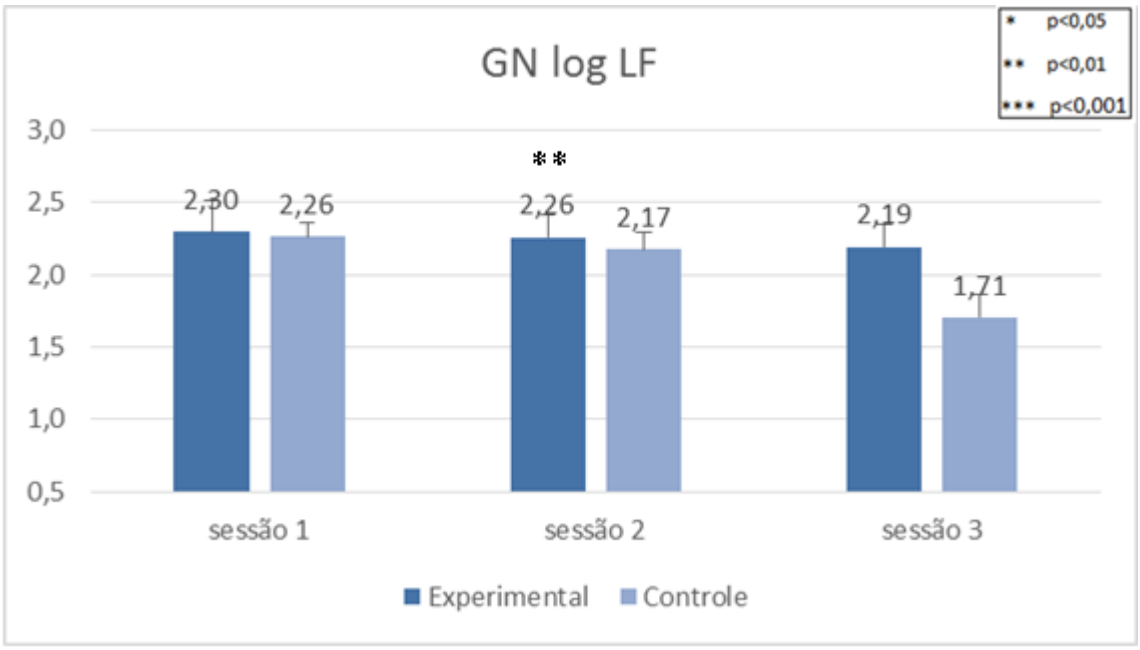
| Média ±EP | LB1 (Hz) | LB2 (Hz) | LB3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 2,3 ±0,21 | 2,36 ±0,17 | 2,44 ±0,19* |
| Controle | 2,3 ±0,13 | 2,22 ±0,17 | 1,86 ± 0,19 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante a GN, o Grupo Experimental diminuiu os valores do LF entre a GN1 e GN2 ($r^2$0,699, p <0,008), assim como o Grupo Controle que também diminui os valores de LF.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 11 – Ilustra comportamento do log LF nas três GN. Nota-se que os valores do LF diminuíram em ambos os grupos




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 9 – Descreve o comportamento do LF nas três GN, o qual diminui em ambos os grupos

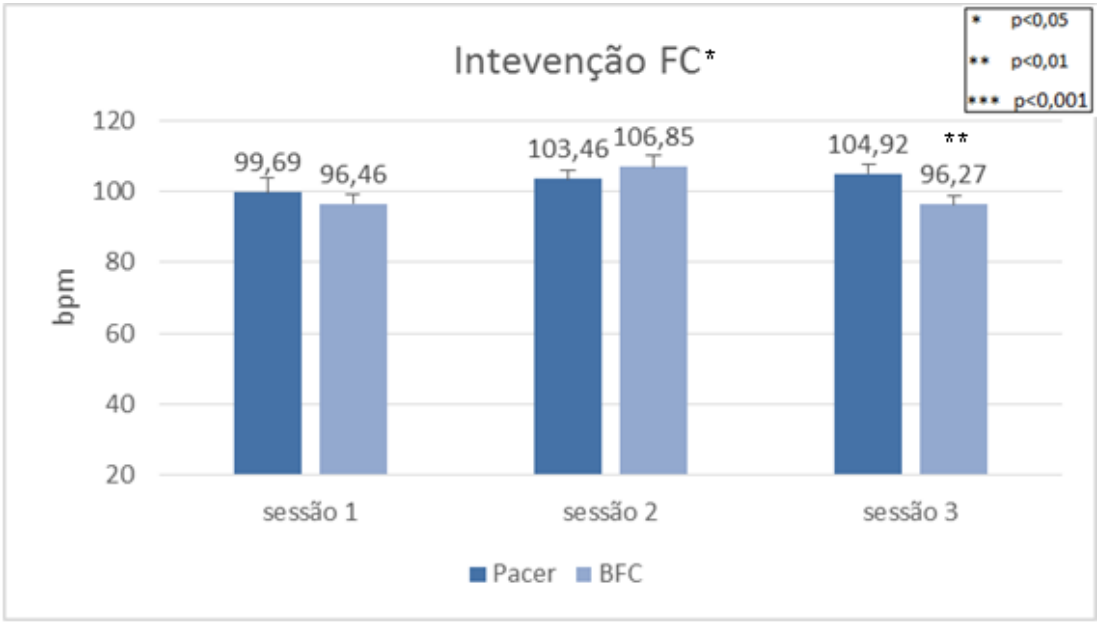
| Média ±EP | GN1(Hz) | GN2(Hz) | GN3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 2,3 ±0,21 | 2,26 ±0,15** | 2,19 ±0,16 |
| Controle | 2,26 ±0,10 | 2,17 ±0,12 | 1,71 ±0,16 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante a Intervenção, há uma queda nos valores de LF de modo geral, que se torna mais evidente durante a intervenção com BFC.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 12 – Mostra o log LF no decorrer da intervenção. Nota-se que os valores do LF se mantiveram mais baixos durante o tratamento com BFC




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 10 – Descreve o comportamento do log LF em ms durante a intervenção. Nota-se que há um aumento no LF ente o Pacer 1 e Pacer2 seguido de uma queda de valores no Pacer 3

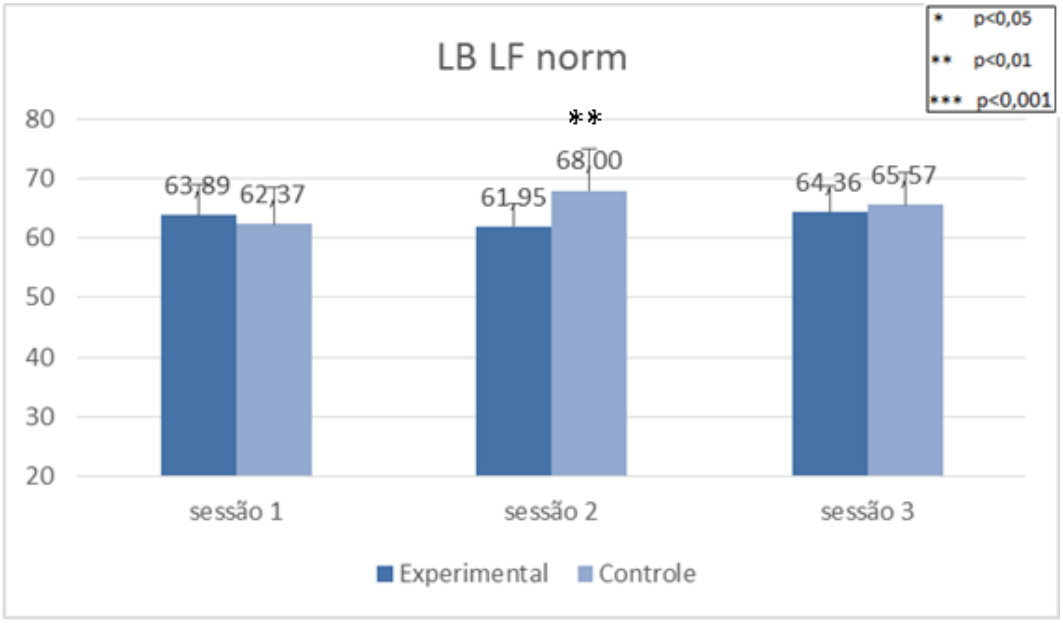
| Média ±EP | Sessão 1(Hz) | Sessão 2(Hz) | Sessão 3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 2,84±0,14 | 3,02±0,12 | 2,83±0,10 |
| BFC | 2,74±0,11 | 2,4±0,11* | 2,6± 0,0* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Em relação ao LF norm há um aumento dos valores em ambos os grupos, sendo que o aumento mais evidente foi no Grupo Controle entre LB1 e LB2 ($r^2$0,916, p<0,004).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 13 – Ilustra o aumento dos valores do LF norm, em ambos os grupos, durante as três LB selecionadas




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 11 – Descreve o comportamento LF norm em ambos os grupos. O Grupo Controle aumentou significativamente entre LB1 e LB2 e depois volta a cair, entretanto, a valores superiores que LB1

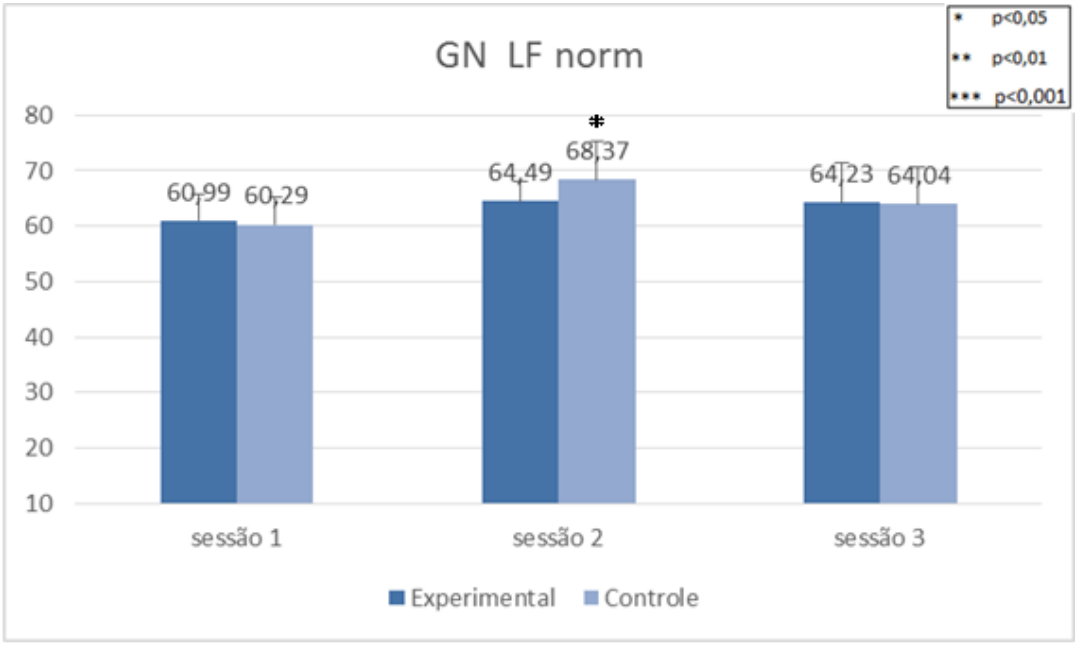
| Média ±EP | LB1 (Hz) | LB2 (Hz) | LB3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 63,89 ±5,04 | 61,95±3,75 | 64,36 ±4,33 |
| Controle | 62,37 ±6,12 | 68 ±6,98** | 65,57 ±5,50 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

No decorrer das três GN o LFnorm aumentou tanto no Grupo Experimental quanto no Grupo Controle, sobretudo entre GN1 e GN2 ($r^2$0,668, p<0,013) do Grupo Controle.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 14 – Ilustra o aumento dos valores do LF norm, de ambos os grupos, da GN1 para a GN3.




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 12 – Descreve o comportamento LF norm em ambos os grupos nas três GN. O Grupo Controle aumentou significativamente entre GN1 e GN2 e depois volta a cair, entretanto, a valores superiores que GN1

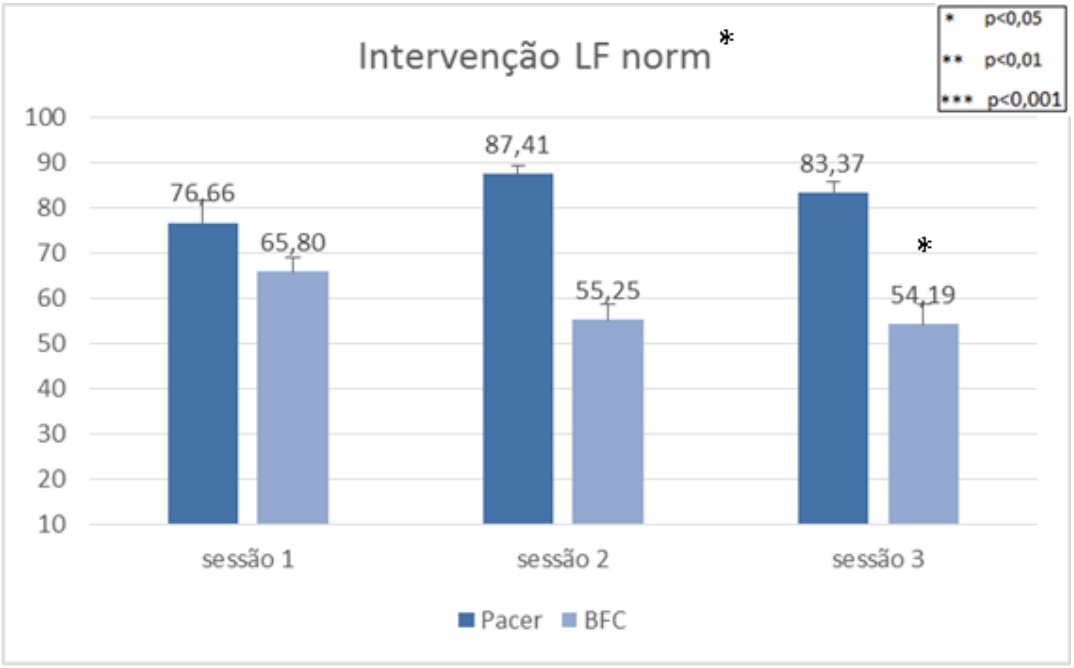
| Média ±EP | GN1(Hz) | GN2(Hz) | GN3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 60,99 ±4,87 | 64,49 ±3,49 | 64,23 ±7,28 |
| Controle | 60,29 ±5,01 | 68,37 ±6,94* | 64,04 ±6,69 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante o período de intervenção, tanto o Pacer como o BFC modificaram os valores do LF norm (*Wilk`s Lambda*<0,012, *f* 3.775$^{c,}$ $r^2$ 0,512). A intervenção com o BFC se mostrou mais efetiva (p<0,029 f(1,9) = 4,311), pois manteve os valores de LF nom mais baixos.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 15 – Ilustra o comportamento do LF norm durante a intervenção. Durante a intervenção com o BFC, os valores do LF norm se mantiverem mais baixos




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 13– Descreve o comportamento LF norm durante a intervenção. Os valores do LF norm baixaram durante a intervenção com BFC

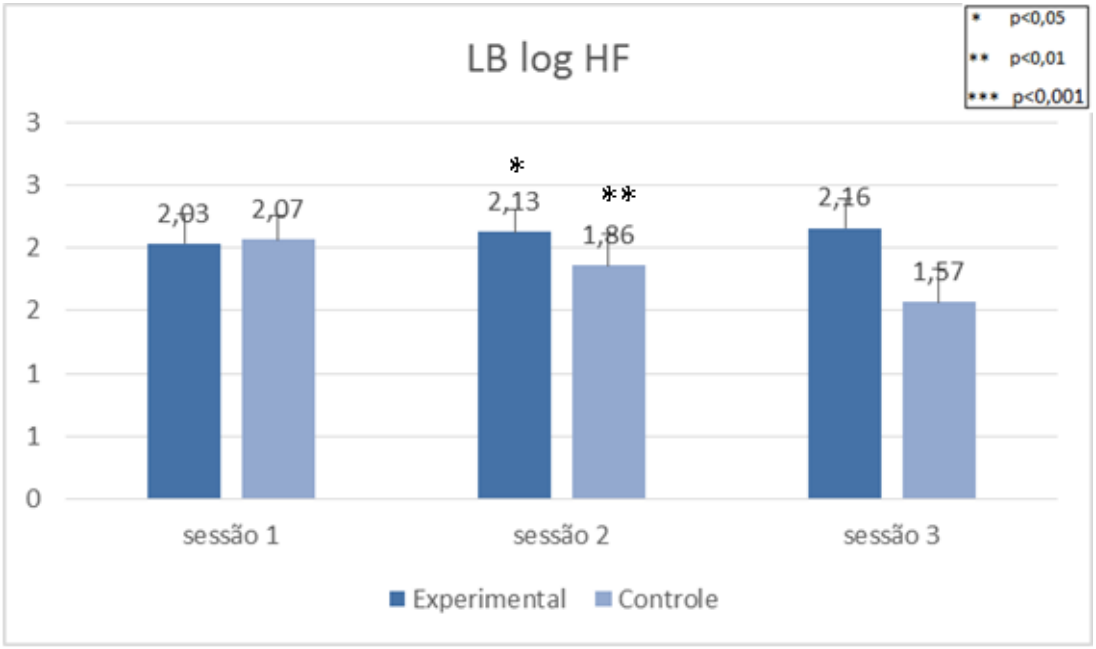
| Média ±EP | Sessão 1(Hz) | Sessão 2(Hz) | Sessão 3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 76,66±5,02 | 87,41±1,93 | 83,37±2,24 |
| BFC | 65,8±3 | 55,25±3,3 | 54,19± 4,29* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar o logaritmo do HF foi verificado que o Grupo Experimental aumentou os valores do HF, principalmente entre a LB1 e a LB2 ($r^2$0,598p<0,05). Já no Grupo Controle estes valores diminuíram principalmente entre LB1 e LB2 ($r^2$0,891, p<0,007).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 16 – Ilustra o comportamento do log HF durante as 3 LB selecionadas. O Grupo Controle começa com valores mais altos de HF que o Experimental. A partir da segunda sessão, os valores do HF do Grupo Experimental sobem e do Grupo Controle diminuem




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 14 – Descreve o comportamento log HF durante a LB, o qual aumenta no Grupo Experimental no decorrer da intervenção e diminui no Grupo Controle

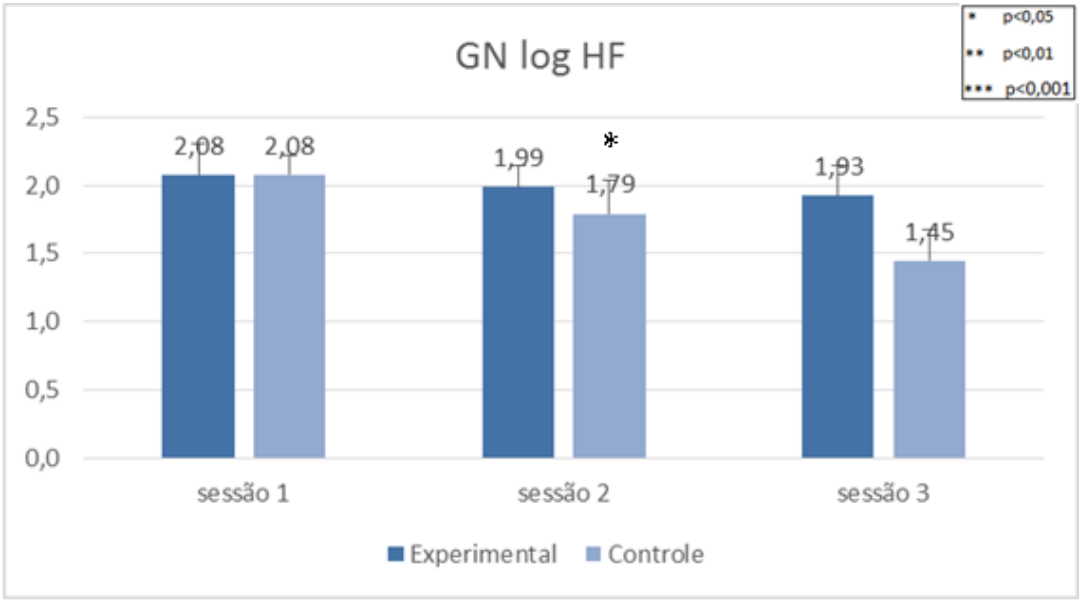
| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 2,03 ±0,24 | 2,13 ±0,19* | 2,16 ±0,25 |
| Controle | 2,07 ±0,23 | 1,86 ±0,25** | 1,57±0,27 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Com relação à GN os dois grupos começaram com os mesmos valores do Log do HF e diminuíram no decorrer das sessões. O Grupo Controle foi o que mais diminuiu, principalmente da GN1 para a GN2 ($r^2$0,816, p<0,025).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 17 – Ilustra o comportamento do log HF durante a GN. Os dois grupos começam com os mesmos valores na primeira GN e depois diminuem no decorrer das sessões




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 15 – Descreve o comportamento log HF durante GN, o qual diminui nos dois grupos, sendo que tem uma queda significativa entre a GN1 e a GN2 do Grupo Controle

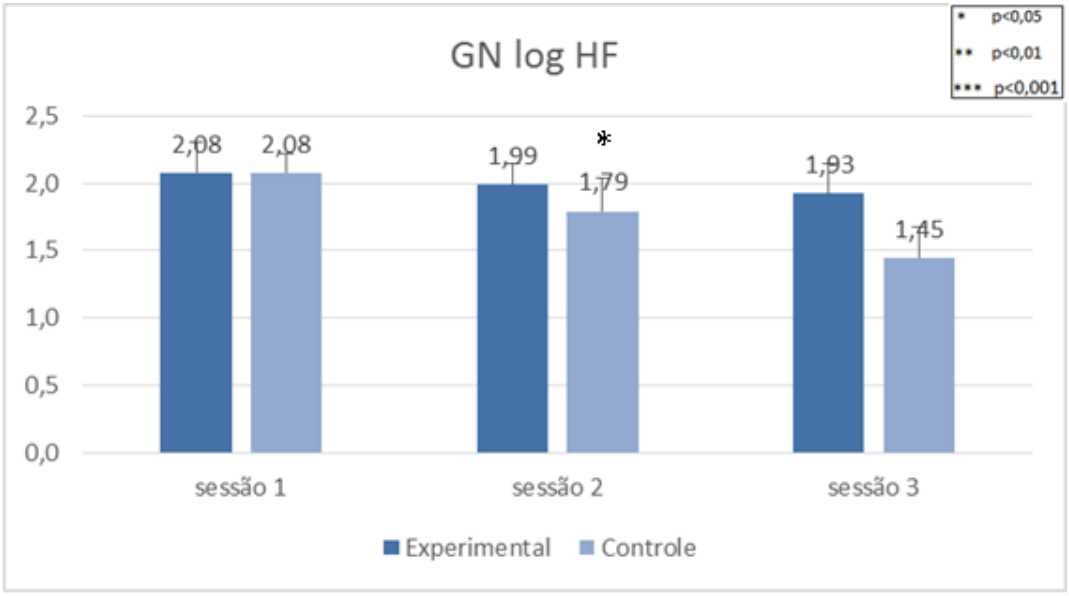
| Média ±EP | GN1(Hz) | GN2(Hz) | GN3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 2,08 ±0,23 | 1,99 ±0,16 | 1,93 ±0,22 |
| Controle | 2,08 ±0,14 | 1,79 ±0,25* | 1,45 ±0,23 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante o período da intervenção, tanto o Pacer como o BFC alteraram os valores do HF (P<0,038), sendo que o BFC foi o mais efetivo e apresentou valores mais altos durante a intervenção (p<0,024).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 18 – Mostra os valores do log HF durante a intervenção. Durante a intervenção com o Pacer, os valores do log HF se mantiveram mais baixos do que durante a intervenção com BFC.




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 16 – Descreve o comportamento log HF durante o período de intervenção. No decorrer da intervenção com o Pacer os valores do log HF diminuem e aumentam durante a intervenção com BFC

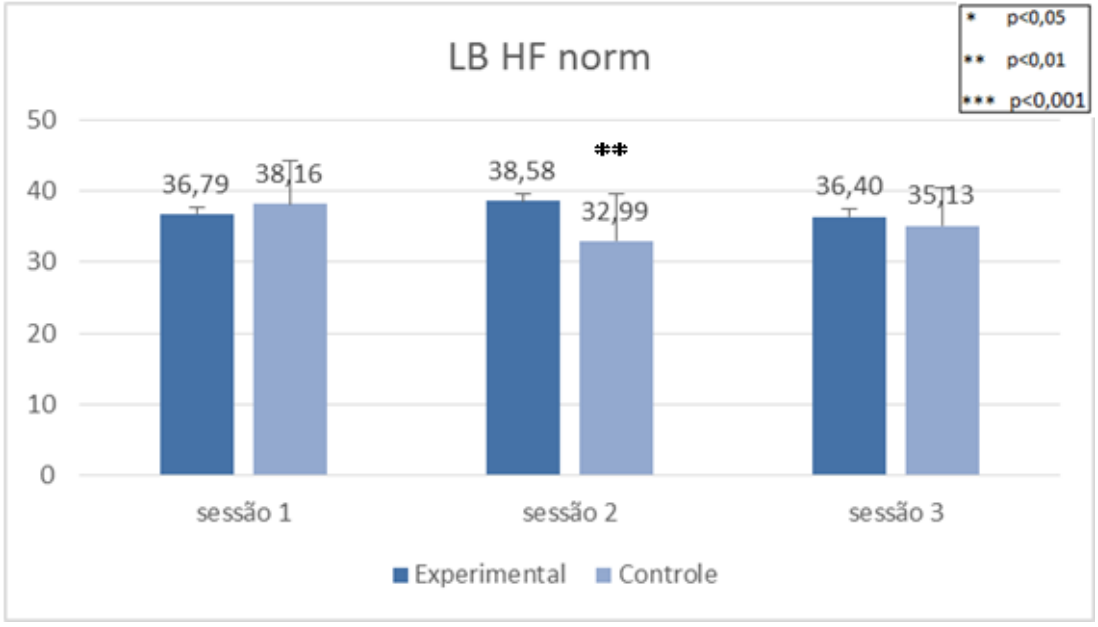
| Média ±EP | Sessão 1(Hz) | Sessão 2(Hz) | Sessão 3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 2,17±0,17 | 2,11±0,12 | 2,12±0,10 |
| BFC | 2,44±0,12 | 2,31±0,09 | 2,51± 0,08* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Em relação ao HFnorm, foi verificada nenhuma diferença significativa para nenhum dos parâmetros relacionados a LB no Grupo Experimental e uma diminuição dos valores do HF no Grupo Controle, entre a LB1 e a LB2 ($r^2$ 0,915, $p<0,004$).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 19 – Ilustra os valores do HF norm nas três LB selecionadas. Não houve nenhuma mudança significativa entre os valores da LB1 e da LB3 nos Grupo Experimental e Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 17 – Descreve o os valores do log HF nas três LB, o qual não apresenta nenhuma mudança significativa analisar a LB1 e a LB3 de ambos os grupos, entretanto, diminui da LB1 para LB2 do Grupo Controle. GN1 e GN3 ($r^2$0,619, p<0,042)

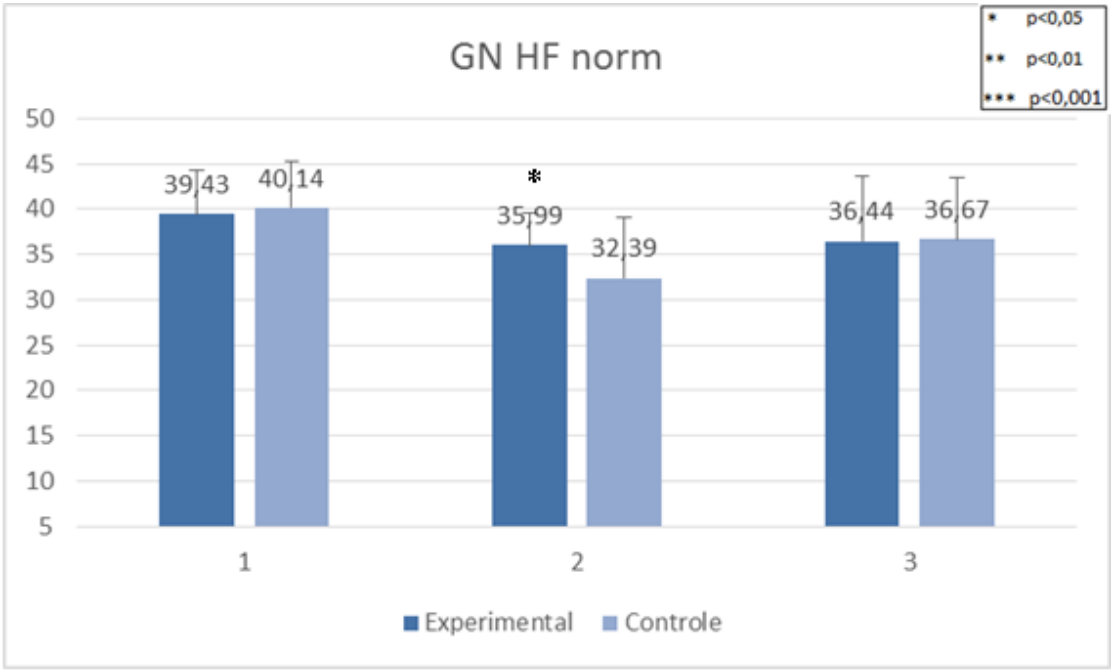
| Média ±EP | LB1 (Hz) | LB2 (Hz) | LB3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 36,79 ±4,94 | 38,58 ±3,66 | 36,4±4,25 |
| Controle | 38,16 ±6,02 | 32,99 ±6,71** | 35,13 ±5,41 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Em relação à GN, os grupos começaram com valores próximos. No Grupo Experimental, estes valores caíram da GN1 para GN2 ($r^2$0,671, p<0,012) e subiram da GN2 para a GN3.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 20 – Ilustra os valores do HF norm nas três GN. No Grupo Experimental estes valores diminuem entre a GN1 e a GN2 aumentam entre a GN2 GN3




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 18 – Descreve o os valores do HFnorm nas três GN. No Grupo Experimental, estes valores caem da GN1 para GN2 e sobem da GN2 para a GN3.

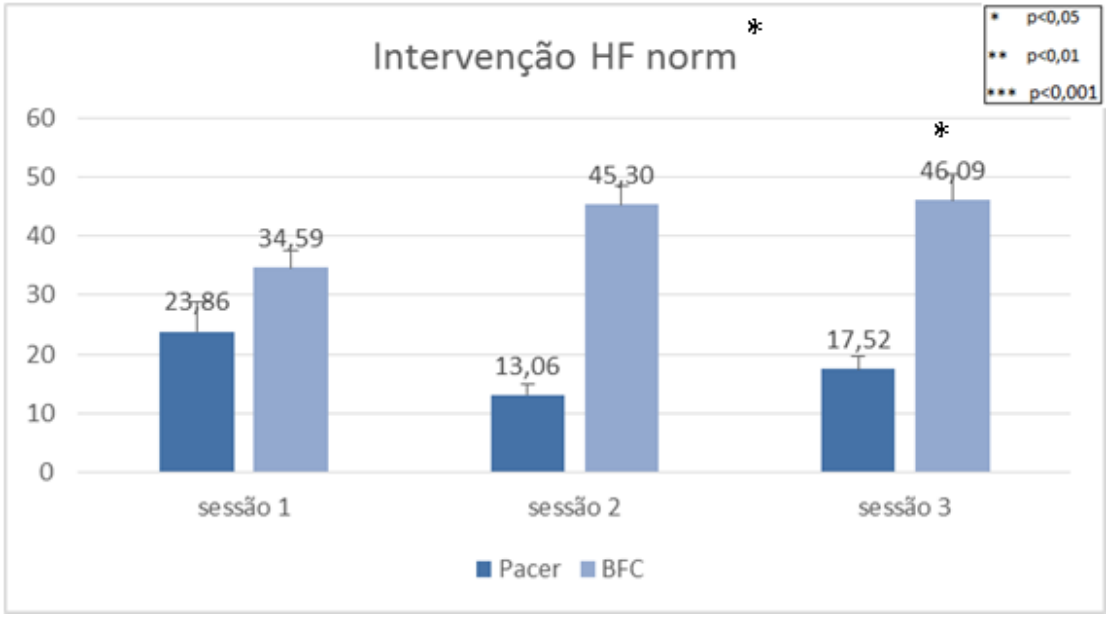
| Média ±EP | GN1(Hz) | GN2(Hz) | GN3(Hz) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 39,43 ±4,88 | 35,99±3,5* | 36,44 ±7,20 |
| Controle | 40,14±5,04 | 32,39 ±6,76 | 36,67 ±6,75 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Houve uma mudança de padrão do HF norm durante a intervenção realizada, na qual houve uma diminuição dos valores na primeira sessão de Pacer de 24,7 ±5,86, para 17,4 ±2,23 e um aumento de 34,4 ±3,01 para 45,56± 4,73 na última sessão de BFC (*Wilk`s Lambda*<0,011, f $3.775^{c,}$ $n^2$ 0,512). Sendo assim, o tratamento de BFC foi o que se mostrou mais efetivo (p<0,029 f(1,9) = 4,312).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 21 – Mostra os valores do HF norm durante o período da intervenção. Durante toda a intervenção com o Pacer, estes valores mantiveram-se mais baixos. Já na intervenção com o BFC, estes valores aumentaram progressivamente




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 19 – Mostra o comportamento do HFnorm durante a intervenção, na qual houve um aumento dos valores quando comparados o primeiro e o último dia de intervenção, sendo que houve uma queda dos valores do HFnorm durante o tratamento com o Pacer e uma subida destes valores ao analisar o decorrer das sessões de BFC

| Média ±EP | Sessão 1 (Hz) | Sessão 2 (Hz) | Sessão 3 (Hz) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 24,7 ±5,01 | 12,4 ±1,97 | 17,4 ±2,23 |
| BFC | 34,4 ±3,01 | 43,9 ±3,26 | 45,6 ± 4,31* |

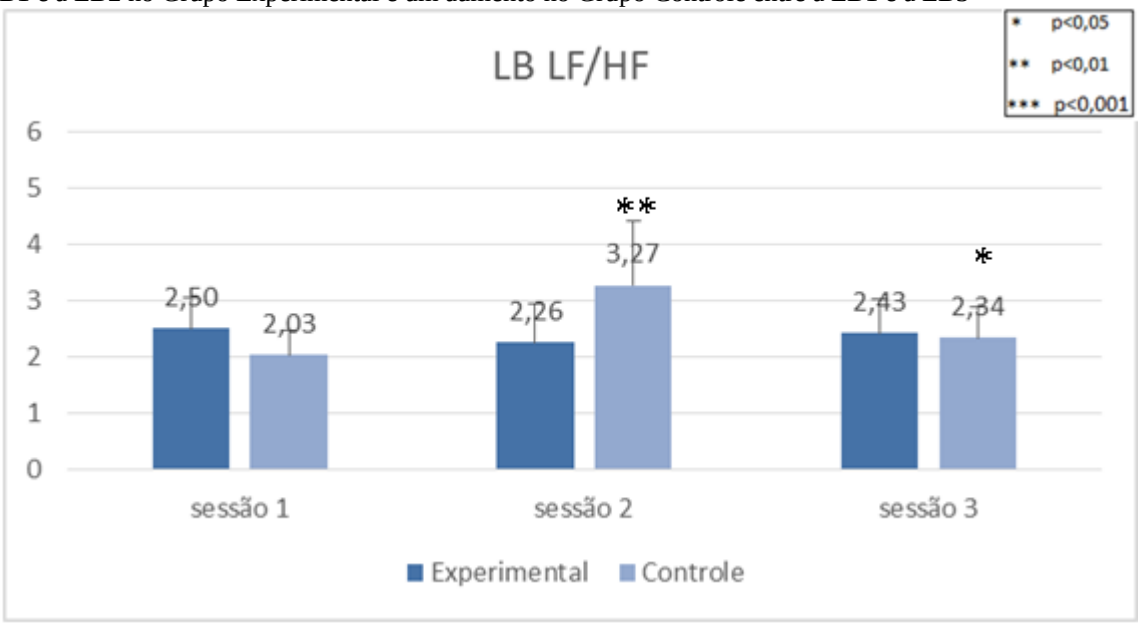
Fonte: Dados da pesquisa (2014).

A análise MANOVA mostrou que a razão LF/HF não apresentou diferença significativa quando comparadas às 3 LB ($p=536$, $f(1,6) =0,572$) e as 3 GD ($p=336$, $f(1,4) =1,08$) realizadas. Entretanto, mediante o *teste t* foi possível verificar uma diminuição na razão LF/HF entre a LB1 e a LB2 ($r^2761$, $p<0,003$) no Grupo Experimental e um aumento no Grupo Controle entre a LB1 e a LB3 ($r^20,793$, $p<0,033$).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 22 – Ilustra a razão LF/HF durante as três distintas LB. Há uma diminuição na razão LF/HF entre a LB1 e a LB2 no Grupo Experimental e um aumento no Grupo Controle entre a LB1 e a LB3




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 20 – Mostra o comportamento razão LF/HF durante as três distintas LB

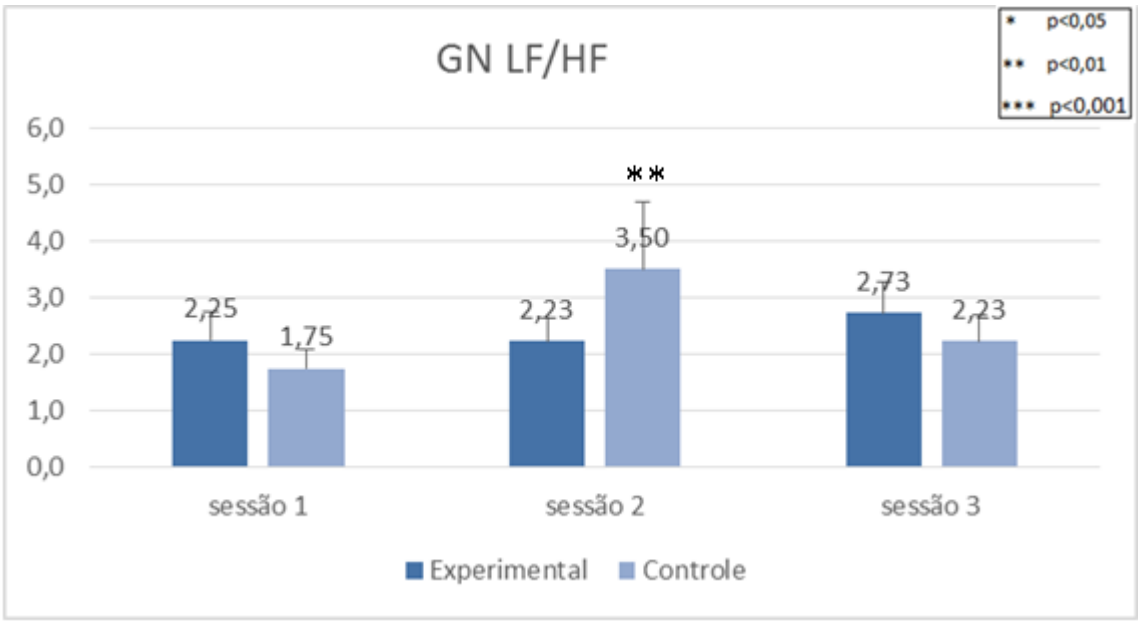
| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 2,5 ±0,56 | 2,26 ±0,68** | 2,43±0,61 |
| Controle | 2,03 ±0,44 | 3,27 ±1,14 | 2,34 ±0,56* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar a GN nos dois grupos, o Grupo Experimental não apresentou nenhuma mudança significativa. Já o Grupo Controle teve um aumento na razão LF/HF entre a GN1 e a GN2 ($p<0,002$).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 23 – Ilustra a razão LF/HF durante as três distintas GN. Há um aumento na razão LF/HF entre a LB1 e a LB3 em ambos os grupos




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 21 – Mostra o comportamento da razão LF/HF, nas três LB de ambos os Grupos. No Grupo Controle, há um aumento entre a LB1 e a LB2, seguido de uma queda na LB3

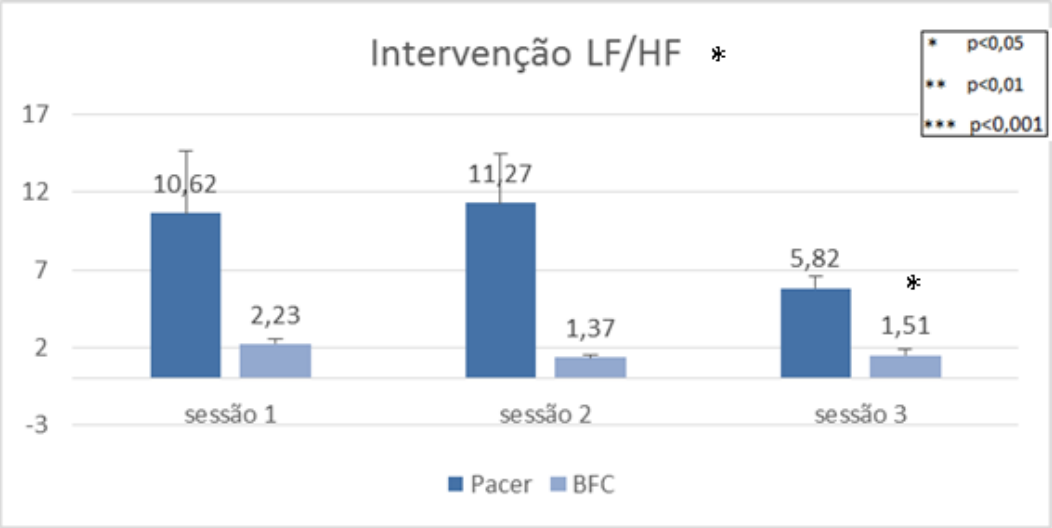
| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 2,25 ±0,49 | 2,23 ±0,41 | 2,73 ±0,55 |
| Controle | 1,75 ±0,34 | 3,5 ±1,19** | 2,23 ±0,48 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Quando analisa-se o decorrer do tratamento (Pacer + BFC) verificou-se uma melhora em relação a estes índices de 10,75 ±5,01 para 1,56 ± 0,42 (*Wilk`s Lambda*<0,035, *f* 2.883$^{c,}$ $n^2$ 0,589). Ao separar os dois tipos de intervenção, o BFC apresentou melhores resultados para a razão LF/HF, mantendo uma média de valores em torno de 1,77 ±0,35 (p<0,034 f(1,9) = 4,092, $n^2$ 0,253). A intervenção com BFC apresentou uma diminuição nos valores da razão LF/HF principalmente entre o BFC 1 e o BFC 2 ($r^2$0,677, p<0,022).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 24 – Ilustra a razão LF/HF durante período de intervenção. Na intervenção com o Pacer, a razão LF/HF se mantém com valores mais elevados do que na intervenção com BFC




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 22 – Descreve o comportamento do LF/HF durante os dois tipos de intervenção (Pacer+BFC), mostrando que houve uma queda nestes valores de durante o tratamento do Pacer de 10,62 ±4,05 para 5,82 ±0,77 e mantiveram uma média de 1,77 ±0,35 durante o BFC

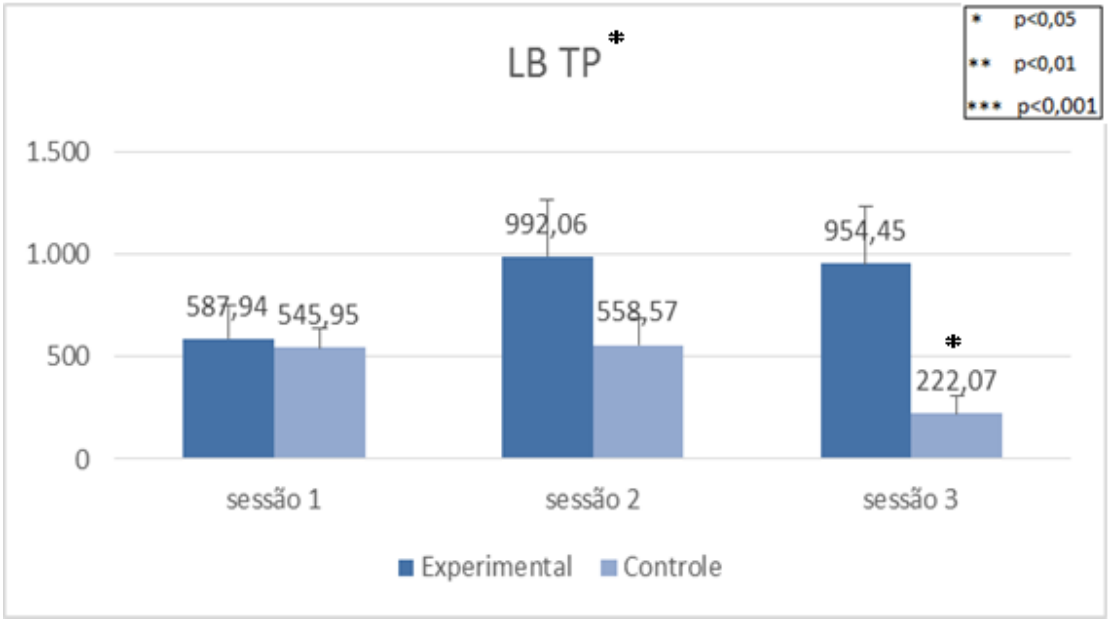
| Média ±EP | Sessão 1 | Sessão 2 | Sessão 3 |
|---|---|---|---|
| Pacer | 10,62±4,05 | 11,27±3,21 | 5,82±0,77* |
| BFC | 2,3 ±0,33 | 1,37±0,18* | 1,51± 0,39* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Para normalizar os valores do TP e diminuir as possíveis diferenças de desvio padrão, os dados foram passados para logaritmo (Log) na base 10. Ambos os grupos (Experimental e Controle) apresentaram diferença nos valores do TP durante a LB, no decorrer das sessões (*Wilk`s Lambda*<0,047, f 2.561$^{c,}$ $n^2$ 0,737). Ainda assim, a diferença entre a o TP da LB aumentou de maneira linear entre um grupo e outro, isto porque houve um aumento no TP do Grupo Experimental e uma diminuição no TP do Grupo Controle de 0,492 (p<0,032). Esta diferença de padrão de comportamento do TP na LB pode ser observada no gráfico 25:

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 25 – Ilustra o comportamento do TP durante as três LB estudas nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber que os valores começam próximo na primeira sessão, logo há um aumento no TP do grupo Experimental e uma queda do valor do TP no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 23 – Descreve o comportamento do TP durante a LB, o qual aumenta no Grupo Experimental no decorrer da intervenção e diminui no Grupo Controle

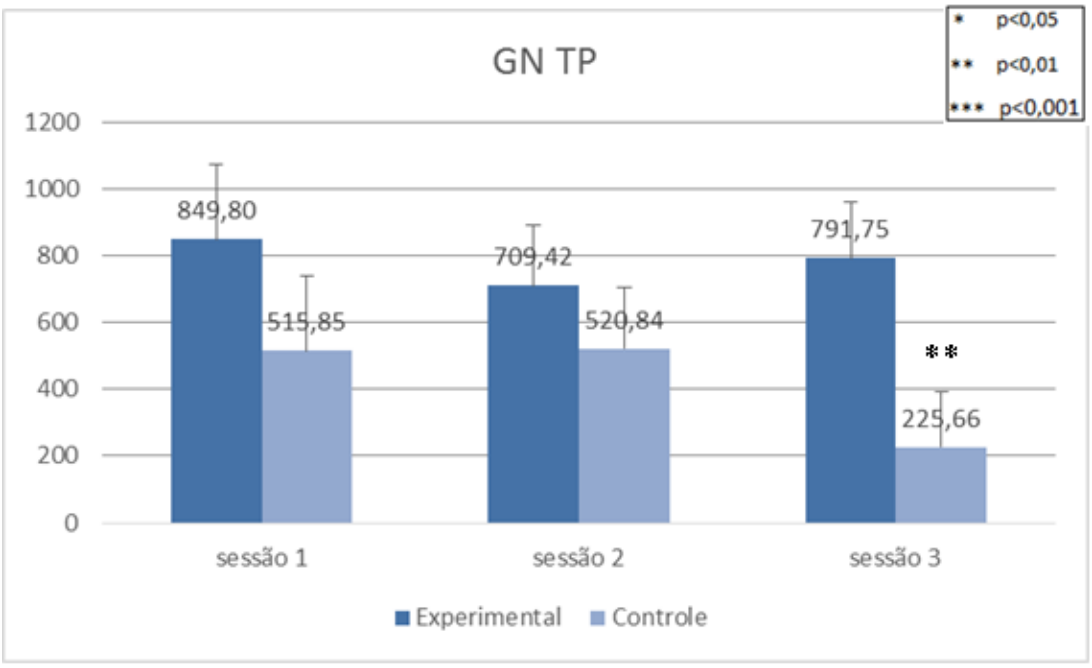
| Média ±EP | LB1 (ms²) | LB2 (ms²) | LB3(ms²) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 587,94 ±161,59 | 992,06 ±277,23 | 954,45 ±281,03 |
| Controle | 545,95 ±96,55 | 558,57 ±127,26 | 222,07 ±90,54* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante a GN, o TP de ambos os grupos diminuiu. Entretanto, Grupo Experimental diminuiu menos os valores do TP primeira sessão para a última sessão que o Grupo Controle, criando assim uma diferença entre os grupos ($p<0,05$ $f(1,9) = 3,325$, $n^2$ 0,821) conforme o gráfico abaixo. Mediante o *Test*-t esta diferença aparece de maneira significativa da GN 2 para GN3 ($p<0,01$) do Grupo Controle:

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 26 – Ilustra o comportamento do TP durante as três Grades de Números nos grupos Tratamento e Controle. Neste gráfico é possível perceber uma queda no TP da primeira para segunda sessão, seguido de um aumento destes valores da segunda para terceira sessão no Grupo Experimental e uma queda do valor do TP no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 24 – Mostra o comportamento do TP durante as 3 GN, o qual diminui os valores em ambos os grupos

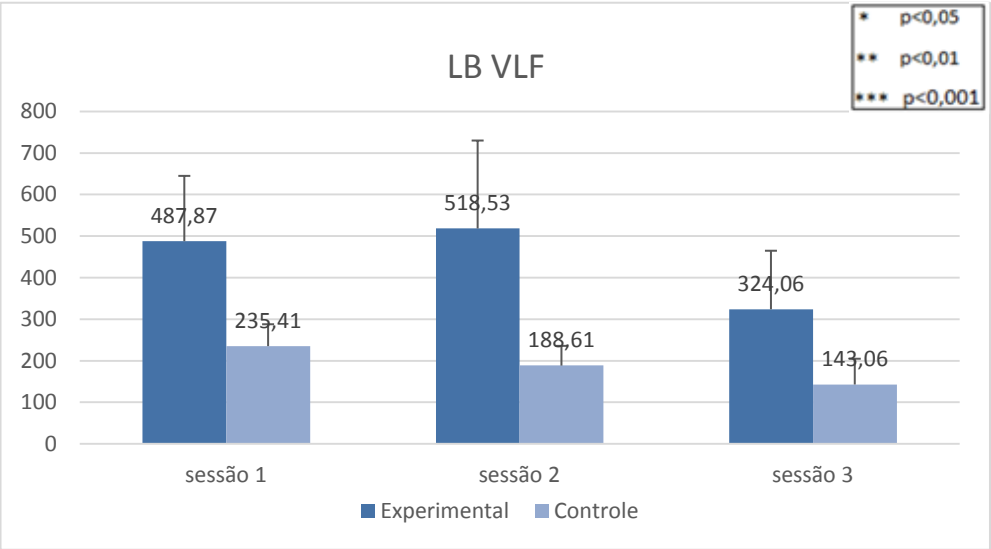
| Média ±EP | GN1(ms²) | GN2(ms²) | GN3(ms²) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 849,8 ±221,7 | 709,42±182,95 | 791,75 ±168,38 |
| Controle | 515,85±95,88 | 520,84 ±94,77 | 225,66 ±65,49** |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

A VLF diminuiu nos dois grupos da primeira para a última LB em ambos os grupos (*Wilk`s Lambda*<0,007, f 5,665, $n^2$ 0,365).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico27 – Ilustra o comportamento da VLF durante as três LB estudas nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber que os valores de mantém mais baixos no Grupo Controle em relação ao Grupo Experimental




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 25 – Mostra que a VLF diminui nos dois grupos no decorrer das distintas LB

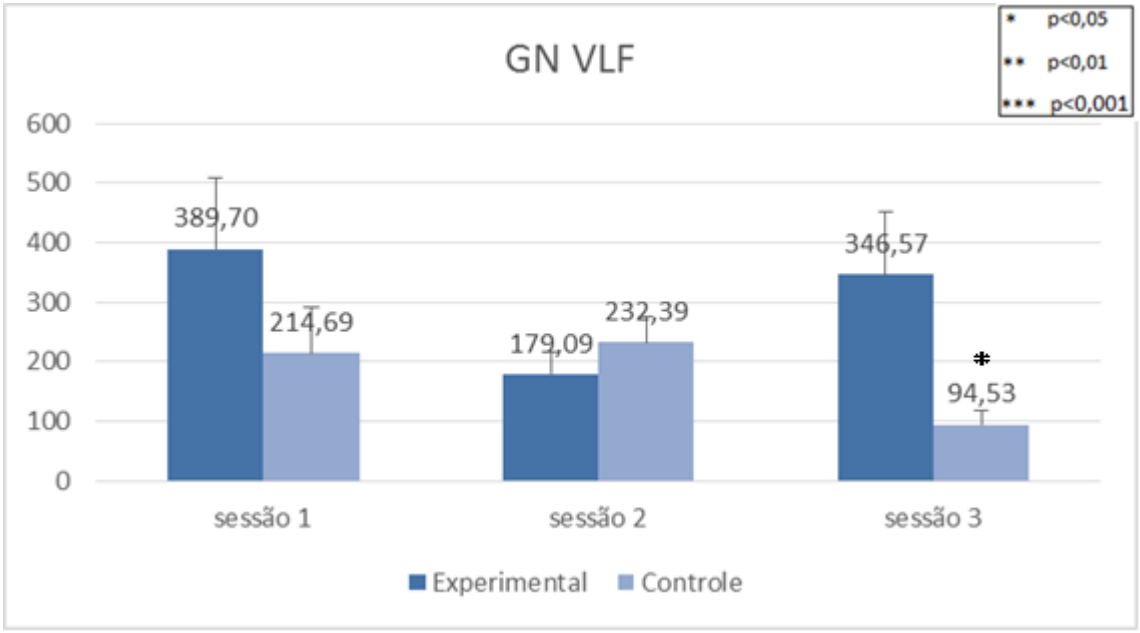
| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 487,87 ±157,28 | 518,53 ±211,64 | 324,06±140,95 |
| Controle | 235,41±52,65 | 188,61 ±47,43 | 143,05 ±62,02 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar a GN é possível perceber que há uma diminuição dos valores do VLF dos grupos Experimental e Controle *(Wilk`s Lambda*<0,026, *f*2. 984c, $n^2$ 0,703). Esta diminuição de valores é mais pronunciada no Grupo Controle (p<0,016 f(1,9) = 1,475, $n^2$ 0,791):

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 28 – Ilustra o comportamento da VLF durante as três GN nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber que há uma diminuição nos de VLF valores no Grupo Controle e no Grupo Experimental




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 26 – Mostra que a VLF diminui nos dois grupos ao comparar a GN1 com a GN3.

| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 389,7 ±118,73 | 179,09 ±37,05 | 346,57 ±104,41 |
| Controle | 214,69 ±77,37 | 232,39 ±44 | 94,53 ±23,81* |

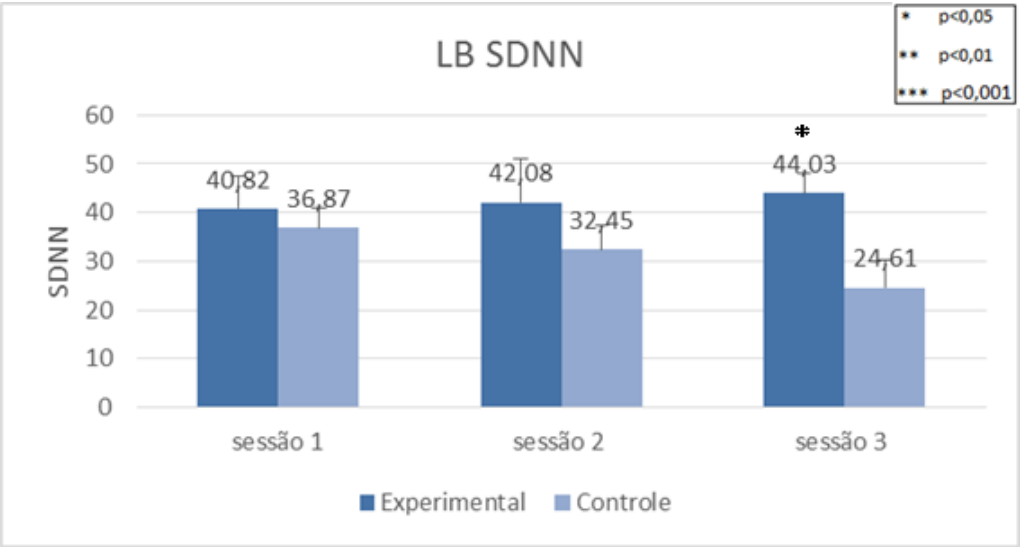
Fonte: Dados da pesquisa (2014).

*6.1 2.1.2 Análises no domínio do Tempo*

De acordo com a MANOVA, houve um distanciamento significativo dos valores de SDNN, no decorrer das LB, em relação aos grupos (*Wilk`s Lambda*=0,043, *f* 2,627$^{c}$, $n^2$ 0,731), que pode ser verificado no gráfico 29. Houve um aumento do SDNN na LB do Grupo de Experimental, que iniciou como uma média de 40,82±9,21ms para 44,03 ±6,87ms (p<0,026) na última sessão. O Grupo Controle, por sua vez, iniciou com SDNN de 36,87 ±4,17ms e diminuiu para 24,61 ±5,63ms.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 29 – Ilustra o comportamento do SDNN durante as três linhas de base nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber um aumento no SDNN do grupo Tratamento e uma queda do valor do SDNN no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 27 – Mostra o comportamento do SDNN durante as distintas LB utilizadas no estudo. Nota-se um distanciamento dos valores de SDNN dos dois grupos (Experimental e Controle). A partir da segunda sessão o SDNN do Grupo Experimental sobe e do Grupo Controle diminui

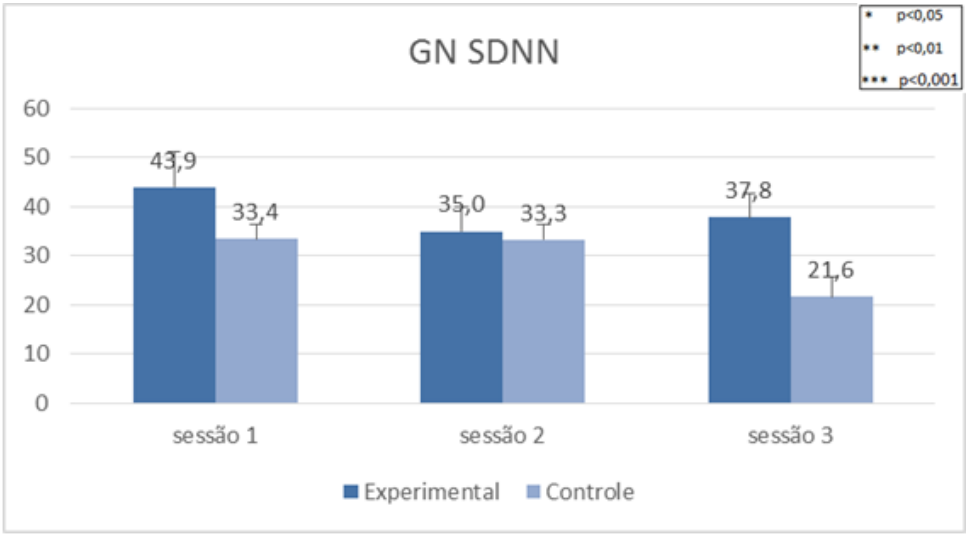
| Média ±EP | LB1 | LB2 | LB3 |
|---|---|---|---|
| Experimental | 40,82 ±6,62 | 42,08 ±9,04 | 44,03 ±4,17* |
| Controle | 36,87 ±4,17 | 32,45 ±5 | 24,61 ±5,63 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Em relação à GN, não houve nenhuma diferença significativa. Ao analisar o gráfico 30 a tendência em aumentar o SDNN no grupo de tratamento e diminuir no grupo controle.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico30 – Ilustra o comportamento do SDNN durante as três GN nos grupos Experimental e Controle. O Grupo Controle mantém os valores mais baixos que o Grupo Experimental durante as 3 GN




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 28 – Descreve comportamento do SDNN durante a GN, o qual diminui em ambos os grupos

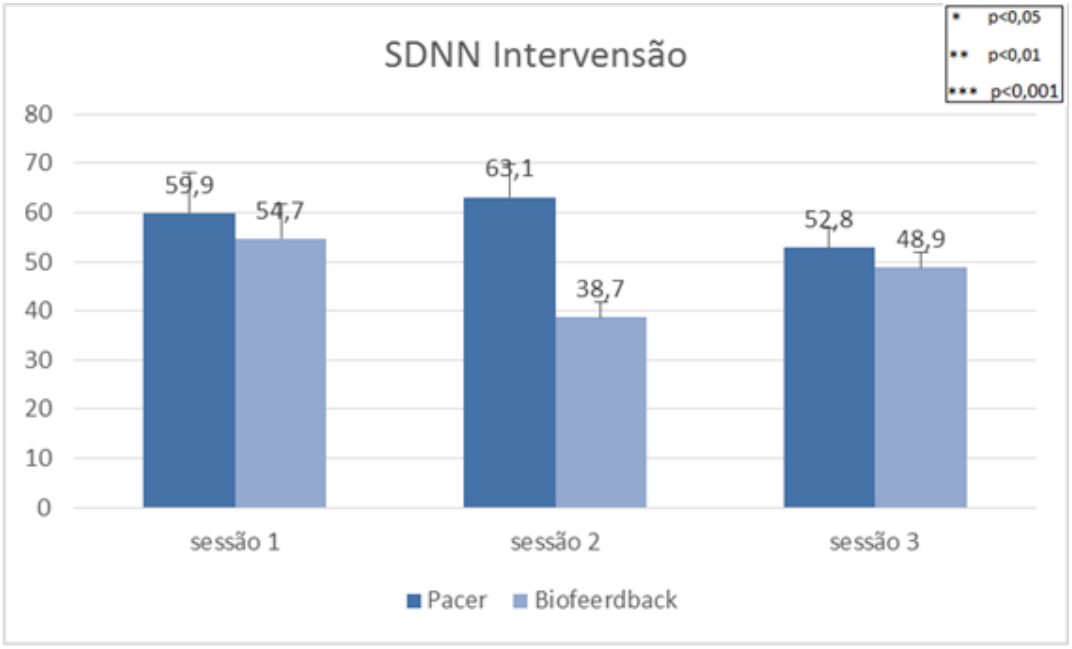
| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 43,9 ±7,4 | 35 ±4,9 | 37,8 ±4,9 |
| Controle | 33,4 ±2,99 | 33,3 ±3,21 | 21,6 ±4,14 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante o período de intervenção não há nenhuma diferença significativa nos valores do SDNN tanto na intervenção com BFC quanto com Pacer.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 31 – Ilustra o comportamento do SDNN no período da intervenção. Os valores do SDNN sobem na sessão 2 do tratamento com Pacer e depois voltam a cair na sessão seguinte. Já no tratamento com BFC ocorre o contrário, os valores caem na segunda sessão e depois voltaram a subir




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 29 – Mostra comportamento do SDNN durante a durante o período da intervenção. Estes valores se mantém mais baixos na intervenção com BFC quando comparados a intervenção com Pacer

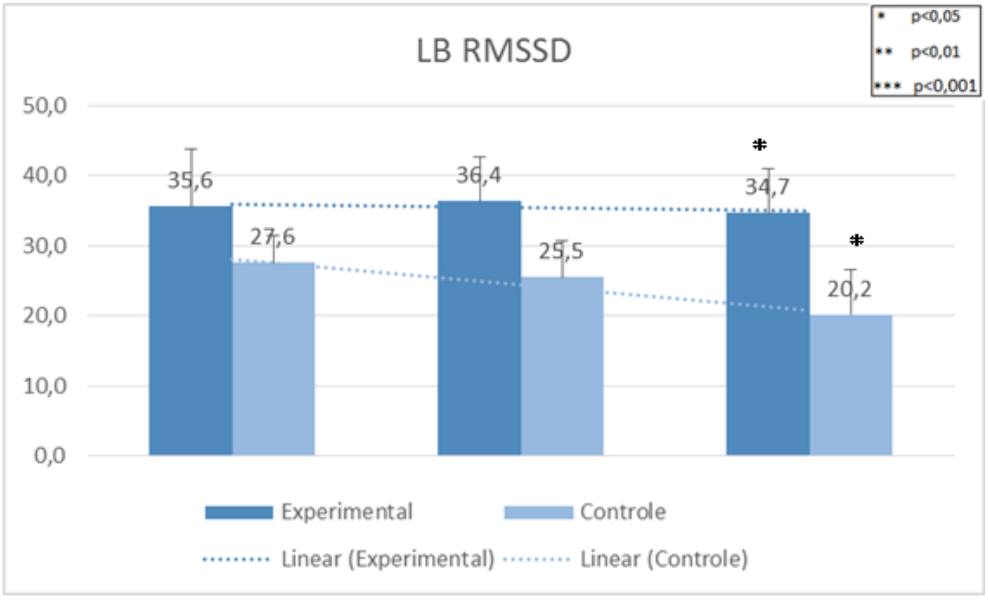
| Média ±EP | Sessão 1(ms) | Sessão 2(ms) | Sessão 3(ms) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 59,9±8,3 | 63,1±6,7 | 52,8±4 |
| BFC | 54,7±7,1 | 38,7±3 | 48,9± 3 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar o comportamento do RMSSD durante as distintas LB, é possível perceber no RMSSD uma diminuição dos valores de 2,52% no Grupo Experimental ($p < 0,05$), enquanto no Grupo Controle diminuiu 26,78 % ($p < 0,02$).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 32 – Ilustra o comportamento do RMSSD durante as três LB nos grupos Experimental e Controle. Neste gráfico é possível perceber que o Grupo Experimental manteve os valores mais altos em relação ao Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

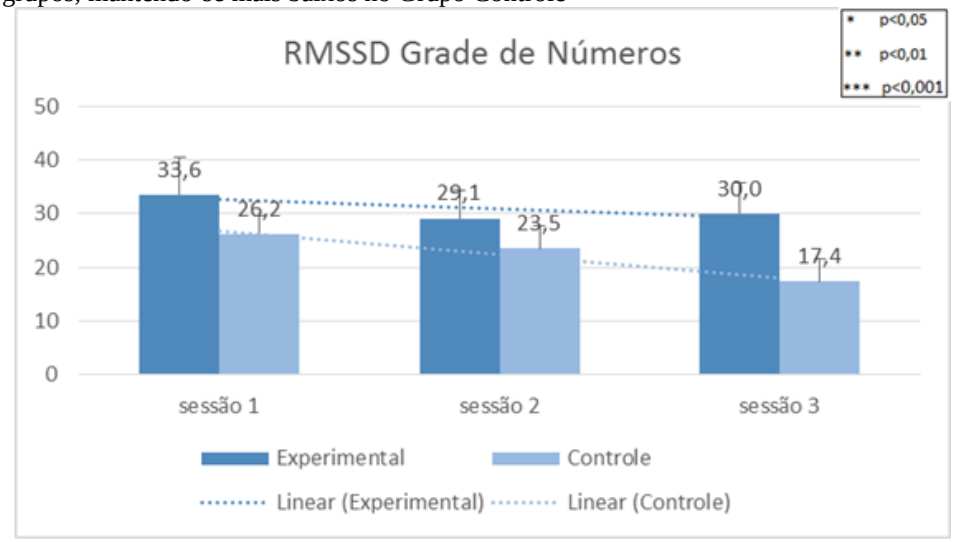
Tabela 30 – Ilustra o comportamento do RMSSD durante a LB dos dois grupos. O RMSSD diminui em ambos os grupos.

| Média ±EP | LB1 | LB2 | LB3 |
|---|---|---|---|
| Experimental | 35,59±8,2 | 36,38±6,36 | 34,68 ±6,25* |
| Controle | 27,47 ±3,89 | 25,53 ±5,18 | 20,20 ±6,43* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 33 – Ilustra o comportamento do RMSSD durante a GN. Os valores do RMSSD diminuem em ambos os grupos, mantendo-se mais baixos no Grupo Controle



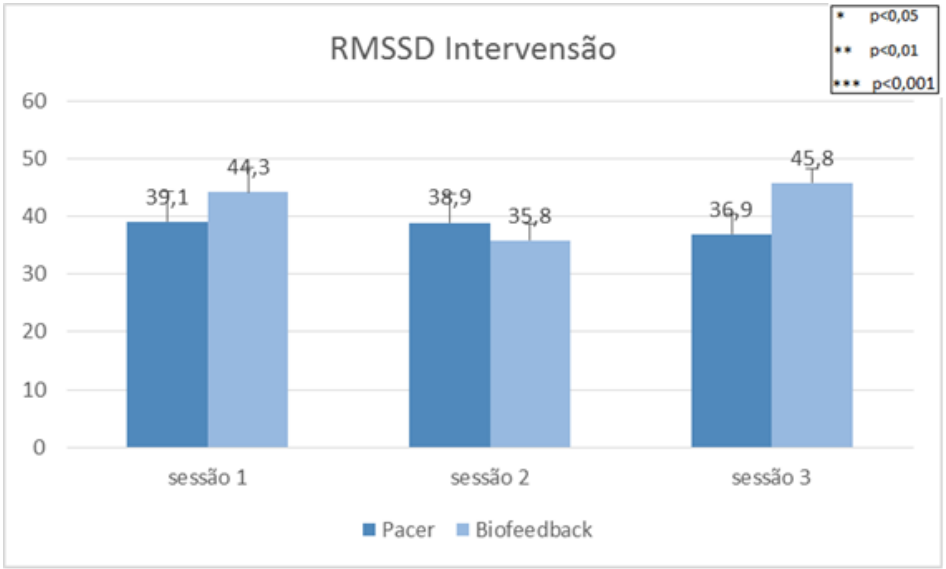

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 31 – Descreve comportamento do RMSSD durante as 3 GN, o qual diminui nos grupos Experimental e Controle

| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 33,57±6,96 | 29,12±5,29 | 30,01±5,77 |
| Controle | 26,21 ±3,32 | 23,5±4,22 | 17,39±4,26 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Gráfico 34 – Ilustra o comportamento do RMSSD durante a intervenção, o qual sobe seus valores na intervenção com BFC e desce na intervenção com Pacer




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

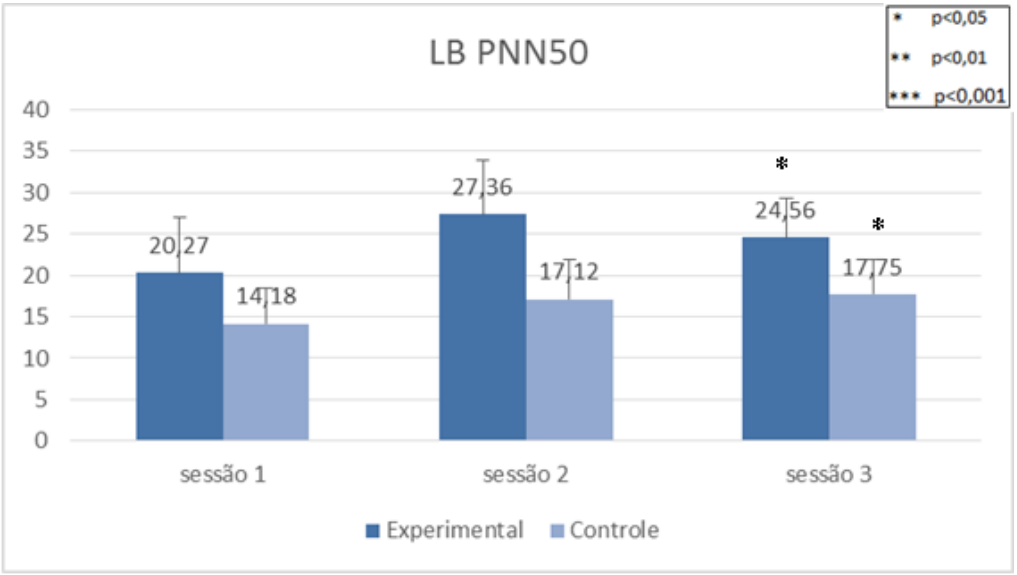
Tabela 32 – Descreve os valores do RMSSD durante a intervenção. Os valores do BFC caem da sessão 1 para sessão 2 e voltam a subir na sessão 3

| Média ±EP | Sessão 1 | Sessão 2 | Sessão 3 |
|---|---|---|---|
| Pacer | 39,11±5,19 | 38,91±4,96 | 36,93±3,60 |
| BFC | 44,26±4,33 | 35,85±2,81 | 45,83± 2,47 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar os valores do índice PNN50 no Grupo Experimental, observa-se um aumento entre a LB1 e LB 3 ($r^2$0,898, p<0,038) assim como no Grupo Controle, onde também há um aumento entre a LB1 e a LB3($r^2$0,883, p<0,047).

Gráfico 35 – Ilustra o comportamento do PNN50 durante as 3 distintas LB. Nota-se que há um aumento dos valores do PNN50 da sessão 1 para sessão 2 da LB do Grupo Experimental, seguido de uma diminuição destes valores na sessão 3. Mesmo assim estes valores permanecem superiores aos valores do PNN50 da sessão 1




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

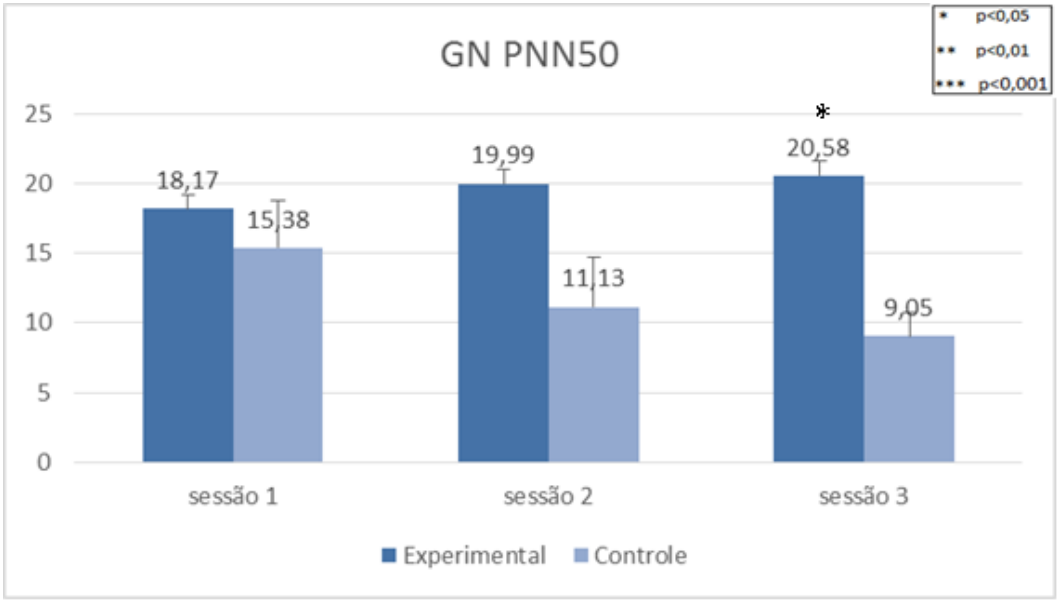
Tabela 33 – Mostra os valores do PNN50 LB, o qual aumenta tanto no Grupo Experimental como no Grupo Controle

| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 20,27 ±6,76 | 27,36 ±6,47 | 24,56 ±4,76* |
| Controle | 14,18 ±4,3 | 17,12 ±4,84 | 17,75±4,17* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar o PNN50 durante a GN, percebe-se que há um aumento no PNN50 entre a GN1 e GN3 ($r^2$0,947, p<0,014) no Grupo Experimental e uma diminuição destes valores no Grupo Controle.

Gráfico 36 – Ilustra o comportamento do PNN50 durante a GN. Os valores do PNN50 aumentam no Grupo Experimental e diminuem no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

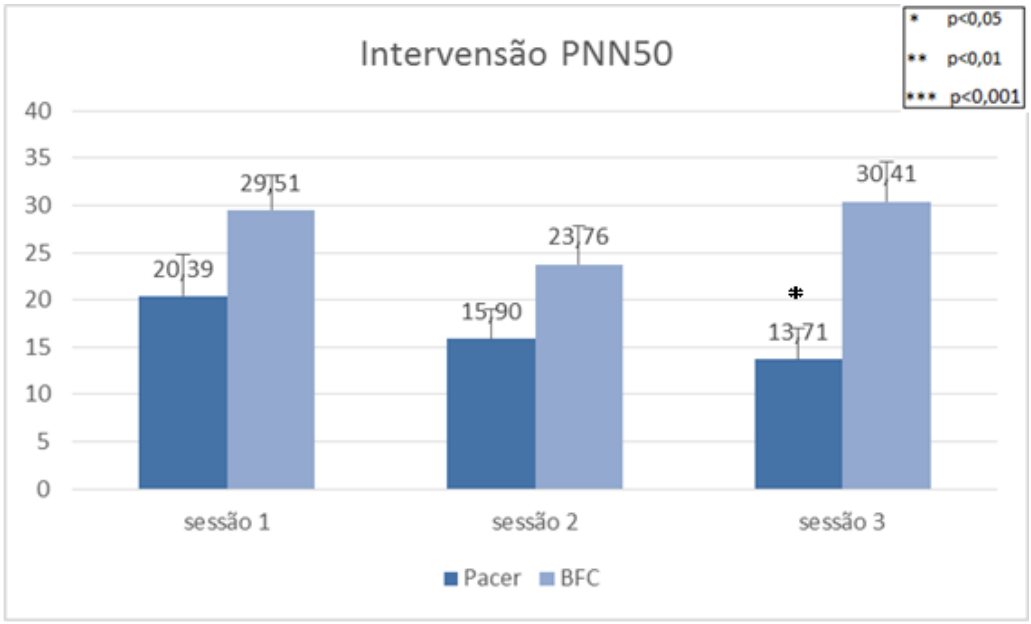
Tabela 34 – Mostra os valores do PNN50 nas distintas GN, o qual aumenta no Grupo Experimental e diminuem no Grupo Controle

| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 18,17 ±5,20 | 19,99 ±6,27 | 20,58 ±7,65* |
| Controle | 15,38 ±3,41 | 11,13 ±3,59 | 9,05 ±1,65 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante a intervenção, os valores do PNN50 diminuíram com o tratamento com Pacer ($p<0,04$ $f(1,9) = 6,8$ $n^2$ 0,727) e aumentam no tratamento com o BFC.

Gráfico 37 – Ilustra o comportamento do PNN50 durante a intervenção. Os valores do PNN50 se mantém mais elevados durante o tratamento com BFC




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 35 – Mostra os valores do PNN50 durante a intervenção com Pacer e BFC. Os Valores do PNN50 caem da primeira para última sessão de Pacer

| Média ±EP | Sessão 1(ms) | Sessão 2(ms) | Sessão 3(ms) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 20,39± 4,39 | 15,9±3,06 | 13,71±3,32* |
| BFC | 29,51±3,66 | 23,76±4,1 | 30,41± 4,21 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

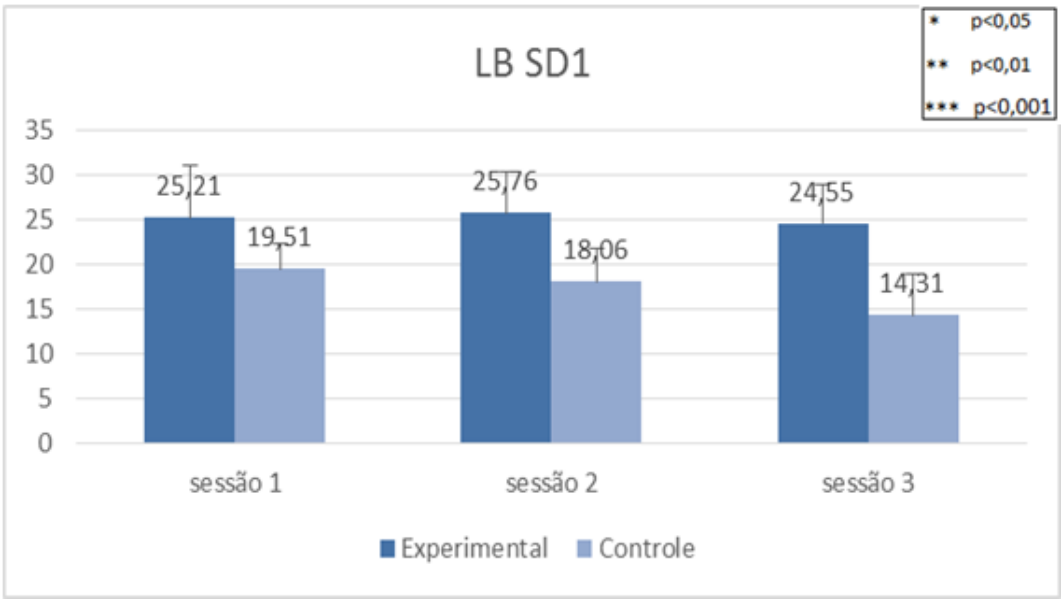
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

6.1 2.2 Análise não linear

*6.1.2.2.1 Análise de Pointcaré*

O gráfico 38 mostra o índice da Análise não Linear de Pointcaré SD1, durante a LB:

Gráfico 38 – Ilustra os valores do SD1 durante a LB. Os valores do SD1 se mantém mais elevados no Grupo Experimental




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 36 – Descreve os valores do SD1 durante as 3 LB. Estes valores diminuem em ambos os grupos, entretanto se mantém mais estáveis no Grupo Experimental

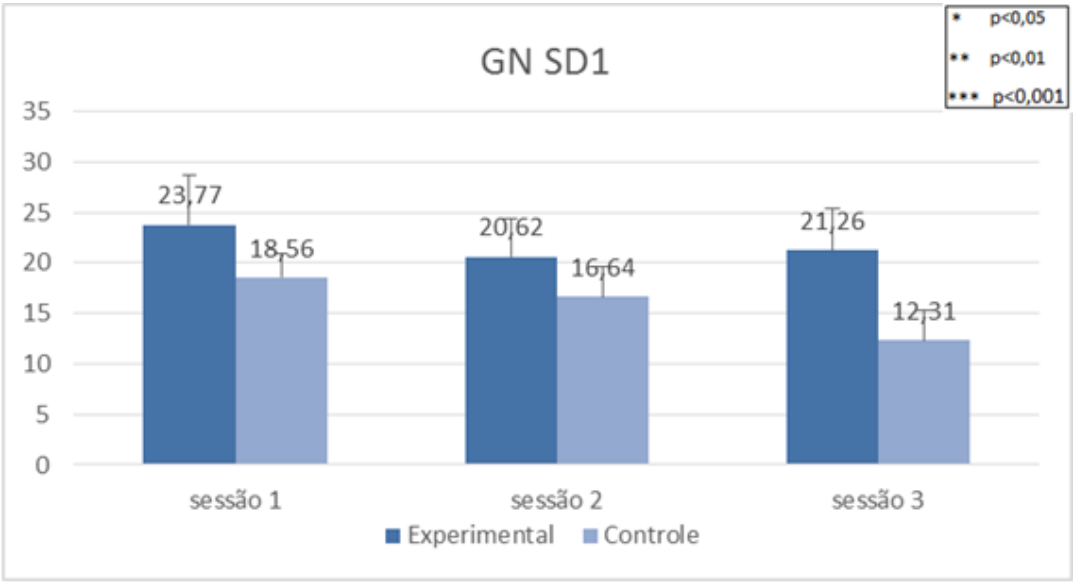
| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 25,21 ±5,82 | 25,7±4,51 | 24,55±4,43 |
| Controle | 19,51 ±2,75 | 18,06 ±3,67 | 14,31 ±4,55 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 39 – Ilustra os valores do SD1 durante as 3 GN. Os valores do SD1 se mantêm mais elevados no Grupo Experimental.




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 37 – Descreve os valores do SD1 durante as 3 GN. Exte valores diminuem em ambos os grupos, entretanto se mantém mais estáveis no Grupo Experimental

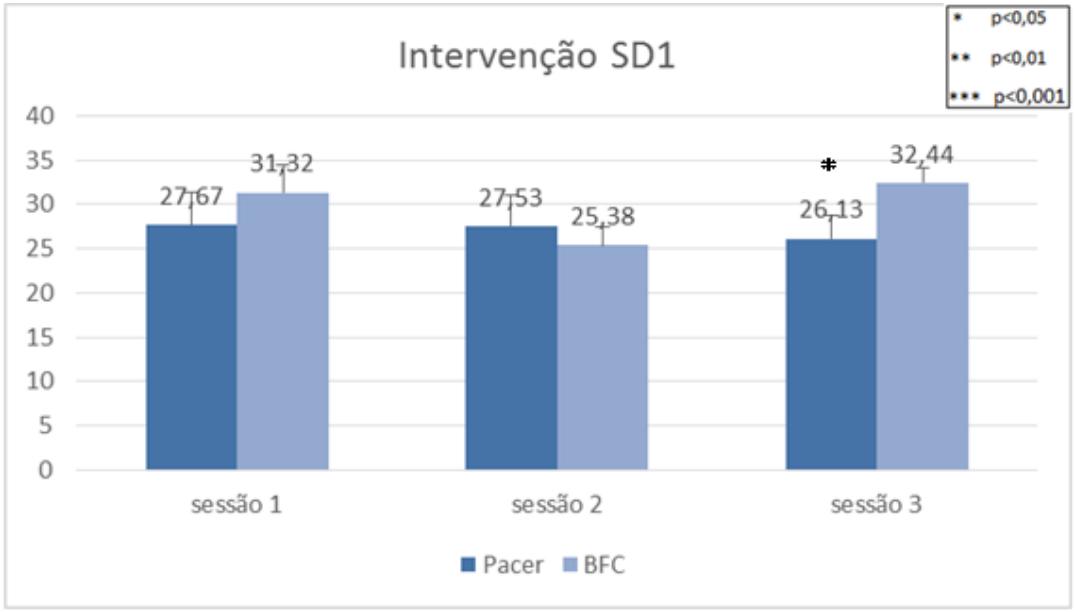
| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 23,77 ±4,93 | 20,62 ±3,74 | 21,26 ±4,1 |
| Controle | 18,56 ±2,35 | 16,64 ±2,98 | 12,31 ±3,01 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante a intervenção com Pacer os valores do SD1 diminuíram entre o Pacer 2 e Pacer 3 ($p<0,043$) e aumentam da primeira para a última sessão com o BFC.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 40 – Ilustra os valores do SD1 durante a intervenção. Os valores do SD1 aumentam da primeira para última sessão da intervenção com BFC e diminuem da primeira para última sessão com Pacer




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 38 – Descreve os valores do SD1 durante as 3 GN. Exte valores diminuem no tratamento com Pacer, assim como também diminuem da primeira para segunda sessão do tratamento com BFC, entretanto sobem na última sessão tratamento com BFC

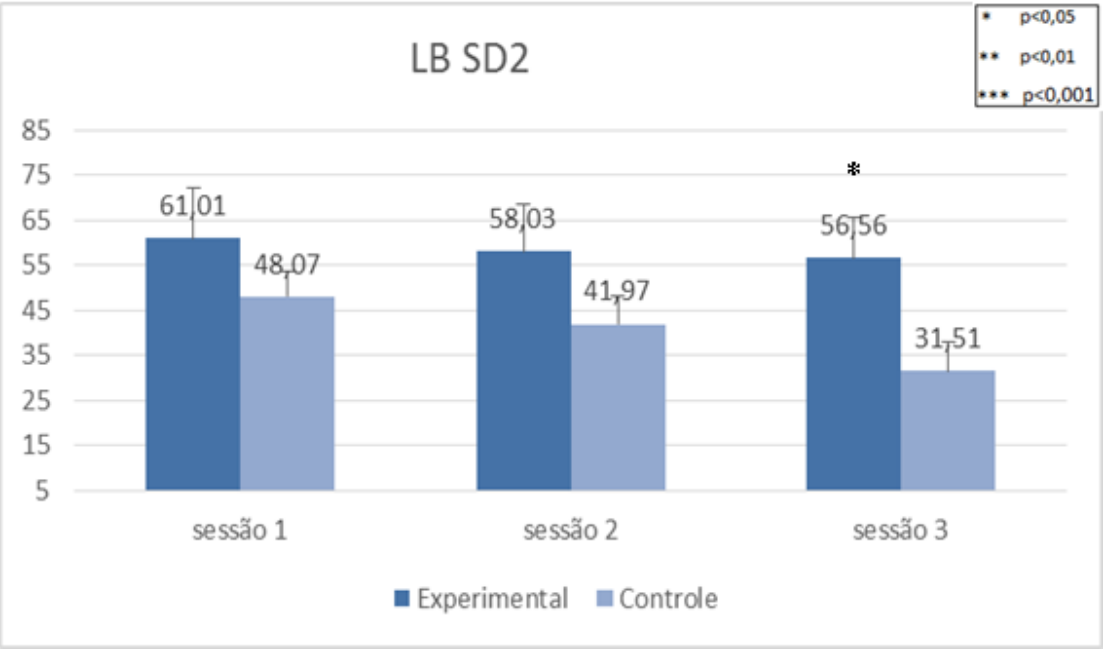
| Média ±EP | Sessão 1(ms) | Sessão 2(ms) | Sessão 3(ms) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 27,67±3,68 | 27,53±3,51 | 26,13±2,54* |
| BFC | 31,32±3,07 | 25,38±1,99 | 32,44± 1,75 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Em relação ao SD2, o Grupo Experimental diminuiu os valores entre a LB1 e a LB3 ($p<0,014$), assim como o Grupo Controle que também teve seus valores de SD2 diminuídos.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 41 – Ilustra os valores do SD2 durante as 3 LB. Os valores do SD2 aumentam da primeira para última sessão tanto do Grupo Experimental como do Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

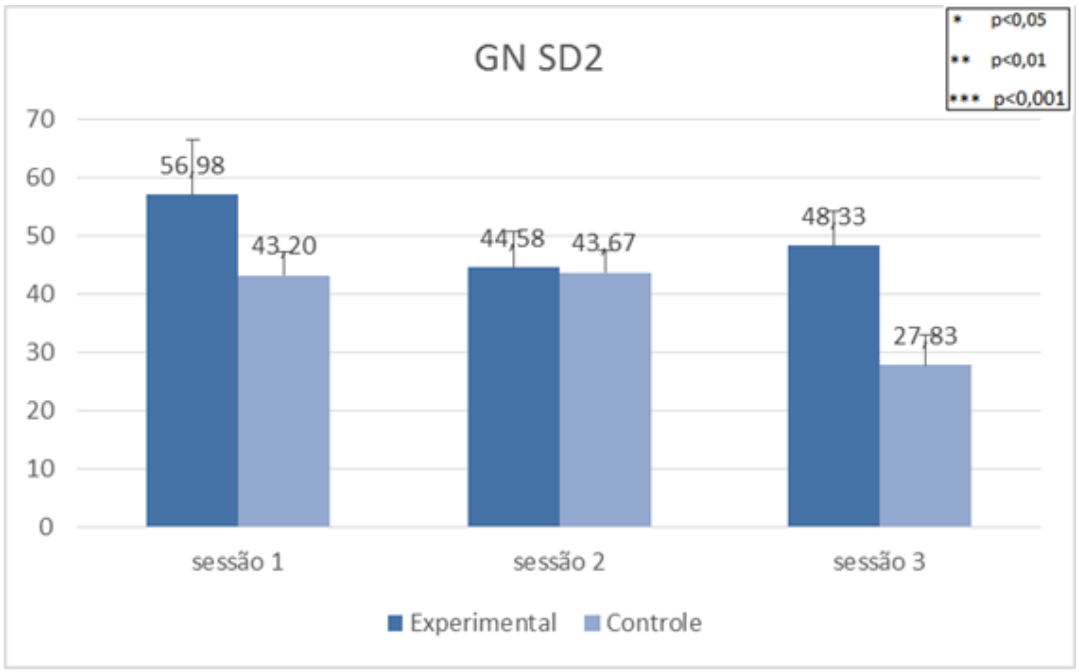
Tabela 39 – Descreve o comportamento do SD2 durante a LB, o qual se mantém mais baixo no Grupo no Grupo Controle

| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 61,01 ±11,36 | 58,03 ±10,51 | 56,56 ±8,95* |
| Controle | 48,07 ±5,48 | 41,97 ±6,27 | 31,51 ±6,67 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 42 – Ilustra os valores do SD2 durante as 3 GN. Os valores do SD2 diminuem da primeira para última sessão tanto do Grupo Experimental como do Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 40 – Descreve o comportamento do SD2 durante as 3 distintas GN, o qual se mantém mais baixo no Grupo no Grupo Controle

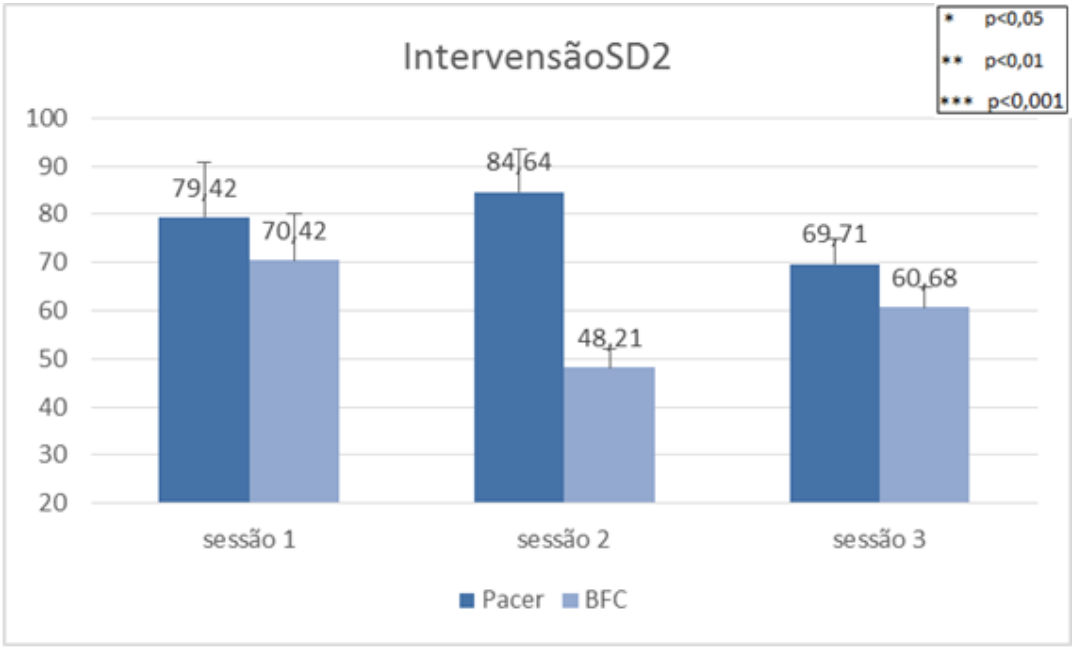
| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 56,98 ±9,36 | 44,58 ±6,05 | 48,33 ±5,96 |
| Controle | 43,2 ±3,96 | 43,67 ±3,88 | 27,83 ±5,07 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante a intervenção, o SD2 manteve-se com valores mais elevado na intervenção com Pacer, em relação à Intervenção com BFC, como ilustra o gráfico 43.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 43 – Ilustra os valores do SD2 durante a intervenção. Os valores do SD2 diminuem da primeira para última sessão da intervenção tanto com BFC como com Pacer




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 41 – Descreve o comportamento do SD2 durante a intervenção. O SD2 aumenta da primeira para segunda sessão com Pacer e diminui na terceira sessão, assim como diminui da primeira para última sessão com BFC

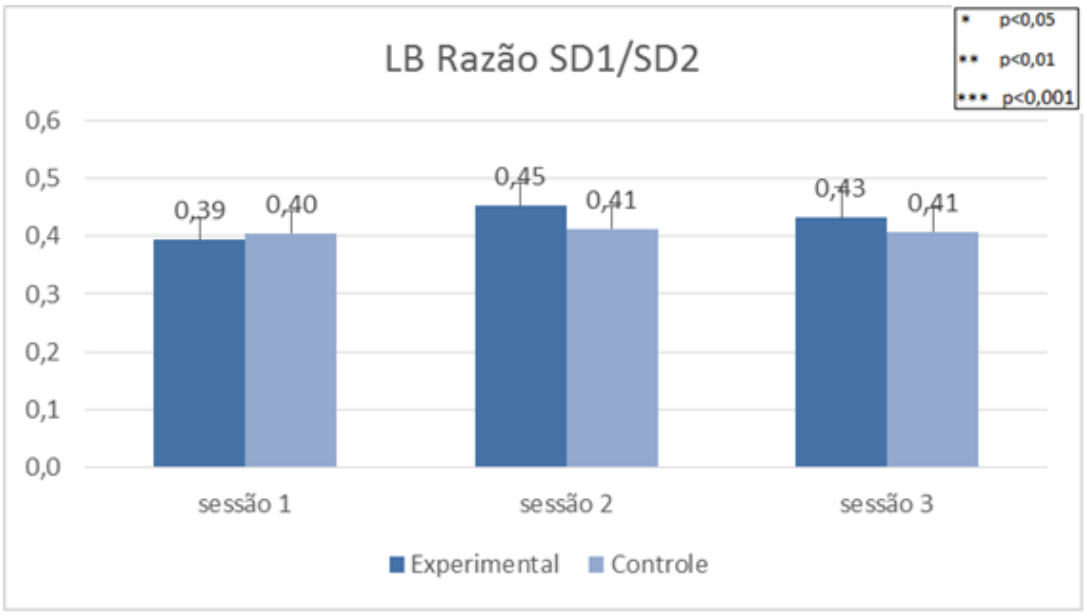
| Média ±EP | Sessão 1(ms) | Sessão 2(ms) | Sessão 3(ms) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 79,42±11,5 | 84,64±8,94 | 69,71±5,15 |
| BFC | 70,42±9,74 | 48,21±3,9 | 60,68± 4,13 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar a razão SD1/SD2 não foi verificada nenhuma variação significativa em relação aos valores da LB.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 44 – Ilustra os valores da razão SD1/SD2 durante a LB. Os valores da razão SD1/SD2 se mantem estáveis tanto no Grupo Experimental quanto no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 42 – Descreve o comportamento da razão SD1/SD2 durante a LB, a tem qual apresenta um aumento não significativo no Grupo Experimental

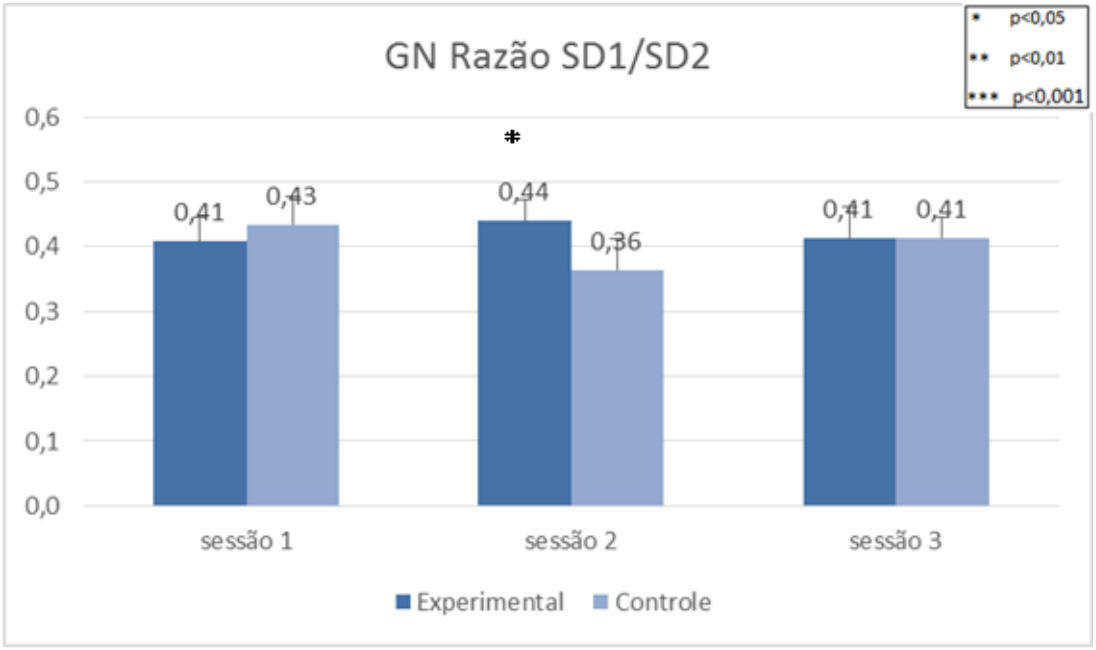
| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 0,39 ±0,04 | 0,45 ±0,04 | 0,43 ±0,05 |
| Controle | 0,4 ±0,04 | 0,41 ±0,04 | 0,41 ±0,04 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar a razão SD1/SD2 durante a GN, percebeu-se que há um aumento destes valores entre a GN1 e a GN2 do Grupo Experimental ($r^2$0,554, p <0,05), entretanto, na GN3 estes valores diminuem para os valores iniciais.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 45 – Ilustra os valores da razão SD1/SD2 durante as 3 GN. Verifica-se que razão SD1/SD2 mantem o mesmo valor na GN1e na GN3 do Grupo Experimental




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 43 – Descreve o comportamento da razão SD1/SD2 durante a GN, a tem qual diminui o valor entre a GN1 e a GN2 do Grupo Controle e aumenta na GN3 a valores inferiores a GN1

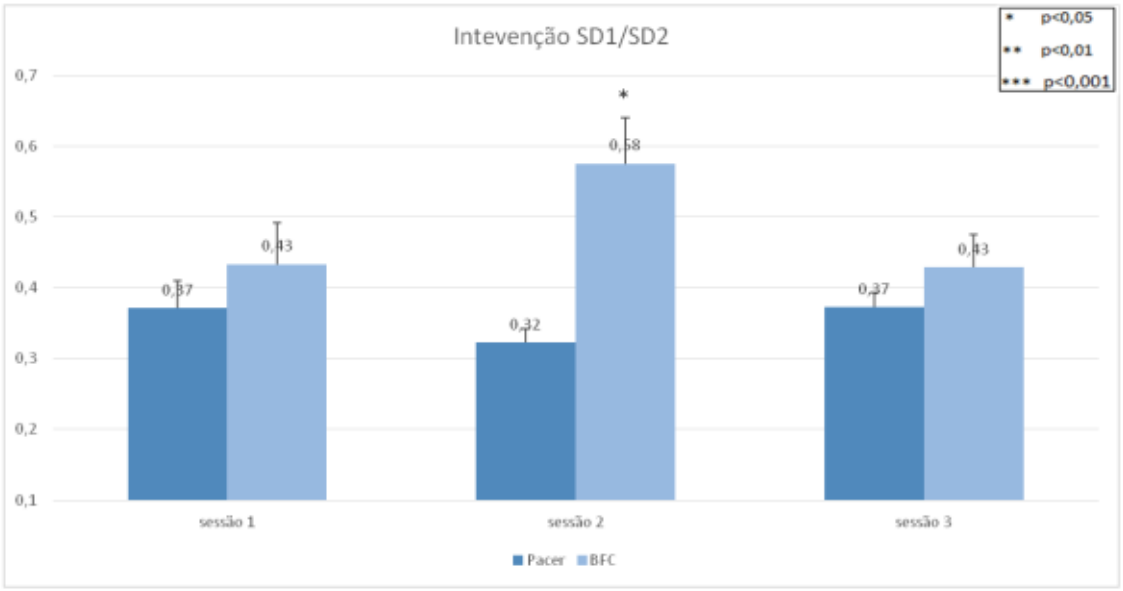
| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 0,41±0,04 | 0,44 ±0,03* | 0,41±0,05 |
| Controle | 0,43 ±0,04 | 0,36 ±0,05 | 0,41 ±0,03 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante a intervenção os valores da razão SD1/SD2 permaneceram mais elevados no tratamento com BFC, existindo um aumento entre o BFC 1 o BFC 2 ($r^2$0,55, p <0,047).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 46 – Ilustra os valores da razão SD1/SD2 durante a intervenção. Verifica-se que razão SD1/SD2 mantem os valores mais elevados durante a intervenção com BFC




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 44 – Descreve o comportamento da razão SD1/SD2 durante a intervenção. No tratamento com o BFC há um aumento razão SD1/SD2 a entre a GN1 e a GN2, entretanto este valor diminui ao valor inicial na GN3

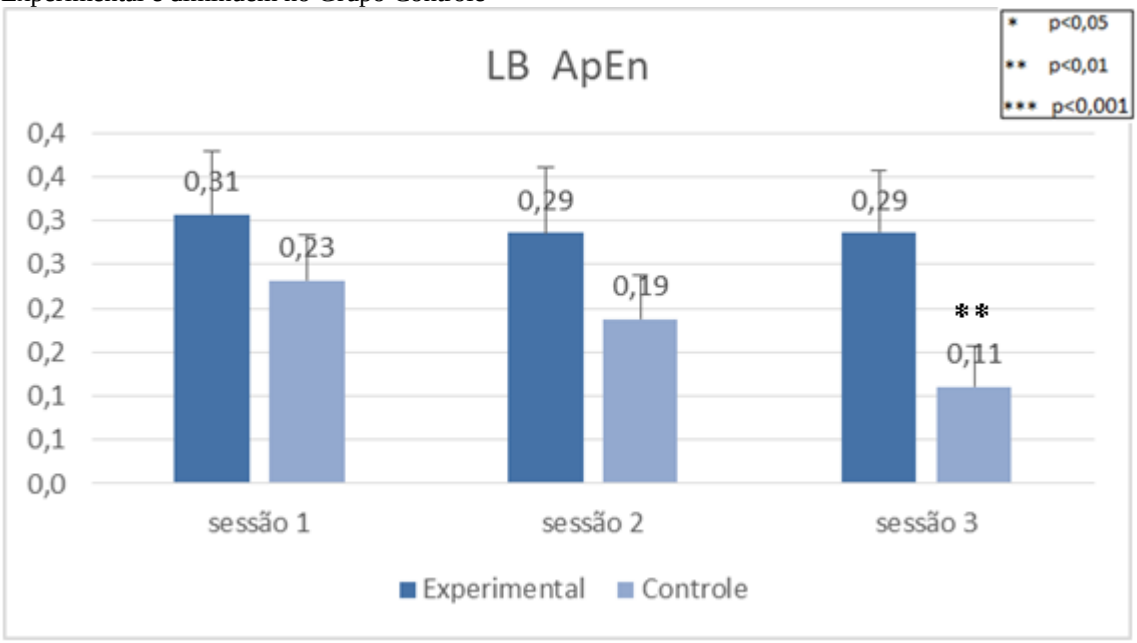
| Média ±EP | Sessão 1(ms) | Sessão 2(ms) | Sessão 3(ms) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 0,37±0,09 | 0,32±0,06 | 0,37±0,05 |
| BFC | 0,43±0,08 | 0,58±0,04* | 0,43± 0,05 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar o ApEn durante a LB, O Grupo Controle diminuiu os valores entre a LB1 e a LB3 ($p<0,003$), conforme mostra o gráfico 47:

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 47 – Ilustra os valores do ApEn durante a LB. Verifica-se que estes se mantêm estáveis no Grupo Experimental e diminuem no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

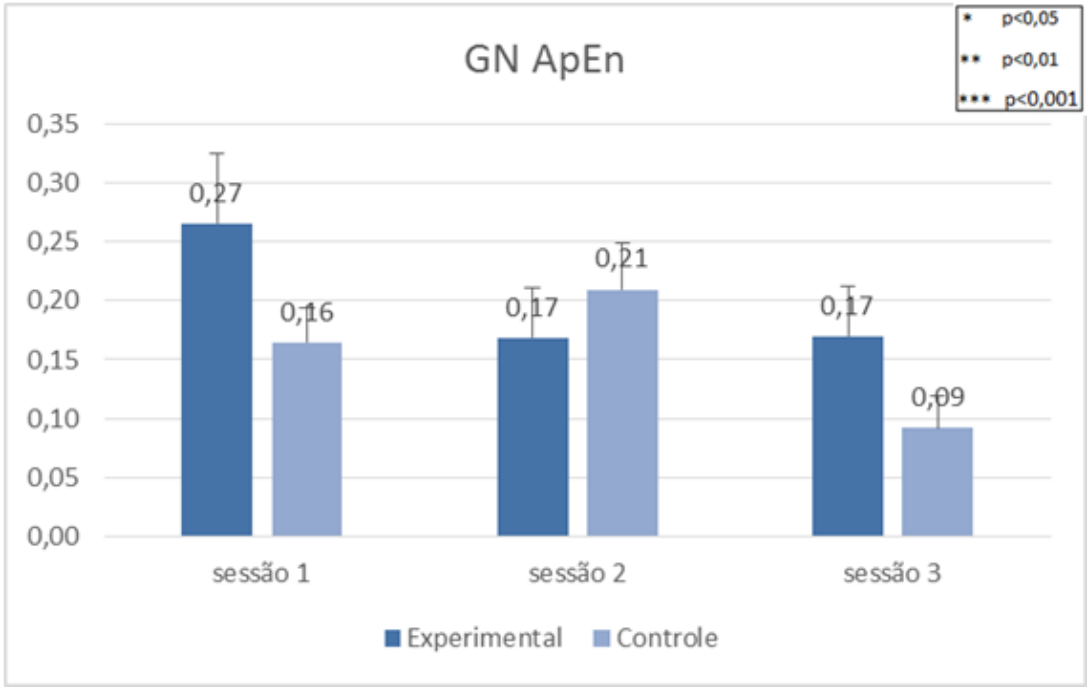
Tabela 45 – Mostra os valores do ApEn durante a LB, o qual e diminui no Grupo Controle

| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 0,31 ±0,07 | 0,29 ±0,08 | 0,29 ±0,07 |
| Controle | 0,23 ±0,05 | 0,19 ±0,05 | 0,11 ±0,05** |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 48 – Ilustra os valores do ApEn durante as 3 GN. Verifica-se que estes valores diminuem no Grupo Experimental da primeira para segunda GN assim como também diminuem da primeira para última GN no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

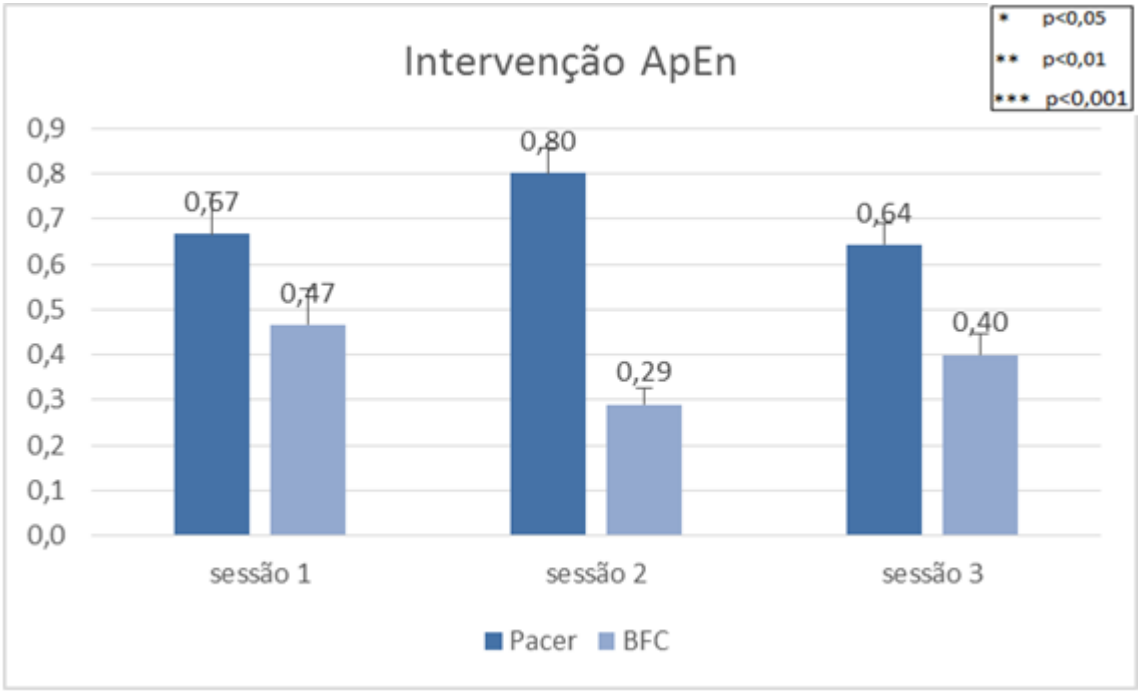
Tabela 46 – Mostra os valores do ApEn durante as 3 GN, diminui da primeira para última LB em ambos os grupos.

| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 0,27 ±0,06 | 0,21 ±0,04 | 0,17 ±0,04 |
| Controle | 0,16 ±0,03 | 0,17 ±0,04 | 0,09 ±0,03 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 49 – Ilustra os valores do ApEn durante a intervenção com o BFC e com o Pacer. Verifica-se que estes valores se mantém mais elevados durante o tratamento com Pacer




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 47 – Mostra os valores do ApEn durante a intervenção, os quais diminuem da primeira para última sessão tratamento com o Pacer, assim como também diminuem da primeira para a última sessão com o BFC

| Média ±EP | Sessão 1(ms) | Sessão 2(ms) | Sessão 3(ms) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 0,67±0,09 | 0,8±0,05 | 0,64±0,04 |
| BFC | 0,47±0,06 | 0,29±0,08 | 0,4± 0,05 |

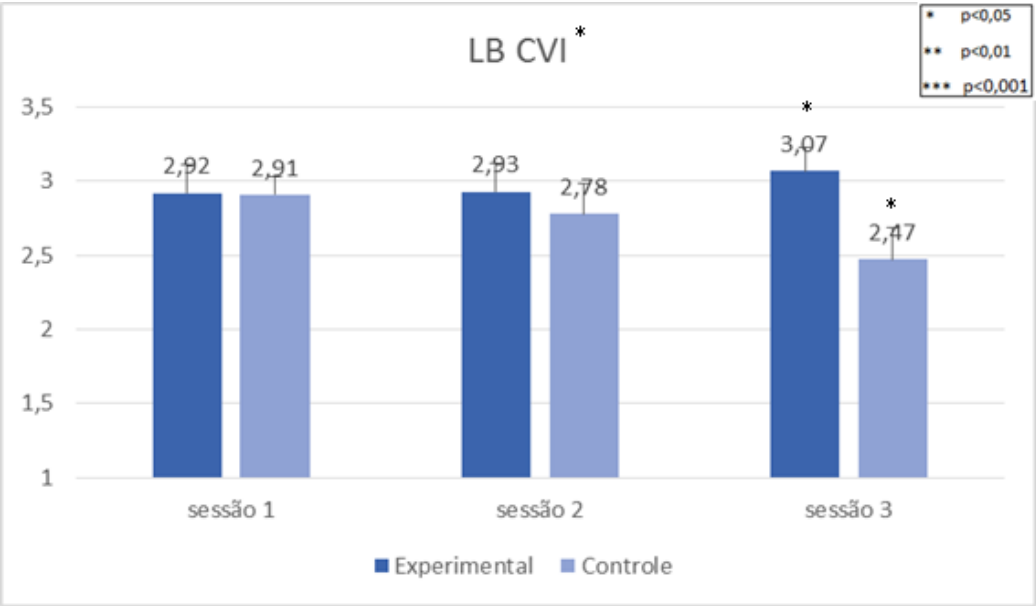
Fonte: Dados da pesquisa (2014).

6.1 2.3 Análise de Toichi

O CVI teve um aumento na LB de no Grupo Experimental de 2, 92±0,19 para, 3,07±0,16 ($p<0,031$) enquanto no grupo controle diminuiu de 2,91±0,12 para 2,47±0,22 ($p<0,04$), criando assim, uma diferença quando comparamos os dois grupos ($p<0,037$), conforme o gráfico 50:

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 50 – Ilustra o comportamento do CVI durante ás 3 LB. Nota-se um aumento deste índice quando comparadas a primeira e última LB do Grupo Experimental e uma diminuição no Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 48 – Descreve o comportamento do CVI durante as três LB, nesta tabela, percebe-se que o CVI teve um aumento no Grupo Experimental e uma diminuição no Grupo Controle

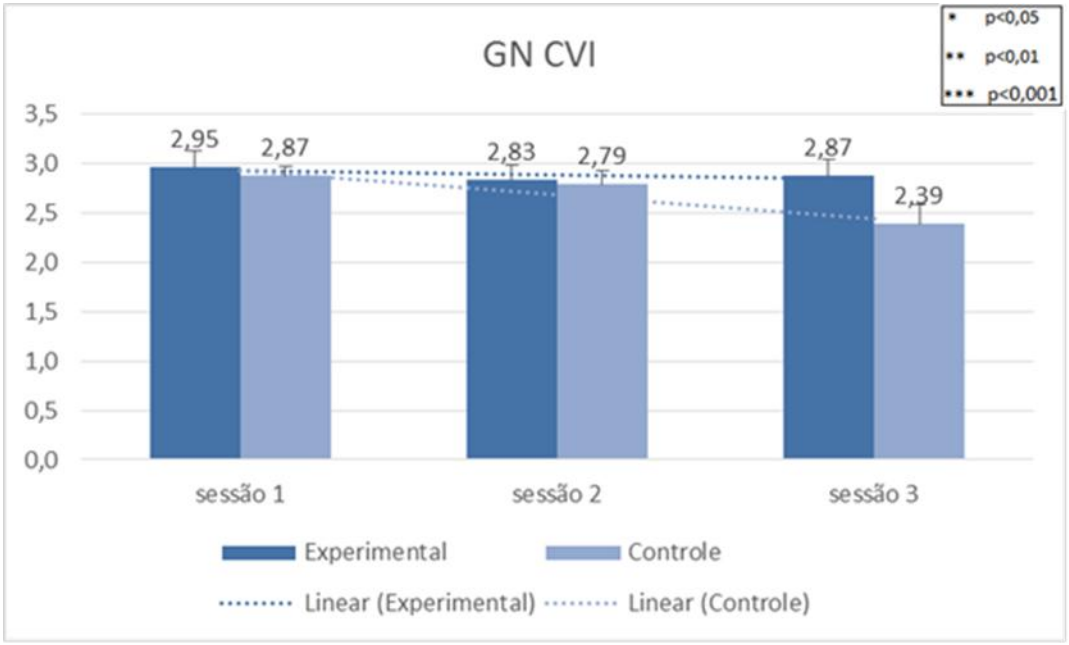
| Média ±DP | LB1 | LB2 | LB3 |
|---|---|---|---|
| Tratamento | 2,92 ±0,19 | 2,93 ±0,19 | 3,07 ±0,16* |
| Controle | 2,91 ±0,12 | 2,78 ±0,20 | 2,47 ±0,22* |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Em relação à GN, não foi verificada nenhuma diferença tanto no Grupo Experimental quanto no Grupo Controle.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 151 – Ilustra o comportamento do CVI durante ás 3GN. Nota-se que o Grupo Controle mantém valores mais baixos de CVI que o Grupo Experimental




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

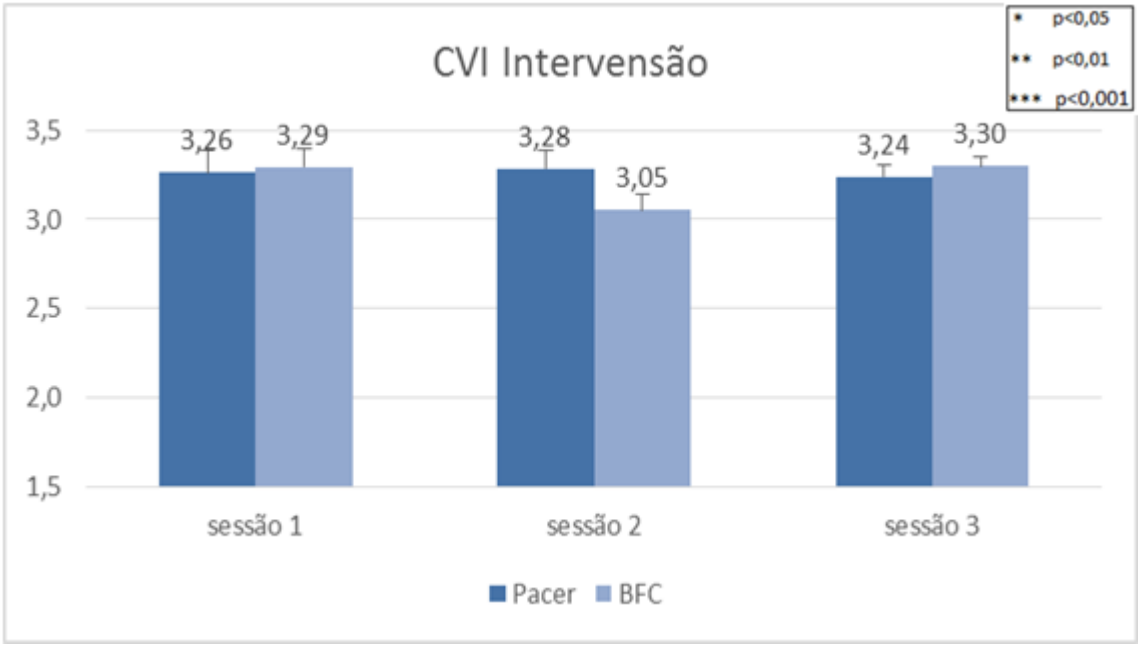
Tabela 49 – Descreve o comportamento do CVI durante as três GN, nesta tabela, percebe-se que o CVI dos dois grupos começa com valores similares.

| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 2,95 ±0,2 | 2,83 ±0,1 | 2,87 ±0,2 |
| Controle | 2,87±0,2 | 2,79 ±0,1 | 2,39 ±0,1 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 52 – Ilustra os valores do CVI durante a intervenção com o BFC e com o Pacer




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 50 – Mostra os valores do CVI durante a intervenção, os quais não apresentam nenhuma mudança significativa em nenhum dos dois tipos de intervenção

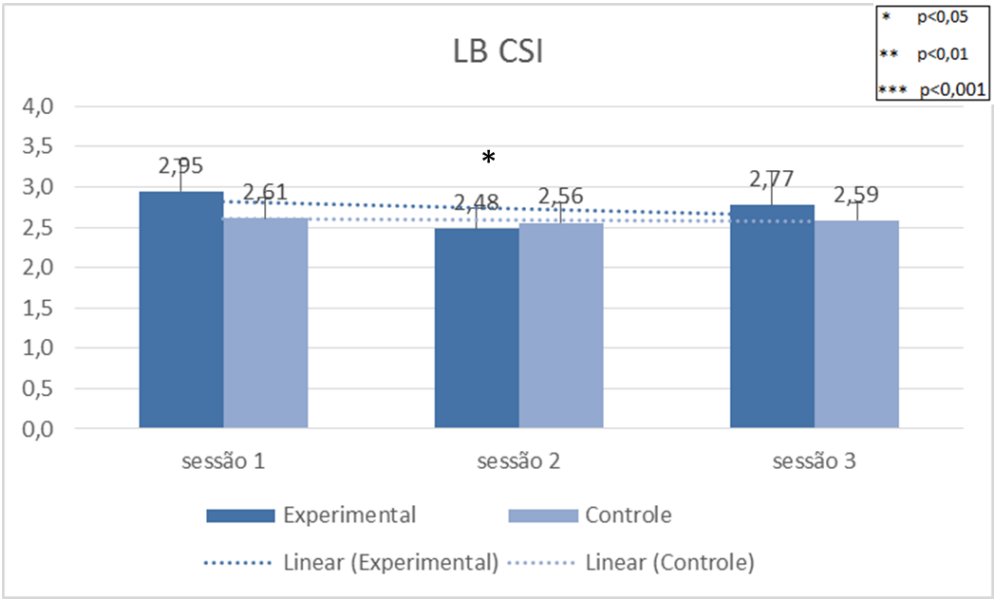
| Média ±EP | Sessão 1(ms) | Sessão 2(ms) | Sessão 3(ms) |
|---|---|---|---|
| Pacer | 3,26±0,1 | 3,28±0,1 | 3,24±0,1 |
| BFC | 2,29±0,1 | 3,05±0,1 | 3,3± 0,1 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O CSI apresentou uma queda nos valores no Grupo Experimental da LB1 para LN2 ($p<0,042$), entretanto, estes valores subiram na LB3 para valores menores que a LB1. O Grupo Controle não apresentou nenhuma mudança significativa.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 53 – Ilustra o comportamento do CSI durante às 3 LB. Nota-se que o Grupo Controle não apresentou nenhuma mudança nos valores de CSI




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

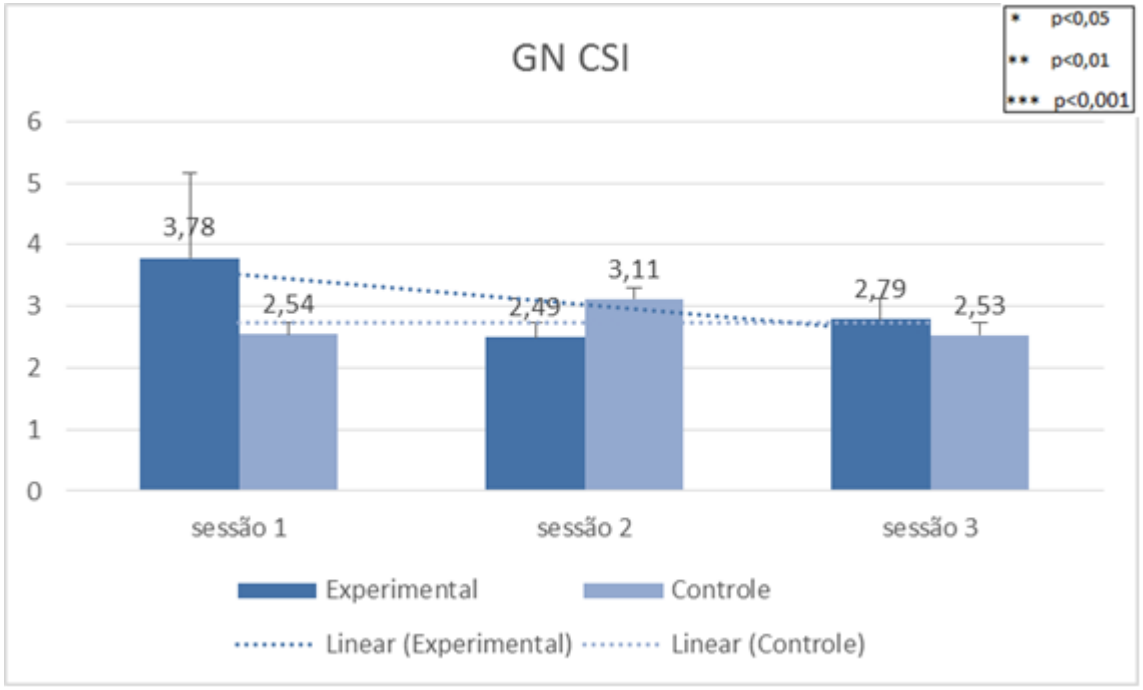
Tabela 51 – Descreve o comportamento do CSI durante a LB, o qual diminui da primeira para segunda LB em ambos os grupos e volta a subir na última LB

| Média ±EP | LB1 (ms) | LB2 (ms) | LB3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 2,95 ±0,4 | 2,48 ±0,3* | 2,77 ±0,4 |
| Controle | 2,61 ±0,3 | 2,56 ±0,2 | 2,59 ±0,2 |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 54 – Ilustra o comportamento do CSI durante às 3 GN. Nota-se que o Grupo Experimental começou com valores mais altos, mas logo baixou a valores similares ao Grupo Controle




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 52 – Descreve o comportamento do CSI durante as distintas GN, o qual diminui da primeira para segunda GN em ambos os grupos e volta a subir na última GN

| Média ±EP | GN1(ms) | GN2(ms) | GN3(ms) |
|---|---|---|---|
| Experimental | 3,78 ±1,4 | 2,49 ±0,2 | 2,79 ±0,3 |
| Controle | 2,54 ±0,4 | 3,11 ±0,5 | 2,53 ±0,2 |

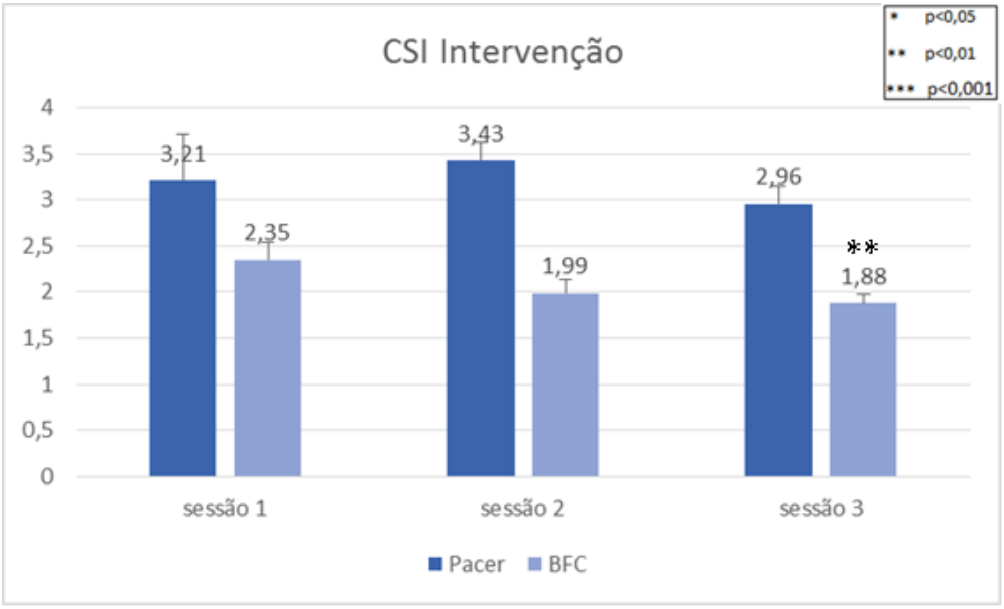
Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Durante a intervenção, o CSI diminuiu de 3,21±0,57 na primeira sessão do Pacer para 1,8±0,12 na última do BFC (*Wilk`s Lambda* = 0,019, f 6,250$^{b,}$ $n^2$ 0,220). Sendo que a maior diferença foi observada na intervenção com o BFC que diminuiu de 2,35 ±0,19 para 1,88 ±0,11 ($p<0,031$, $f(1,7) =4,550$), em relação ao Pacer que diminuiu de 3,21±0,57 para 2,96 ±0,19. O CSI do BFC ainda teve uma queda quando observado da primeira para última sessão do tratamento ($p<0,006$), conforme a tabela abaixo:



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 55 – CSI Ilustra o comportamento do CSI no decorrer da intervenção. Nota-se que da primeira para segunda sessão de Pacer há um aumento do CSI, entretanto, este valor cai da segunda para terceira sessão. Já em relação ao BFC, estes valores caem progressivamente




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Tabela 53 – Descreve o comportamento do CSI durante o tratamento. Percebe-se que há uma diminuição do CSI do primeiro para o último dia de Tratamento tanto em relação ao Pacer quanto em relação ao BFC

| Média ±DP | Sessão 1 | Sessão 3 | Sessão 5 |
|---|---|---|---|
| Pacer | 3,21 ±0,5 | 3,43 ±0,2 | 2,96 ±0,19 |
| BFC | 2,35 ±0,19 | 1,99 ±0,14 | 1,88 ±0,1** |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

### 6.1.3 Correlações entre os índices de desempenho cognitivo e VFC

Ao correlacionar os índices referentes ao desempenho cognitivo das crianças as e a VFC foi encontrado os itens que seguem abaixo.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

6.1.3.1 Análises lineares, domínio da frequência

Durante a primeira LB o TP esteve inversamente relacionado com a Estabilidade ($r^2$=-0,650, p <0,01). Do mesmo modo, durante a primeira GN o índice TP inversamente correlacionado com a Estabilidade ($r^2$=-0,691, p<0,05) assim como o LF ($r^2$=0,718, p<0,05) esteve correlacionado com a Estabilidade.

Com relação ao tratamento com BFC, as crianças que apresentaram maiores valores de RR ($r^2$=0,733, p<0,05) e de HF ($r^2$=0,747, p<0,05) apresentaram maiores valores para Acurácia.

Ao analisar a última LB, verificamos que a Estabilidade esteve correlacionada com o LF norm ($r^2$=0,519, p <0,05) e inversamente correlacionada com o HFnorm ($r^2$=-0,526, p <0,05).

6.1.3.2 Análises lineares, domínio do tempo

As crianças que apresentaram maiores valores de SDNN na primeira linha de base foram correlacionadas com menores valores de Estabilidade na LB ($r^2$=-645, p<0,01) e na GN ($r^2$= - 540, p <0,05), assim como as crianças que apresentaram maiores valores para o RMSSD na primeira sessão também apresentaram menores valores de Estabilidade ($r^2$=-630, p<0,01). O PNN50 também esteve inversamente correlacionado com a Estabilidade ($r^2$=-756, p<0,01).

Ainda durante a primeira GN os índices SDNN ($r^2$=0,674, p<0,05) estiveram correlacionados com a Acurácia, assim como as crianças que apresentaram maiores valores para o PNN50 ($r^2$=0,727, p<0,05), apresentaram maiores valores para Acurácia.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

6.1.3.3 Análises não-lineares e Pointcaré

O índice SD1 inversamente correlacionado com a Estabilidade na primeira LB ($r^2$= - 646, p<0,05), e SD2 inversamente correlacionado com a Estabilidade na GN ($r^2$= - 581, p <0,05).

Na última LB a razão SDI/SD2 esteve inversamente correlacionado com a Estabilidade na GN ($r^2$= - 656, p <0,01).

6.1.3.4 Análises Não-Lineares de Toichi

Na a primeira LB o CVI esteve inversamente correlacionado com a Estabilidade ($r^2$=- 0,528, p<0,05).

Ao avaliar a última LB, verificamos que as crianças apresentaram maiores valores para o CVI ($r^2$=-0,720, p<0,05), apresentam maiores valores de Acurácia. Assim como os que apresentaram maiores valores se CSI apresentaram maiores valores na Estabilidade ($r^2$=0,766, p<0,01). Durante a última GN CSI esteve relacionado com a Estabilidade ($r^2$= 0,680, p<0,01).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Tabela 54 – Ilustra as correlações entre os índices referentes à GN e os índices de VFC. ** p<0,01; * p<0,05

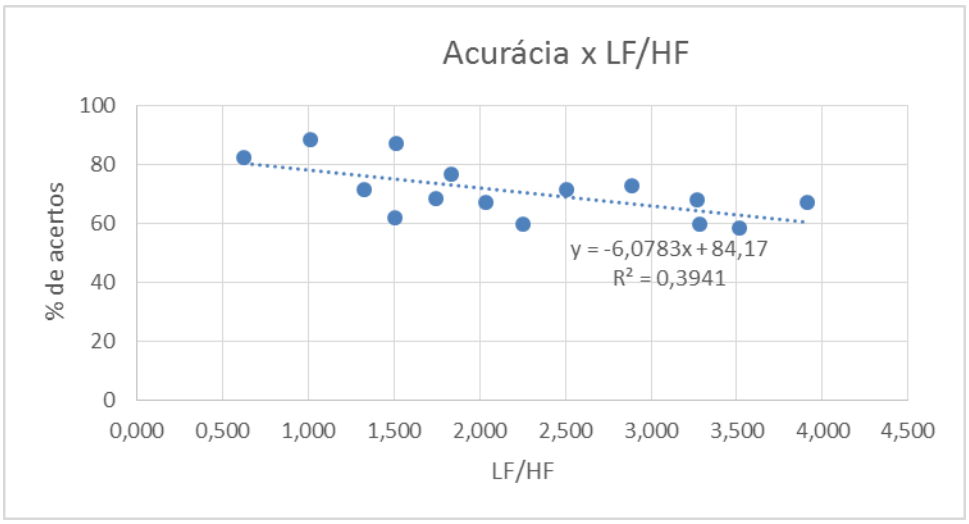
| VFC | 1°Dia LB | 1°Dia GN | Pacer | BFC | 3°Dia LB | 3°DiaGN |
|---|---|---|---|---|---|---|
| RR | | | | 0,733* | | |
| LF | | 0,718* | | | | |
| LF norm | | | | | 0,519* | |
| HF | 0,654* | | | 0,747* | | |
| HF norm | | | | | -0,526* | |
| SDNN | -645** | | | | | |
| SDNN | | 0,674* | | | | |
| RMSSD | 630** | | | | | |
| PNN50 | 0,727* | | | | | |
| PNN50 | | -0,756** | | | | |
| TP | -0,650** | -0,564* | | | | |
| SD1 | -0,633* | | | | | |
| SD2 | -0,646* | | | | | |
| SD2 | -0,581* | | | | | |
| SDI/SD2 | -0,656** | | | | | |
| CVI | -0,528* | | | | 0,720* | |
| CSI | | | | | 0,766** | 0,680** |

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao relacionar os dados relativos ao índice Acuraria é possível perceber em um gráfico que 60% das que tiveram maior percentual de acertos na GN aprestavam a razão LF/HF entre 0,5 e 2 (r=0,63).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

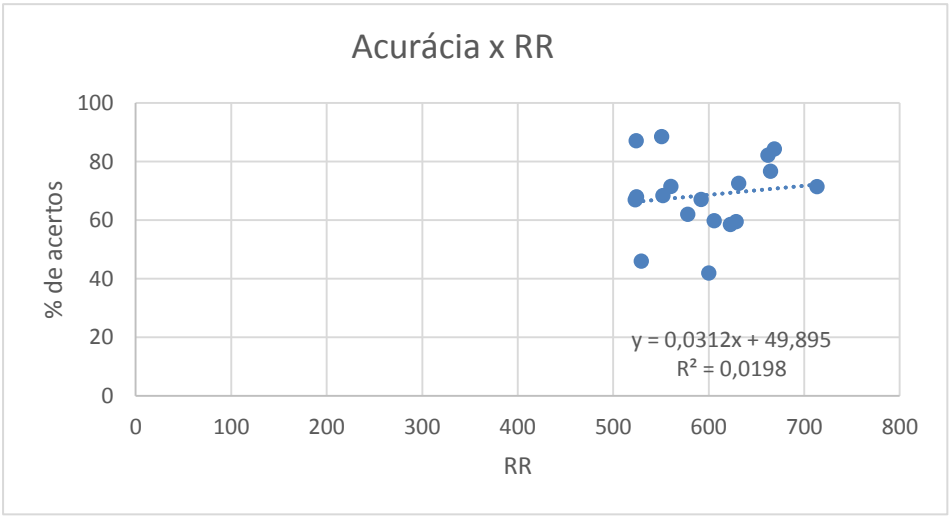
Gráfico 56 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia com a razão LF/HF. Verifica-se que o maior percentual de acertos está entre os números 0,5 e 2 DA razão LFHF




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Abaixo se encontram outros índices da VFC que poderiam estar positivamente correlacionados com acurácia, entretanto, não apresentaram nenhuma correlação significativa neste estudo.

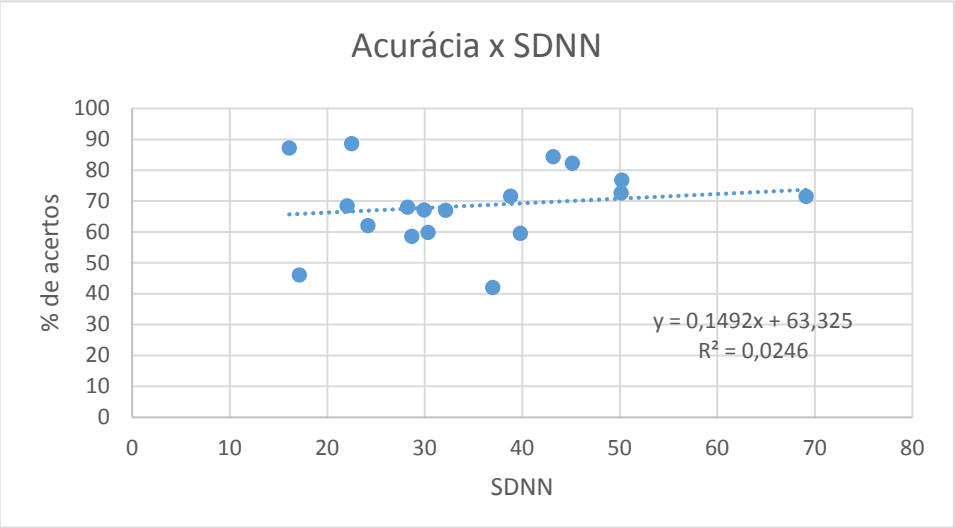
Gráfico 57 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia RR (r=0,14)




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

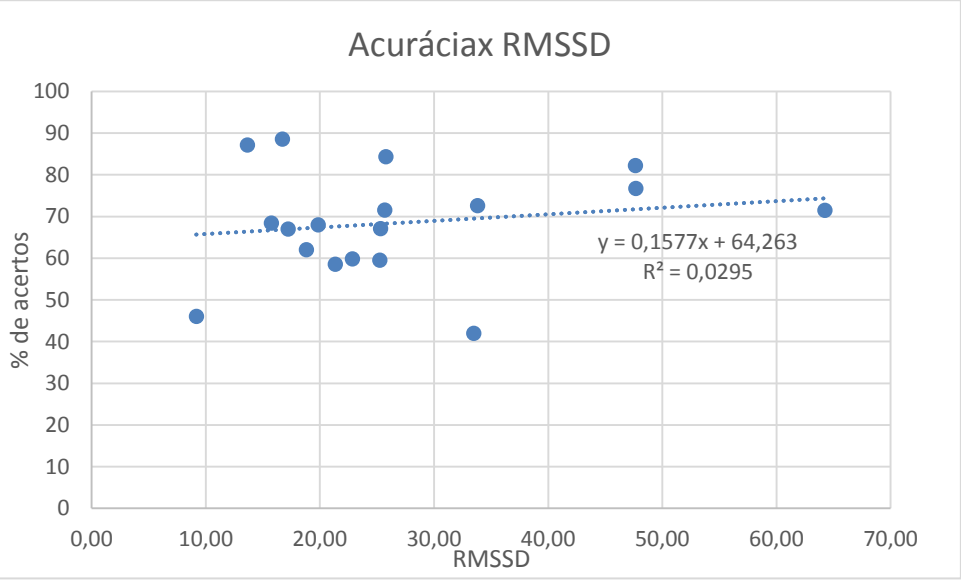
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 58 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia SDNN (r=0,16)




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

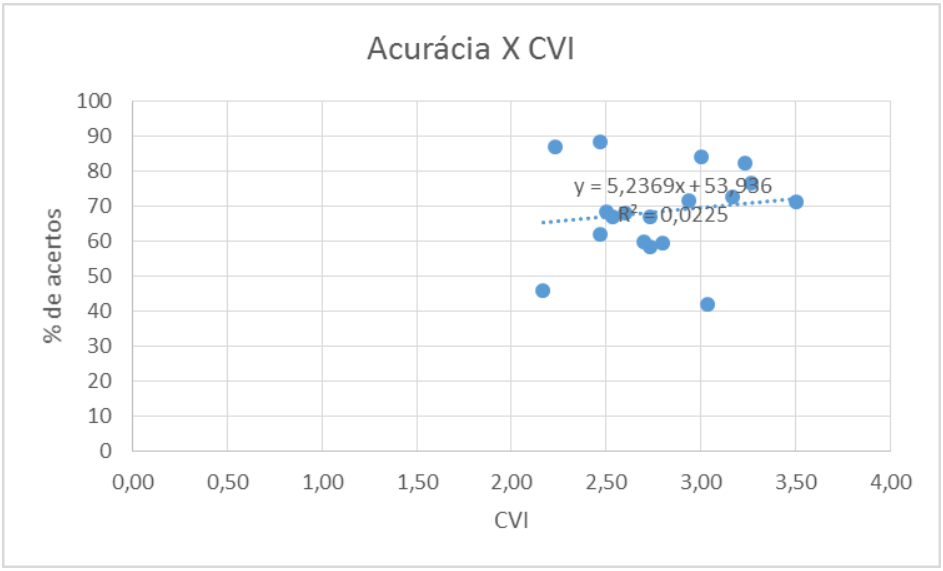
Gráfico 59 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia RMSSD (r=0,17)




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 60 – Gráfico de dispersão relacionando a Acurácia RMSSD (r=0,15)




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

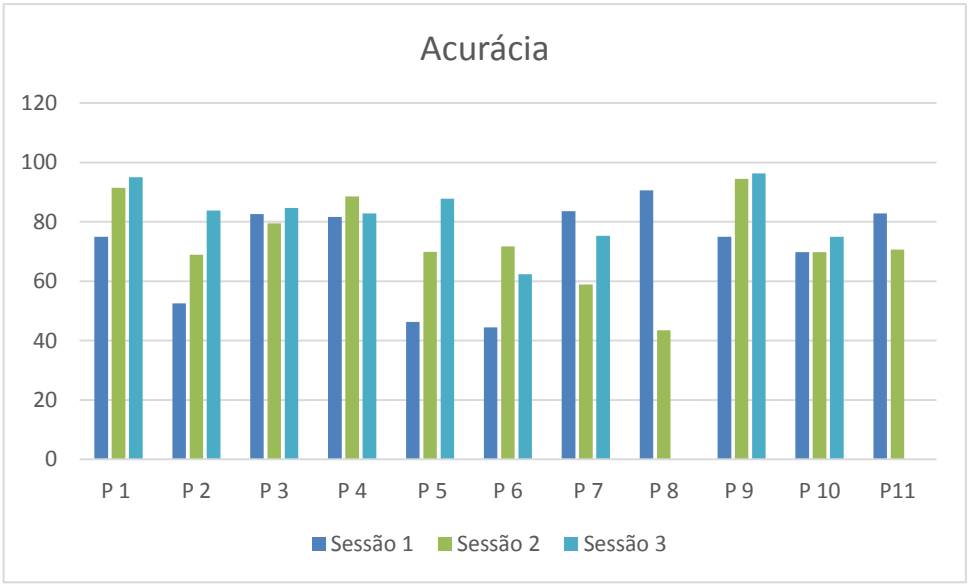
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 6.2 ANÁLISE QUALITATIVA

### 6.2.1 Variáveis relativas ao desempenho cognitivo

#### 6.2.1.1 Acurácia

Gráfico 61 – Ilustra o desempenho dos participantes em relação a Acurácia. Observa-se que quase todos tiveram uma melhora nesta vaiável, com exceção de quatro participantes, sendo que dois deles não tiveram registrados o último valor da GN




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

De maneira geral, todos os participantes aumentaram acurácia em porcentagem de acertos, com exceção dos participantes P3, P6, P8 e P11. O participante P3 diminui da primeira para a segunda sessão, que corresponde ao tratamento do Pacer, mas volta a subir se comparar a primeira sessão e a última, o que corresponde ao tratamento do BFC. O participante P6 aumentou a porcentagem de acertos teve o comportamento contrário, aumentou da primeira para segunda, mas diminui da segunda para terceira sessão e os

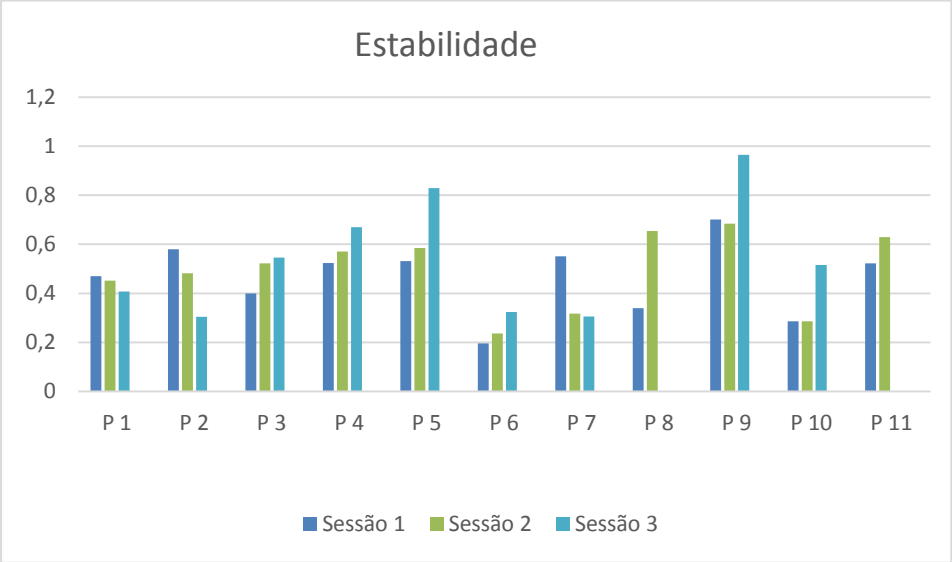


Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

participantes P8 e P11 que diminuíram da primeira para segunda sessão e não tiveram registro da última sessão.

### 6.2.1.2 Estabilidade

Gráfico 62 – Ilustra o desempenho da variável Estabilidade dos participantes em números por segundo. A maior parte dos participantes teve uma melhora nesta variável da primeira para terceira sessão, com exceção de três destes sujeitos



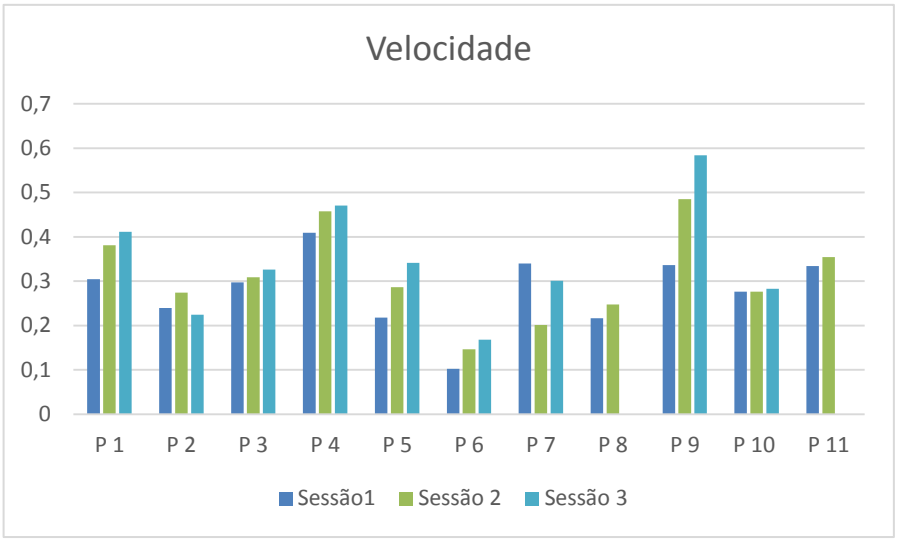

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

A maioria dos participantes tiveram aumento da estabilidade e segundos, a exceção dos participantes P1, P2 e P7 que diminuíram a estabilidade da sessão 1 para sessão 3.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

6.2.1.3 Velocidade

Gráfico 63 – Ilustra o desempenho de cada participante em relação a variável Velocidade. Nota-se que apenas dois participantes não tiveram aumento desta variável




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Apenas dois participantes não aumentaram sua velocidade em números por segundo. Estes participantes foram o P2 que aumentou a velocidade da primeira para segunda sessão, mas diminuiu da segunda para terceira sessão e o P7que diminui a velocidade da primeira para a segunda sessão, aumentou da segunda para terceira sessão.

### 6.2.2 Variáveis relativas aos índices de VFC

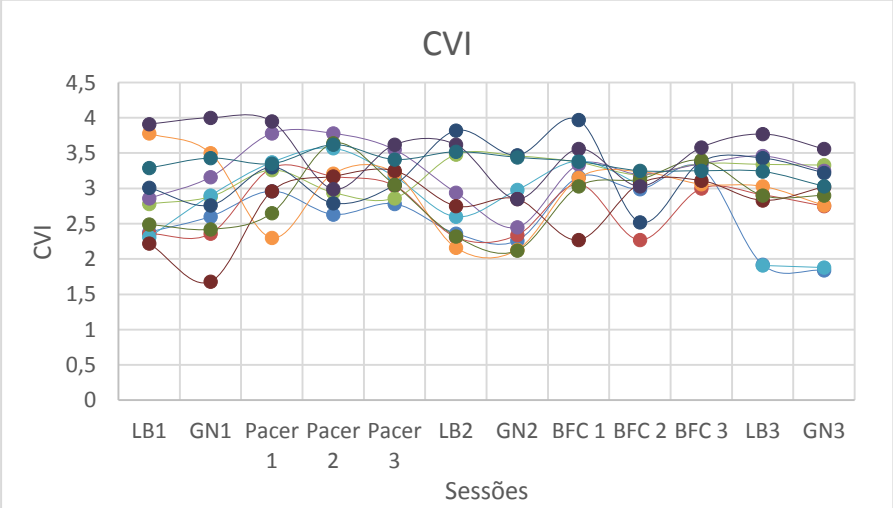
A seguir encontra-se a análise qualitativa temporal do tratamento de alguns dos participantes, de alguns índices referentes à VFC, considerados importantes para este estudo.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

6.2.2.1 CVI

No gráfico 64está o comportamento de todos os participantes do Grupo Experimental em relação ao índice CVI, de modo temporal, durante todas as etapas do experimento:

Gráfico 64 – Ilustra o comportamento de todos os participantes do experimento de modo temporal. Da primeira para última sessão o espaçamento entre os pontos diminui, tornando-se próximos â valores mais altos de CVI. Isto mostra que houve um aumento no CVI tanto na LB quanto na GN do Grupo Experimental

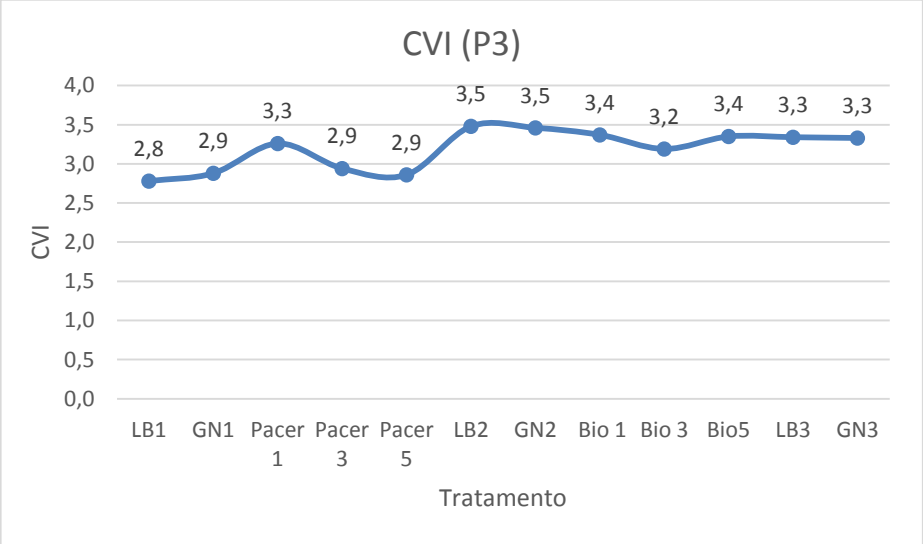



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

No gráfico 65 está o desempenho do participante P3 em relação ao CVI. O participante iniciou com o CVI de 2, 8 e aumentou para 3,3 no primeiro dia do tratamento com o Pacer. Este valor diminuiu para 2,9 na última sessão com o Pacer, entretanto, se manteve alto (3,5) na LB2 e na GN2. Este valor cai para 3,4 na primeira sessão de BFC, 3,2 na segunda sessão, mas volta para 3,4 na última sessão de BFC. Na última LB o valor do CVI é de 3,3 assim como o valor da última GN que também é de 3,3. Dois fatores interessantes no CVI desta participante são que o CVI do BFC se mantém durante todo o tratamento maior que durante o tratamento com o BFC e que os valores de LB e GN se mantém iguais durante a segunda e a terceira sessão.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 65 – Ilustra o desempenho do P3 participante em relação ao CVI, no decorrer do tratamento. Neste gráfico é importante observar que há um aumento do CVI da LB1 e da GN1 para LB2 e GN2. Além disso, o CVI se manteve mais alto no tratamento do BFC do que no tratamento do Pacer

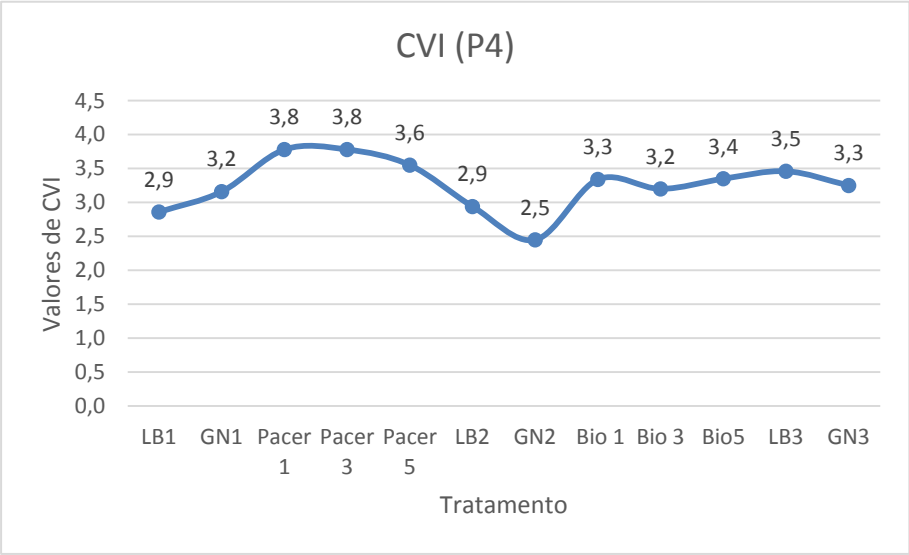



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Já o participante P4 manteve os valores de CVI tanto da LB e diminuiu na GN da primeira para segunda sessão. Estes valores aumentaram da segunda para terceira sessão. Nota-se que ao contrário da participante anterior, os valores de Pacer desta participante foram maiores que os do BFC. Ainda é possível observar a partir da segunda sessão que esta participante teve uma diminuição dos valores de CVI da LB para GN que foi diminuída na última sessão.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 66 – Ilustra o desempenho do participante P4, Os valores do CVI da intervenção com o Pacer foram maiores que os valores com o BFC. Houve um aumento no CVI da primeira para última LB assim como da primeira para última GN teve um aumento deste índice

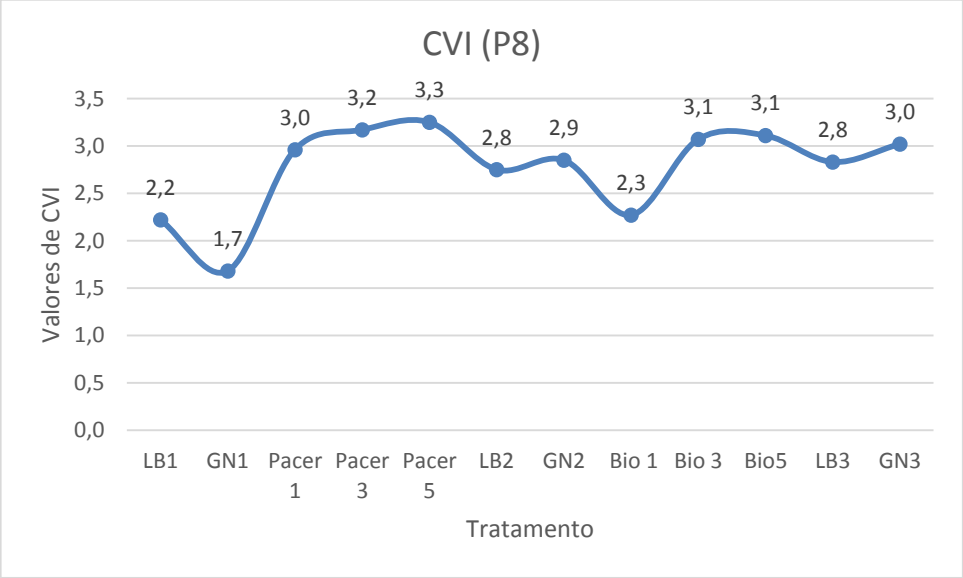



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O participante P8 teve um aumento do CVI da LB1 para LB2 e manteve este valor na LB3. Este participante diminuiu os valores do LB1 para GN1, esta diferença de valores diminui da LB2 para GN2 e na LB3 para GN3 há um aumento dos valores de CVI. Durante o tratamento os valores do CVI do Tácito foram maiores durante o Pacer que durante o BFC.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 67 – Ilustra o comportamento do índice CVI durante o tratamento do partiicipanete P8. Nota-se que há um aumento do CVI do LB1 para o LB3 e da GN1 para a GN3. Neste Participante, os valores de CVI foram maiores durante o tratamento com Pacer

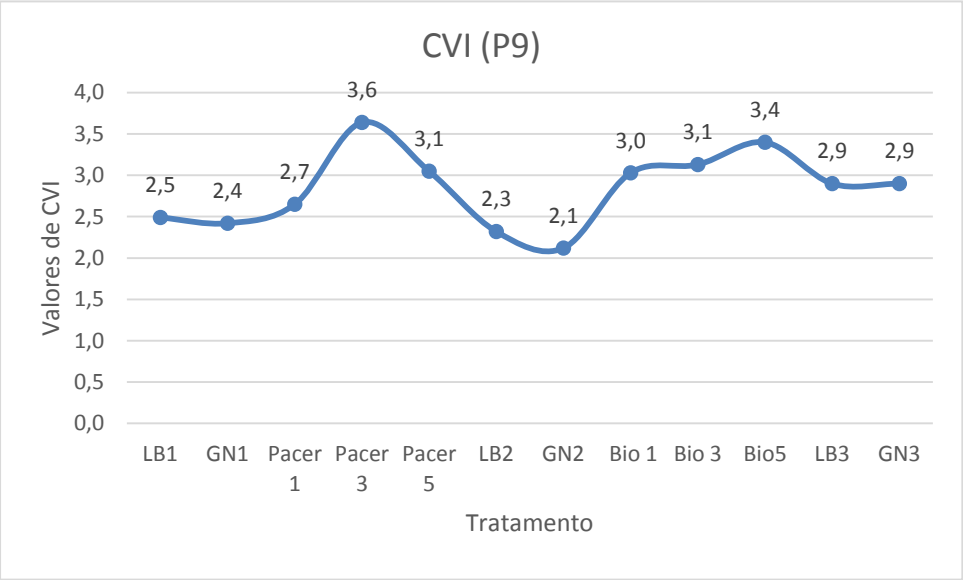



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O participante P9 diminuiu os valores do CVI da LB e GN da primeira para segunda sessão e estes mesmos valores da segunda para terceira sessão aumentaram de LB e GN. Durante o tratamento com o Pacer o participante aumentou o valor do CVI e diminuiu nas sessões seguintes. Já no tratamento com o BFC, este valor aumentou progressivamente no decorrer das sessões.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 68 – Demonstra o comportamento do CVI do participante P9 no decorres das sessões. Aqui é possível observar que há uma que nos valores do CVI diminuem da primeira para segunda sessão e melhoram na última sessão. Ainda é possível observar que o CVI se comporta de maneira mais positiva durante o tratamento com o BFC, ao compará-lo com o Pacer



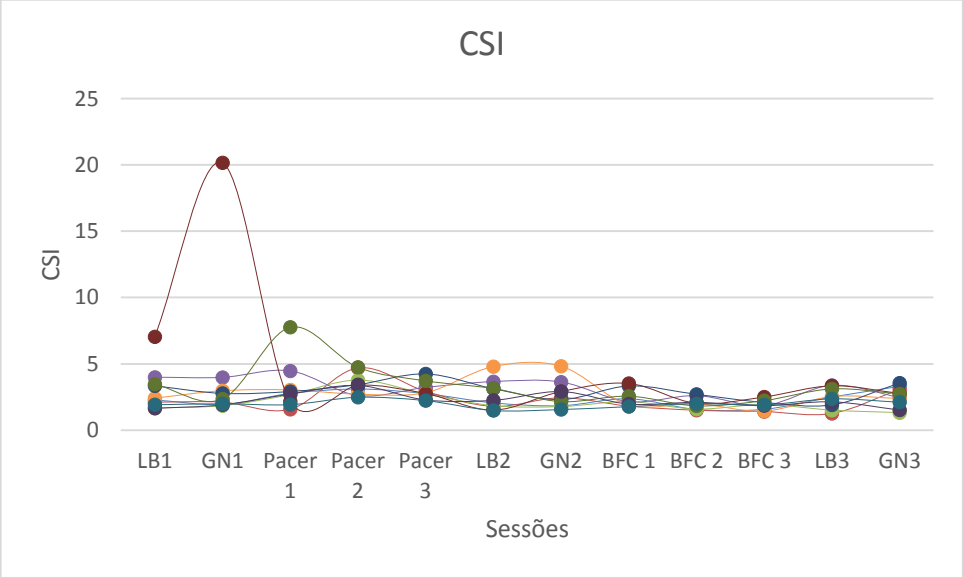

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

### 6.2.2.2 CSI

O gráfico 69 mostra o desempenho dos participantes do experimento em relação ao CSI:

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 69 – Mostra o desempenho dos participantes em relação ao CSI. NA primeira GN e nos primeiros dias de Pacer houve um aumento no CSI. Já nas sessões subsequentes ao tratamento com BFC houve uma queda deste valor

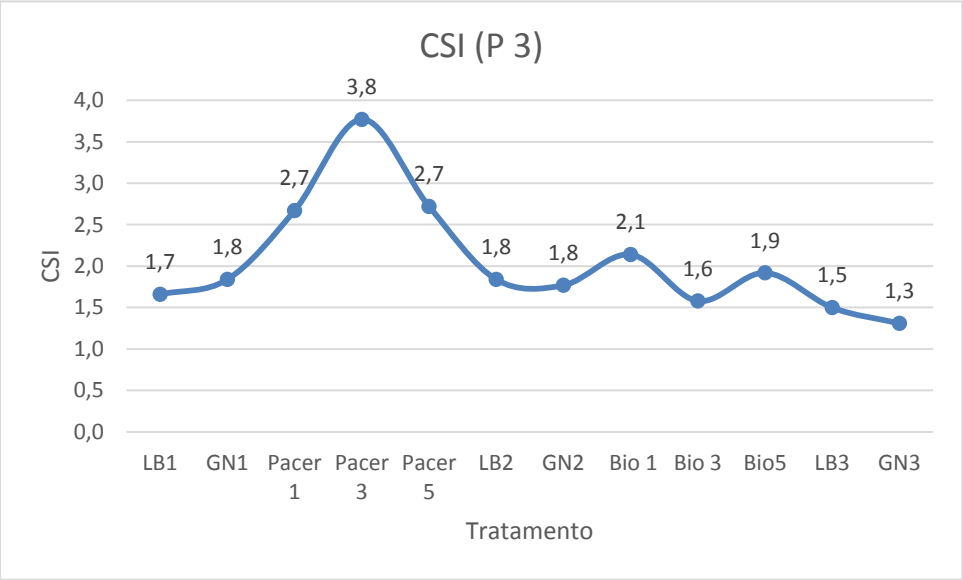



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

No gráfico 70 está o desempenho do participante P3 em relação ao índice CSI, durante o período de tratamento. O CSI desta participante amentou na primeira sessão do PACER e diminuiu nas sessões subsequentes. Durante o BFC este índice se manteve entre 2,1 e 1,9. Nota-se que o CSI aumenta da primeira para segunda LB e diminui da segunda para terceira. Já a GN se manteve com o mesmo valor nas primeiras duas sessões e diminui na terceira. Outro dado relevante da GN é que ela aumenta em relação à primeira LB, mantém-se igual em relação a terceira LB e aumenta da terceira LB para a terceira LB.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 70 – Ilustra o comportamento do participante P3 em relação ao índice CSI do participante P3. A partir Neste gráfico é possível perceber que há uma queda temporal do CSI do primeiro dia do tratamento para o último dia. Já m relação ao BFC este índice oscila de 2,1 a 1,6. Ainda assim, de maneira geral ambos os índices LB e GN tiveram uma diminuição no final do tratamento.

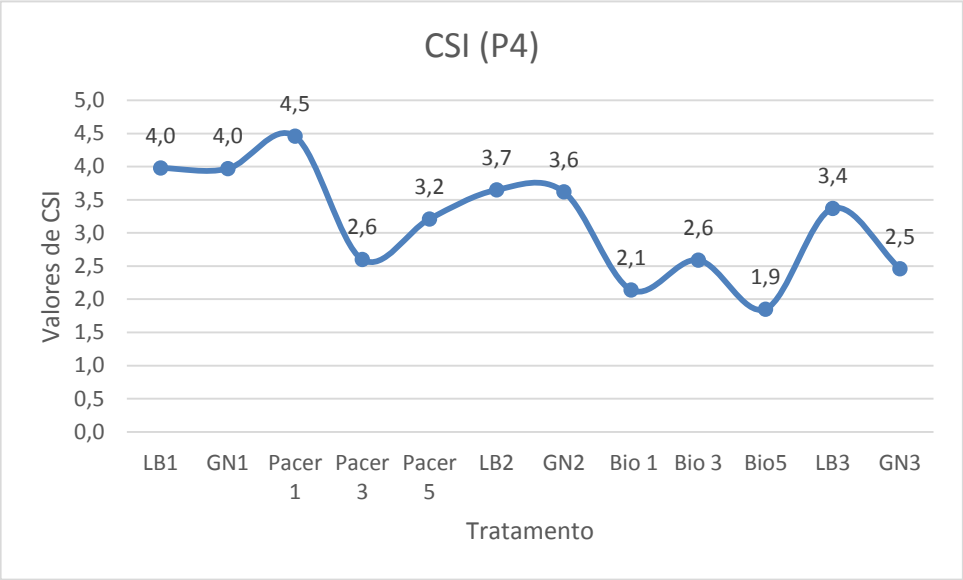



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Ao analisar o participante P4 em relação ao índice CSI, observa-se que há uma diminuição progressiva nos valores referentes a LB e a GN em relação ao índice CSI. Durante a primeira GN esta participante manteve os mesmos valores que os da LB. Já nas duas sessões seguintes de GN, os valores do CSI foram menores que os da LB. Esta participante ainda manteve os valores do CSI, durante o tratamento com o Pacer, oscilando entre 4,5 e 2,6 e oscilando entre 2,6 e 1,9 durante o tratamento com o BFC.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 71 – Ilustra o comportamento do CSI do participante P 4. Neste participante o CSI decresceu do primeiro para o último dia das sessões referentes a LB e a GN e manteve-se oscilando durante toda a intervenção (Pacer e BFC), com valores mais baixos durante o tratamento com o BFC comparado aos valores do Pacer

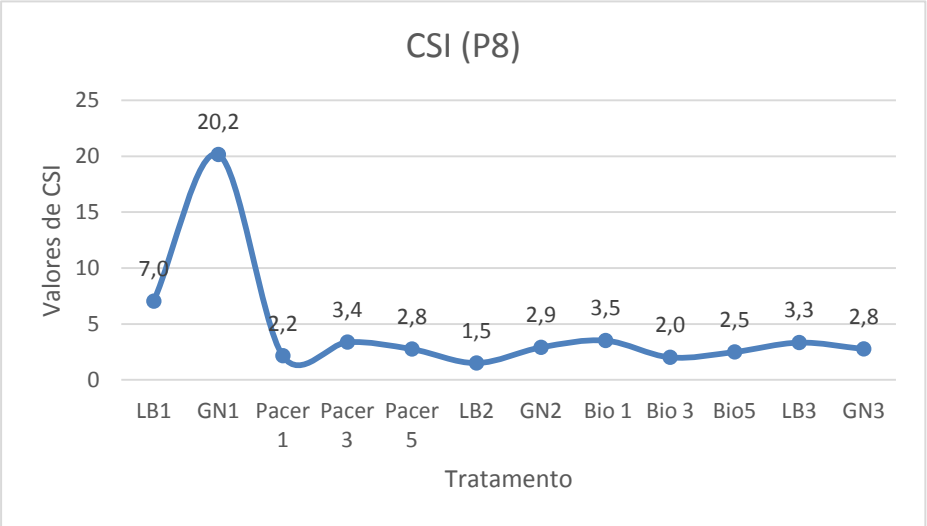



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O participante P8 apresentou um aumento do CSI na primeira GN em relação à LB. Este valor manteve-se entre 2,2 e 3,4 durante o tratamento com o Pacer. Em relação à segunda LB, o valor do CSI foi menor que o da primeira LB. O calor do CSI da terceira sessão da GN foi menor que o valor do CSI na segunda sessão de GN. Entretanto, mesmo com o aumento do CSI, este valor foi menor que o apresentado na primeira sessão de GN. Os valores de BFC oscilaram entre 3,5 e 2,5. Na última sessão os valores da LB foram maiores que os da segunda sessão, entretanto, menores que os da primeira sessão. Já em relação a última GN, houve uma diminuição do valor de CSI, comparado a LB.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 72 – Ilustra o comportamento do CSI do participante P8. Neste gráfico é possível observar que houve um aumento do CSI na primeira GN em relação à LB. Na última sessão os valores da LB foram maiores que os da segunda sessão, entretanto, menores que os da primeira sessão. Já em relação a última GN, houve uma diminuição do valor de CSI, comparado a LB



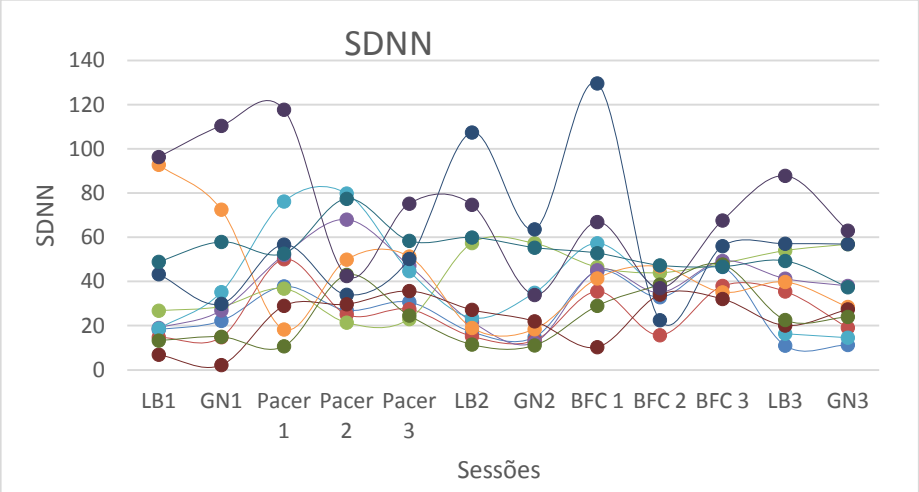

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

### 6.2.2.3 SDNN

O gráfico 73 mostra o desempenho dos participantes em relação ao SDNN. Os participantes a apresentaram índices dispersos do SDNN ao analisar a primeira sessão. De maneira geral, os mesmos aumentaram o SDNN durante o tratamento com o Pacer. Entretanto, ao analisar a sessão separadamente as sessões 2 e 3 (LB +GN), houve um aumento deste índice na sessão 3 (LB3 +GN3) em relação a sessão 2 (LB2 +GN2).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 73 – Mostra o desempenho dos participantes em relação ao índice SDNN. Os participantes apresentaram índices dispersos do SDNN ao analisar a primeira sessão. Entretanto, ao analisar a sessão 3 (LB3 +GN3) houve um aumento deste índice em relação a sessão 2 (LB2 +GN2)

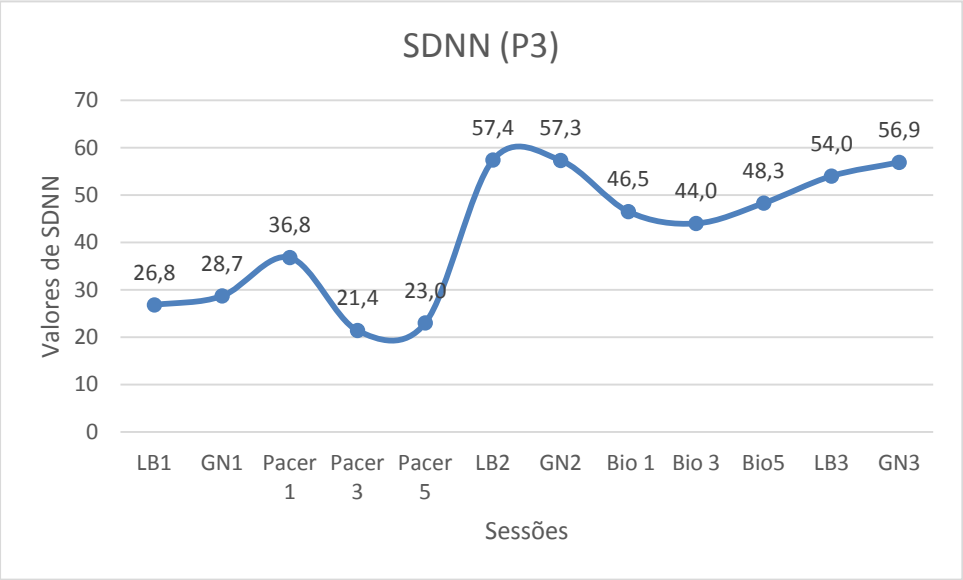



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O SDNN do participante P3 aumentou da primeira para segunda LB e diminuiu na terceira, ainda assim os valores de SDNN da LB3 foram maiores que os valores da LB1. Já durante a GN os valores de SDNN subiram em relação a LB, com exceção da segunda sessão, onde estes valores foram mantidos praticamente estáveis durante a LB e a GN. Durante o Pacer estes valores caíram de 36,8 para 23,0 e durante o tratamento com o BFC estes valores aumentaram de 46,5 para 54,0.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 74 – Mostra o comportamento temporal do SDNN do participante P3 durante o tratamento. Neste gráfico é possível observar que há um aumento deste índice no decorrer do tratamento. Esta progressão pode ser percebida no aumento nos valores de LB entre as sessões. Ainda é possível perceber que o tratamento do BFC foi mais efetivo nesta participante, em relação ao aumento do SDNN

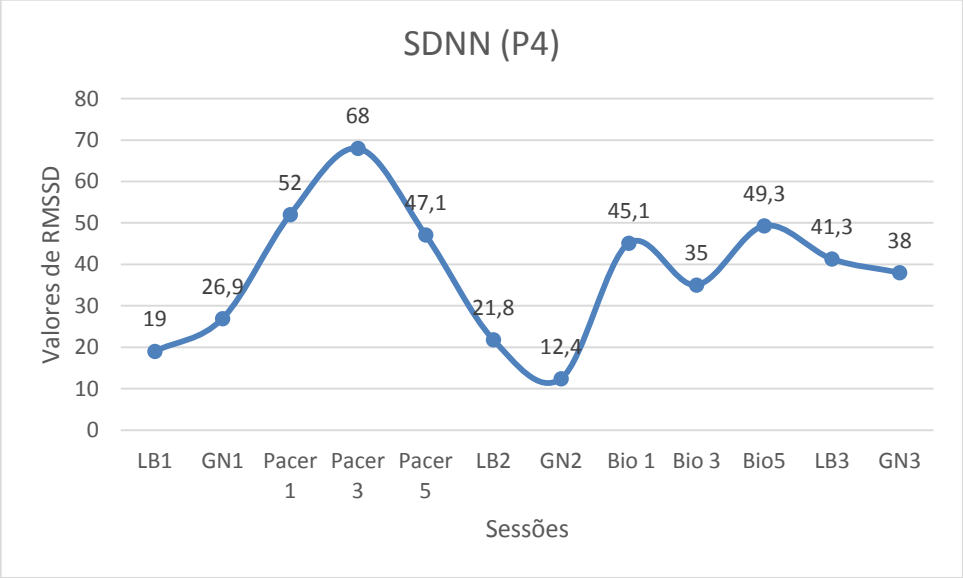



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O participante P4 teve um aumento no SDNN da primeira para a segunda LB. Entretanto apresentou uma diminuição do valor do SDNN, durante a GN, quando comparadas a primeira com a segunda sessão. Já na última sessão, tanto os valores de LB e como os de GN são superiores em relação às sessões anteriores. Durante o tratamento com o Pacer os valores de SDNN são maiores que durante o tratamento com o BFC.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 75 – Apresenta o comportamento do SDNN do participante P4 durante o decorrer do tratamento. Estes valores aumentaram no decorrer das três LB e mesmo que tenham diminuído na GN 2, ainda foram maiores quando comparadas a GN1 e a GN3

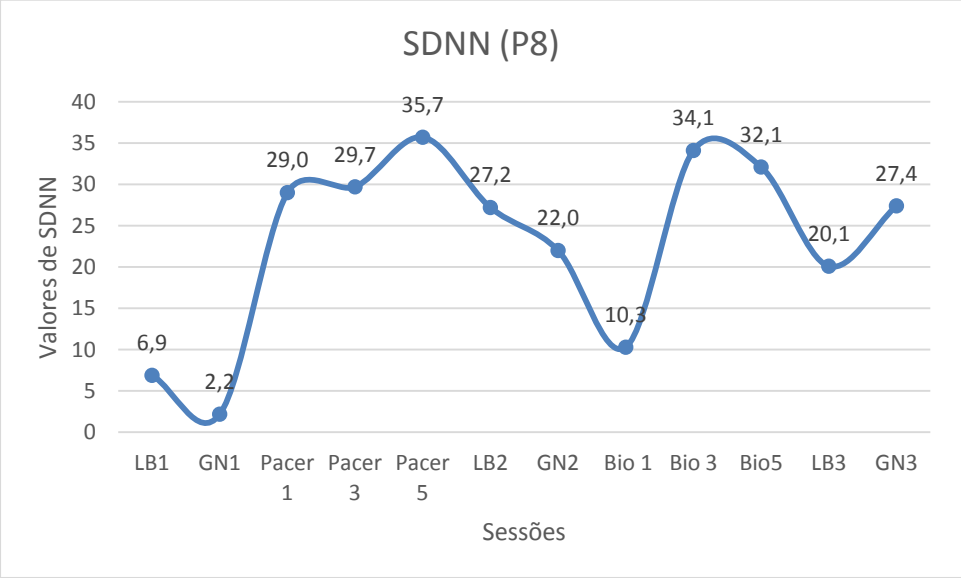



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O gráfico 76 mostra o desempenho do participante P8 em relação ao índice SDNN. Este participante teve maiores valores de SDNN na intervenção com o Pacer, comparada a intervenção com o BFC. Ao analisar a GN, houve um aumento progressivo do primeiro para o último dia. Entretanto em relação à LB houve um aumento do primeiro para o segundo dia e uma diminuição do segundo para o terceiro dia.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 76 – Faz uma análise temporal do participante P8 em relação ao SDNN. Neste participante, o SDNN foi maior na intervenção com o Pacer, comparado ao BFC. No decorrer do tratamento houve um aumento progressivo deste índice com relação às 3 GN e da primeira para LB

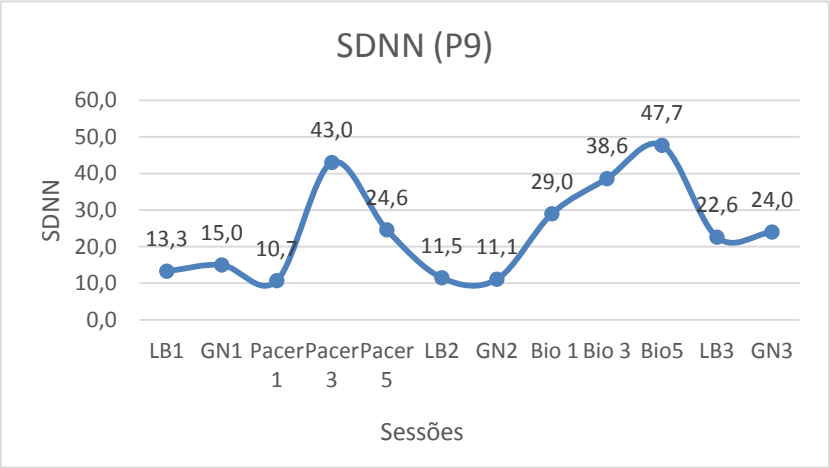



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O participante P9 aumentou o SDD da primeira para a última sessão (LB+ GN) e diminuiu na segunda sessão. Ainda é possível perceber neste gráfico que os valores da intervenção com o BFC foram maiores que os valores com a intervenção com o Pacer.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 77 – Mostra o desempenho do participante P9 em relação ao SDNN. Neste participante o SDNN aumentou da primeira para a última LB e diminuiu na segunda LB, sendo que o mesmo aconteceu para os valores de GN. Os valores da intervenção com o BFC foram maiores que os valores com a intervenção com o Pacer

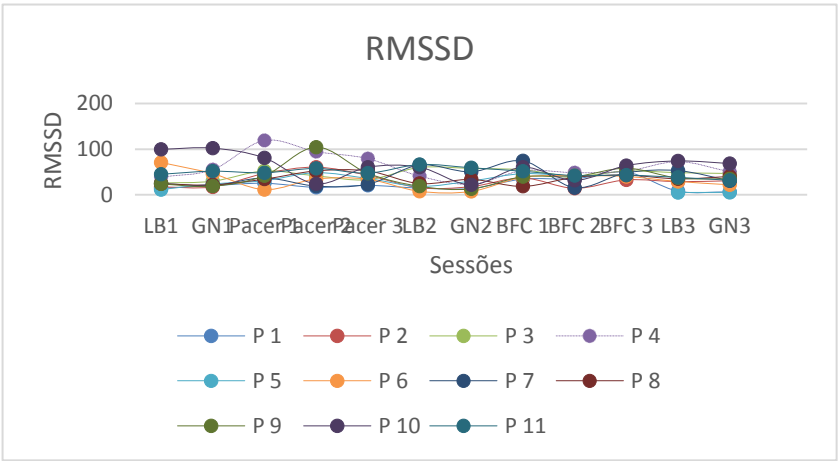



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

## 6.2.2.4 RMSSD

O gráfico 78 mostra o comportamento do RMSSD dos participantes no decorrer das sessões:

Gráfico 78 – Mostra que nas primeiras sessões o RMSSD estava disperso, de acordo com as características pessoais de casa participante. De modo geral, o RMSSD aumentou da segunda (LB2 +GN2) para terceira sessão (LB3+GN3)



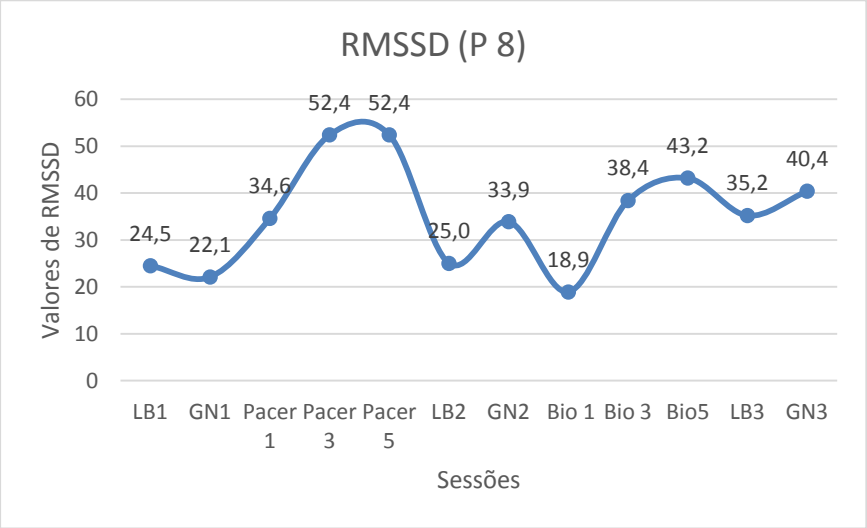

Fonte: Dados da pesquisa (2014).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

O gráfico 79 ilustra o comportamento do RMSSD no participante P8. Os Valores do RMSSD neste participante foram maiores durante a intervenção com Pacer em relação à intervenção com BFC. Entretanto, os valores de LB e GN subiram progressivamente.

Gráfico 79 – Ilustra o comportamento do RMSSD no participante P8. Os Valores do RMSSD foram maiores durante o Pacer em relação ao BFC. Já os valores de LB e GN subiram progressivamente



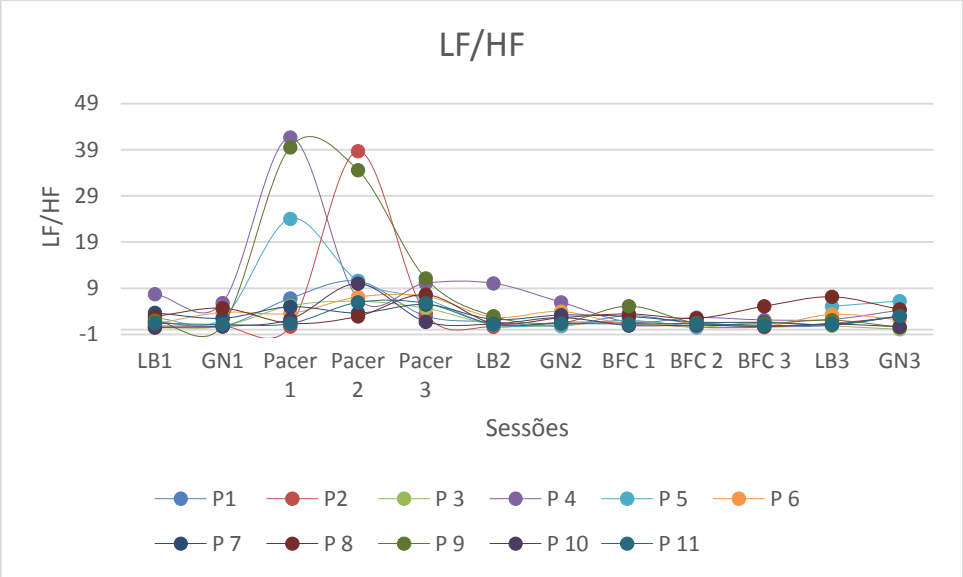

Fonte: Dados da pesquisa (2014).

### 6.2.2.5 LF/HF

O gráfico 80 mostra a razão LF/HF no decorrer da intervenção:

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 80 – Mostra a razão LF/HF no decorrer das sessões. Nas primeiras sessões de Pacer houve um aumento deste índice. Já durante o tratamento de BFC esta razão permaneceu com valores mais baixos

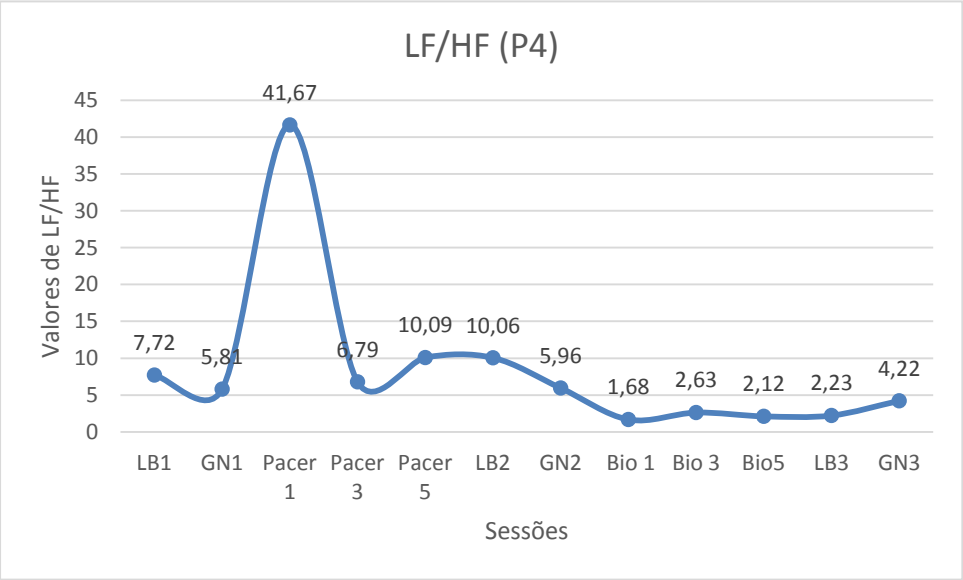



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

O gráfico 81 ilustra a razão LF/HF no participante P4 no decorrer da intervenção. Este participante teve um aumento desta razão no primeiro dia da intervenção com o Pacer, diminuindo nos dias subsequentes. Durante as sessões com BFC os valores ficaram entre 1,68 e 2, 63. Os valores de LB e GN aumentaram da primeira para segunda sessão e diminuíram na terceira.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 81 – Ilustra a razão LF/HF no participante P4. Este participante teve um aumento desta razão na primeira sessão da intervenção com o Pacer, diminuindo nas sessões subsequentes. Durante as sessões com BFC os valores ficaram entre 1,68 e 2, 63. Os valores de LB e GN aumentaram da primeira para segunda sessão e diminuiu na terceira

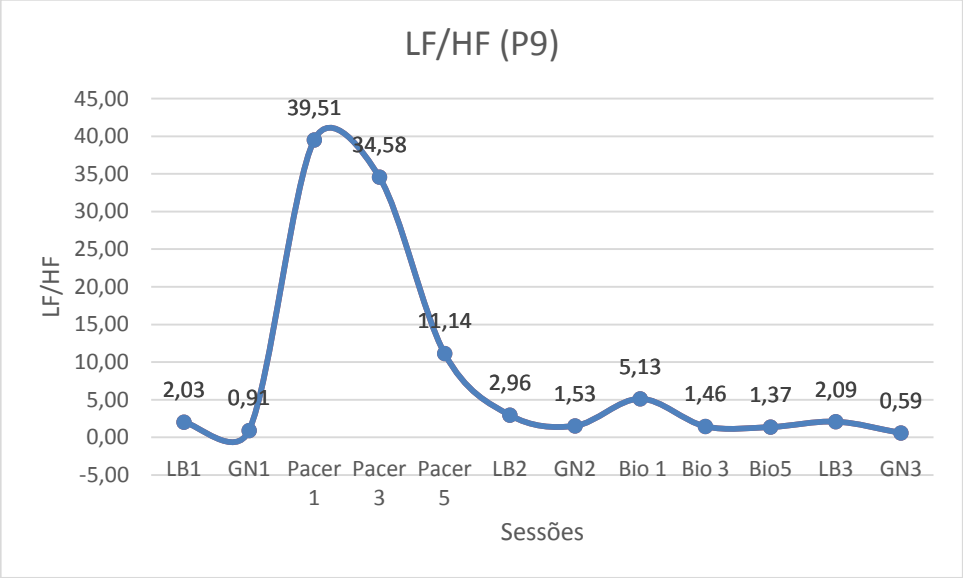



Fonte: Dados da pesquisa (2014).

A assim como o participante P4 o participante P9 também teve um aumento na razão LF/HF no primeiro dia da intervenção com o Pacer, diminuindo nas sessões seguintes. A LB e a GN aumentaram da primeira para segunda sessão e diminuíram da segunda para a terceira sessão.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 82 – Mostra a razão LF/HF do participante P9. O participante P9 teve um aumento na razão LF/HF no primeiro dia da intervenção com o Pacer, diminuindo nas sessões seguintes. A LB e a GN aumentaram da primeira para segunda sessão e diminuíram da segunda para terceira sessão




Fonte: Dados da pesquisa (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# Discussão

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# 7 DISCUSSÃO

## 7.1 DESCRIÇÃO DA AMOSTRA

A amostra inicial foi composta por 52 crianças distribuídas aleatoriamente em Grupo Experimental e Grupo Controle, participantes do programa "Atleta do Futuro", Brasil. Como se trata de um projeto extracurricular para crianças de famílias de baixa renda, muitos destes participantes não seguiram o experimento por motivos de faltas às atividades. Além disso, problemas de ruídos no sinal fizeram com que completassem todas as etapas do estudo apenas 20 participantes, distribuídos aleatoriamente em grupo tratamento n=13 e grupo controle n=7. Segundo Petkovic; Cojbašic e Lukic (2013) explicar um modelo tem muitos inconvenientes devido ao grande número de variáveis irrelevantes que podem prejudicar a qualidade do sinal como os barulhos e ruídos externos que, muitas vezes, impedem de ver a relevância do problema.

Para Barbeta (2007) existem situações de pesquisa onde o processo de amostragem é conveniente e não-aleatório, especialmente em estudos investigativos e comparativos, onde o objetivo não é a generalidade dos resultados. Ainda assim, o processo de seleção dos participantes de forma não aleatória, usualmente dispensa cálculo do "n" amostral.

Neste estudo foi utilizado um grande número de comparações estatísticas em uma amostra relativamente pequena. Isto significa que existe um risco para falsos positivos (Ponnusamy, Marques & Reuber, 2011; Ponnusamy, Marques & Reuber, 2012). Entretanto, em virtude da natureza exploratória deste estudo nos efeitos não somente quantitativo, mas também qualitativo das técnicas de respiração controlada e BFC no desenvolvimento cognitivo das crianças. Diversos autores que realizaram estudo comparativos com objetivo de mostrar a eficácia de um protocolo de tratamento baseado em técnicas de autorregulação, com objetivo de testar a eficácia do mesmo em cada indivíduo, utilizaram um 'n' amostral semelhante a este (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996, Beuchaine*et al.*, 2007, Shu Zhen *et al.*, 2010, Krasnikov *et*



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*al.*, 2013, Barbeiro *et al.*, 2007, Lin *et al.*, 2012, Blumenstaein *et al.*, 1995; Balocci *et al.*, 2004, Pastor, Menéndez, Sanz, & Abad, 2008; Ohira *et al.*, 2010, Sutarto, Abdul Wahab & Mat Zin, 2010).

Na amostra utilizada para este estudo não houve diferenças significativas em relação ao gênero com os valores de RR, SDNN, RMSSD e os índices gerados pela Grade de Números (GN). Assim como no estudo de Silvetti, Drago e Ragonese (2001) a média do intervalo RR não mostrou nenhum aumento significativo com a idade, entretanto, este mesmo autor afirma que os índices VFC tendem a ser maiores em meninos que em meninas. Ainda no estudo de Silvetti, Drago e Ragonese (2001) houve uma diminuição da FC e o ~~um~~ aumento da VFC pode estar relacionado com uma progressiva diminuição do nodo Sinoatrial, o qual é associado com aumento da modulação parassimpática em ambos os sexos durante a infância, onde, provavelmente, as maiores mudanças autonômicas acontecem.

Já no estudo de Millera, Chocolb, Nuselovicib, Utrndaleb, Simardb e Hastingsa (2013) que examinou os efeitos do temperamento das crianças de 4 a 6 anos com socialização dos pais e a dinâmica respiratória dessas crianças e resposta a raiva, mostrou que as meninas e as crianças mais velhas tiveram maiores mudanças não lineares nos níveis parassimpáticos que os meninos ou as crianças mais novas.

A média de idade do presente estudo foi de 9,57 (±0,8) anos, sendo que a média para o grupo de tratamento foi de 9,6 anos (±0, 7) e 9,5 (±0,9) para o grupo controle. De acordo com Silvetti, Drago e Ragonese (2001), a modulação simpática nos primeiros 6 a 10 anos de vida vai gradualmente caindo. Já no trabalho de Crone e Van Der Molen (2007) a diferença de idades foi significativa para a capacidade de antecipação, relacionada à atividade autonômica, mas não veio como resultado final da atividade autonômica.

Na pesquisa de Silvetti, Drago e Ragonese (2001) os meninos apresentaram os valores SDNN e SDANN significativamente maior que as meninas, enquanto para os valores SDNN-i, rMSSD, pNN50 não houve diferença entre os sexos. Com aumento da idade ocorre uma progressiva e significativa diminuída da FC e aumento no SDANN. Por outro lado, SDNN, SDNNi, pNN50, foram significativamente relacionados com o índice de massa corporal. Já os índices de VFC da função parassimpática (Rmssd, PNN50) e



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

SDNN-i aumentaram depois dos 10 anos de idade e não estavam relacionados com o gênero. Esses resultados demonstram que crianças saudáveis e adolescentes têm uma progressiva modificação na VFC que pode refletir numa progressiva evolução do SNA.

## 7.2 DESEMPENHO DA GRADE DE NÚMEROS

O bom desempenho da GN depende de três indicadores: Acurácia, Estabilidade e Velocidade. Neste estudo foram aplicadas três sessões (em dias diferentes) com GN, nas quais cada participante tinha direito a fazer três tentativas de jogo. A partir da média dos valores destas três tentativas, foram extraídos os índices referentes à Acurácia a Estabilidade e a Velocidade de cada jogador, em cada sessão. O tempo entre cada sessão foi similar para todos os jogadores, com a diferença que o Grupo Experimental realizou cinco sessões de Pacer entre a primeira e a segunda sessão de GN e cinco sessões de BFC entre a segunda e a terceira sessão de GN.

No indicador ‘Acurácia’ foi verificado um aumento significativo em relação à progressão das sessões, sendo que na primeira sessão a acurácia foi de 66,2% de acertos para 83,3% no Grupo Experimental e de 48,4% para 60,9% de acertos para o Grupo Controle ($p=0,003$, $f(1,48) =9,47$, $n^2=463$). Sendo que o Grupo Experimental teve um melhor desempenho em relação à Acurácia (17,1%) que o grupo Controle (12,5%) (Wilk´s Lambda= 0,002, $F=15,58$, $n^2=585$).

De modo geral, pela característica da GN, as ocorrências de erro são raras. Eles são contabilizados apenas quando a criança clica em um número fora da sequência correta. As crianças do Grupo Experimental tiveram melhores resultados na acurácia que o Grupo Controle. Essas crianças aumentaram o número de acertos em 10,6% da primeira para segunda sessão, enquanto as do Grupo Controle 10,8 % podendo ser este aumento devido ao aprendizado da tarefa. Ao comparar a segunda sessão com a terceira, ou seja, após a intervenção com o BFC, as crianças do Grupo Experimental aumentaram seus acertos em 6,5% ($p< 0,05$), enquanto as do Grupo Controle em 1,7%. O Grupo Experimental finalizou



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

o experimento com um aumento de 17,1% de acertos ($p< 0,012$) de seus participantes, mostrando assim uma vantagem em relação à técnica BFC.

A Estabilidade é calculada a partir da diferença de tempo levado para clicar em cada número da sequência (variância) em números por milissegundos, mediante a fórmula 1/desvio padrão. As crianças que conseguem manterem-se estáveis durante a partida sofrem menos com a influência de fatores externos e internos durante uma prova ou até mesmo durante o aprendizado. A Estabilidade é uma variável que indica o quanto variou a velocidade de resposta entre as tentativas, dada pela média do coeficiente de variação no nível dois das duas tarefas. A estabilidade de resposta está inversamente relacionada com falhas sinápticas, sendo observado que quanto menor a estabilidade na resposta, maior a possibilidade da presença dessas falhas (Manual de interpretação do relatório da bateria ProA, 2010).

Nota-se que da primeira para a segunda sessão, ambos os grupos tiveram uma perda na estabilidade (-0,43% no Grupo Experimental e -1,31% no grupo controle). Esta queda na estabilidade pode ser justificada pelo fato que na segunda sessão, é comum que os jogadores façam a opção de cometer menos erros e pensar melhor nas jogadas, o que pode comprometer o resultado final da Estabilidade da GN. Segundo Diener (2009) a estabilidade depende das situações e indivíduos e respostas envolvidas, esta vaiável aparece quando a pessoa é testada em uma mesma situação, várias vezes.

Da segunda para terceira sessão, pode-se observar que o Grupo Experimental (que sofreu influência das sessões de BFC) teve uma melhora de 18% ($p<0,012$) enquanto o Grupo Controle teve uma melhora de 9,5% ($p<0,013$) na Estabilidade.

A Velocidade é um indicador por excelência de desempenho no jogo. Ela é afetada por todas as habilidades cognitivas e reflete o quão hábil é o jogador para cumprir o objetivo principal do jogo. É importante observar que o aumento no desempenho na Velocidade não deve ser acompanhado de redução em Acurácia e Estabilidade. No Grupo Experimental, houve uma melhora no indicador 'Velocidade' da primeira para segunda sessão de 10,7% ($r^2=0,747$**,** $p<0,001$), os quais aumentaram 9,7% na terceira sessão ($r^2=0,733$**,** $p<0,013$), totalizando um aumento de 20,4% números por segundo da primeira para última sessão ($r^2=93$**,** $p<0,01$).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Estes resultados vão de acordo com o estudo de Blumenstein (*et al.*,1995) o qual os estudantes jogaram um jogo similar a GN onde deveriam colocar, no menor tempo possível, 15 peças em ordem sequencial. Estes autores concluíram que as pessoas que estavam realizando um treinamento mental, baseado em padrões respiratórios, especialmente aquelas que estavam realizando treinamento com o BFC, melhoram seu desempenho no jogo.

No estudo de Greenleesa (*et al.*,1999) foi examinado a eficácia da GN de Harris e Harris (1984) em jogares de futebol universitário, que utilizaram a GN como um treinamento concentração de nove semanas, incluindo reuniões com psicólogos especialistas. Após realizarem uma bateria de testes de concentração na primeira, quinta e última semana, os resultados indicaram nenhuma diferença significativa no desempenho da GN ($t(24)=1.40$, $p=0.17$) Estabilidade ($t(24)$ -0.40, $p=0.70$) ou Acurácia ($t(24)=-0.13$, $p=0.90$), demonstrando que a grade de números não teve um efeito significativo no aprendizado da tarefa, o que aponta a validade do treinamento do BFC em relação a melhora dos índices de desempenho cognitivo das crianças participantes deste estudo.

## 7.3 ANÁLISE FISIOLÓGICA DOS PARTICIPANTES

### 7.3.1 Parâmetros Fisiológicos durante a Linha de Base

A utilização de ferramentas matemáticas para quantificar os componentes da VFC é mais eficaz que os métodos tradicionais para investigar a atividade autonômica em vários contextos (Task Force, 1996). Níveis altos de VFC refletem não apenas uma melhora na capacidade regulatória do SNA, mas também um estado fisiológico compatível à integração social (Quintana, Guastella, Outhred, Hickie & Kemp, 2012).

Existem fatores biológicos que se manifestam em diferenças individuais na FC e estão implícitos nas funções regulatórias do SNA, associadas com o desenvolvimento de comportamento antissocial ou ansiedade. Como resultado, reduções no batimento cardíaco



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

podem de fato sugerir aumento da modulação vagal, ou redução da modulação simpática. Assim como aumentos no batimento cardíacos podem sugerir aumento da função simpática ou diminuição da influência vagal (Gillie & Thayer, 2014).

Mezzacappa (1997) estudou a relação entre ansiedade, comportamento antissocial e SNA em 175 adolescentes com idades entre 10 e 15 anos. Neste estudo, a ansiedade mostrou estar relacionada ao aumento da FC em repouso e o comportamento antissocial com a diminuição da FC em repouso. Ansiedade e o comportamento antissocial apresentaram distintas relações com o batimento cardíaco é autonomicamente mediado por componentes da VFC, de fontes posturais e respiratórias.

Neste estudo houve uma queda na FC de repouso do primeiro dia de 103,08 ±6,4 bpm para na 100,27 ±4,38 bpm no último dia ($r^2$0,747, p<0,008) das crianças do Grupo Experimental. Já nas crianças do Grupo Controle, houve um aumento da FC de repouso de 102,29 ±3,17 bpm no primeiro dia para 109,14 ±4,54 bpm no último dia. Mudanças no estado de ansiedade e tensão são associadas positivamente com mudanças no batimento cardíaco, principalmente em situações adversas (Capla & Jones, 1975). O estudo de Watkins, Grossman, Krishna e Sherwood (1998) evidenciou que a ansiedade está relacionada com o controle vagal do coração

Entretanto, no estudo de Raine, Venables e Mednick (1997) as crianças agressivas e antissociais tiveram menores batimentos cardíacos em repouso que as crianças menos agressivas. Esses índices foram específicos para a relação entre baixa FC de repouso e agressão, Segundo estes autores, as crianças agressivas apresentam menor FC que as menos agressivas, sendo que a FC de repouso de crianças mais agressivas era em torno de 122 bpm, e menos agressivas em torno de 128bpm.

Isto pode ser explicado pelo fato de que, segundo Quay (1993), pessoas não sociais são menos sensíveis a punições, o que os deixa menos ansiosos ou inibidos. As interações sociais requerem um aumento das fontes metabólicas para prover comportamentos apropriados. Assim, a habilidade das crianças de realizar o freio vagal durante as atividades de atenção social pode refletir uma estratégia psicológica que irá promover o desenvolvimento social e menos problemas sociais subsequentes (Porges, Doussard-Roosevelt, Portales & Greenspan, 1996).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Discussão

A VFC em repouso ainda reflete a atividade de uma rede de trabalho neural integrativo e flexível, que permite o organismo organizar efetivamente as respostas emocionais cognitivas e comportamentais com objetivo direto de adaptação. As diferenças individuais são associadas com a capacidade de controle de atenção, especialmente na presença de um estímulo emocional (Park & Thayer, 2014).

Em relação às respostas do intervalo RR em repouso, o Grupo Experimental apresentou um aumento dos valores de RR da primeira LB de 591,6±38,1ms para 609 ±24,7ms na última LB ($r^2$= 0,745, p<0,008). Já no Grupo Controle, houve uma queda nos valores de RR da primeira para a última LB. De acordo com Quintana, Guastella, Outhred, Hickie e Kemp (2012) a redução da VFC por sua vez, está associada a um grande número de desordens mentais e déficits de cognição social. De acordo com Porges, Doussard-Roosevelt, Portales e Greenspan (1996) existe uma consistente relação entre a diminuição do tônus vagal com problemas de comportamento em crianças. Além disso, este autor cita que existe uma estreita relação da diminuição do tônus vagal com depressão e problemas para dormir.

Houve um aumento nos valores do LF no Grupo Experimental (p<0,039). As oscilações LF refletem principalmente na modulação simpática, mesmo que sua amplitude seja afetada pelo nível de atividade vagal (Askselrold, Gordon, Ubel, Shannos, Barger & Cohen, 1981). Já quando olha-se para a LF norm, percebe-se houve há um aumento dos valores em ambos os grupos, sendo que o aumento mais evidente foi no Grupo Controle entre LB1 e LB2 ($r^2$0,916, p<0,004). A baixa frequência normalizada (LF norm) é a razão entre o valor absoluto da baixa frequência (LF) e diferença entre o poder total (TP) e frequência muito baixa (VLF). A vantagem entre a LF e a LF norm é que a LF norm minimiza o efeito da VLF e enfatiza mudanças na regulação simpática e parassimpática, respectivamente (Wen, Kwe, Yang & Yang, 2007).

Ao analisar o logaritmo do HF foi verificado que o Grupo Experimental aumentou os valores do HF, principalmente entre a LB1 e a LB2 ($r^2$0,598p<0,05). Já no Grupo Controle estes valores diminuíram principalmente entre LB1 e LB2 ($r^2$0,891, p<0,007). Em relação ao HFnorm – que é a razão entre o valor absoluto HF e diferença entre o poder VLF(Wen, Kwe, Yang & Yang, 2007), não foi verificada nenhuma diferença significativa



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

para nenhum dos parâmetros relacionados a LB no Grupo Experimental e uma diminuição dos valores do HF no Grupo Controle, entre a LB1 e a LB2 ($r^2$ 0,915, $p<0,004$).

Sujeitos com baixa frequência respiratória concentraram quase toda a potência de energia espectral da VFC ao redor da sua frequência de respiração espontânea (na zona LF) e apresentaram a frequência LF/HF muito alta (6.82 ±4.55). Ao contrário, sujeitos com alta frequência respiratória concentraram muito mais energia na zona HF e muito menor LF/HF (0.72±0.52) (Saboul, Pialoux & Hautier, 2014). No presente estudo houve uma diminuição na razão LF/HF entre a LB1 e a LB2 ($r^2$761, $p<0,003$) no Grupo Experimental e um aumento no Grupo Controle entre a LB1 e a LB3 ($r^2$0,793, $p<0,033$).

O TP é um reflexo do total da VFC. A redução do TP indica a redução da VFC (Behrens & Franz, 2001). É uma medida de curto período e estima o poder da densidade do *Power Spectrum* nas frequências entre 0 e 4Hz. Para normalizar os valores do TP e diminuir as possíveis diferenças de desvio padrão, os dados foram passados para logaritmo (Log) na base 10. Ambos os grupos (Tratamento e Controle) apresentaram diferença na LB no TP durante o decorrer das sessões, o Grupo Experimental aumentou o TP de 2,718±0,17 para 2,839±0,16 e o Grupo Controle diminuiu o TP de 2,789±0,13 na primeira LB para 2,297±0,2 na última LB (Wilk`s Lambda <0,047, f 2.561c, n2 0,737). No decorrer das sessões a diferença entre a o TP da LB aumentou de maneira linear entre um grupo e outro, isto porque houve um aumento no TP do Grupo Experimental de 0,171 e uma diminuição no TP do Grupo Controle de 0,492 ($p<0,032$).

Ao ser analisada a VLF foi possível perceber uma queda nos valores da mesma em ambos os grupos da primeira para a última LB (*Wilk`s Lambda*<0,007, f 5,665, n2 0,365). A explicação fisiológica do componente VLF não está tão bem descrita. A termorregulação e o sistema renina-angiotensina-aldosterona são os principais mecanismos que têm sido propostos para explicar estas variações muito lentas de FC. Muitos estudos em adultos forneceram evidências indiretas de que a VLF pode refletir (pelo menos em parte) a termorregulação às mudanças de temperatura ambiente (Kinugasa & Hirayanagi, 1999).

A análise da VFC no domínio do tempo refere-se a índices estatísticos derivados diretamente de medidas de intervalos RR normais (SDNN, SDANN e SDSSi) e das



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

diferenças entre intervalos RR normais adjacentes (pNN50 e rMSSD). Os índices diretos traduzem a variabilidade global e refletem a atividade parassimpática e simpática; já os obtidos das diferenças dos intervalos RR quantificam variações rápidas nos intervalos RR normais e, consequentemente, refletem a predominância do tônus vagal (Task Force, 1996).

O desvio padrão dos batimentos normais (SDNN) é significativamente relacionado à função cardíaca (Del Poso, Gevirtz, Scher & Graneri,2004). De acordo com a MANOVA, no presente estudo, houve um distanciamento significativo dos valores de SDNN no decorrer das sessões, em relação aos grupos (Wilk`s Lambda=0,043, f 2,627c, n2 0,731). Houve um aumento do SDNN na LB do Grupo de Experimental, que iniciou como uma média de 40,82±9,21ms para 44,03 ±6,87ms ($p<0,026$) na última sessão. O Grupo Controle, por sua vez, iniciou com SDNN de 36,87 ±4,17 ms e diminuiu para 24,61 ±5,63ms.

O uso de medidas fisiológicas como o RMSSD tem sido relacionado com atividade autonômica e diferenças individuais foram encontradas em testes cognitivos. Backs e Ryan (1992) encontraram que o RMSSD diminui quando aumenta a demanda do foco para atenção dividida. No experimento eles manipularam a dificuldade de manter a atenção aumentando o número de itens determinados para ser contados e variando o intervalo tempo entre os estímulos. Ao analisar o comportamento do RMSSD do presente estudo durante as distintas LB é possível perceber que o RM**SS**D do grupo tratamento teve um aumento de 9,92% no Grupo Experimental ($p <0,05$) enquanto, no Grupo Controle diminuiu 26,78 % ($p<0,02$).

Ao analisar os valores do índice PNN50 no Grupo Experimental, observa-se um aumento entre a LB1 e LB 3 ($r^2$0,898, $p<0,038$) assim como no Grupo Controle, onde também há um aumento entre a LB1 e a LB3($r^2$0,883, $p<0,047$).

De acordo com Tulppo, Mäkikallio, Seppänen, Laukkanen e Huikuri (1998) um aumento na dispersão dos intervalos RR batimento a batimento é observado com aumento nos intervalos RR, característica de uma plotagem normal, produzindo uma plotagem de Pointcaré em forma de cometa. Como o comprimento é influenciado pelos valores extremos dos intervalos RR medido, existe boa correlação de SD2 com os índices que



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

traduzem a variabilidade global, simpática e parassimpática (SDNN e SDANN). No presente estudo o SD2 do Grupo Experimental diminuiu os valores entre a LB1 e a LB3 ($p<0,014$), assim como o Grupo Controle que também teve seus valores de SD2 diminuídos, entretanto a valores não significativos.

No estudo de Allen, Chambers e Towers, (2007) o CVI da métrica do Toichi discriminou significativamente o estado de descanso e estresse, mas com diferentes tamanhos de efeito, dando uma alta correlação do CVI com outras medidas que influenciam de maneira vagal a VFC. Já no estudo de Toichi, Sugiura, Murai e Sengoku (2007) foi encontrado que o CVI diminui significativamente o bloqueio parassimpático induzido pela atropina e não foi atingido pelo bloqueio simpático induzido pelo Propanolol.

No presente estudo, O CVI teve um aumento na LB de no grupo experimental de 2, 92±0,19 para, 3,07±0,16 ($p<0,031$), enquanto, no grupo controle diminuiu de 2,91±0,12 para 2,47±0,22 ($p<0,04$), criando assim, uma diferença quando comparamos os dois grupos ($p<0,037$).

Já o CSI dos participantes deste estudo apresentou uma queda nos seus valores no Grupo Experimental da LB1 para LN2 ($p<0,042$), entanto LB3 o Grupo Controle não apresentou nenhuma mudança significativa em relação a este índice.

### 7.3.2 Parâmetros fisiológicos durante a Grade de Números

O Controle cognitivo se refere ao processo mental envolvido em manter a informação desejada ativa enquanto inibe a informação não necessária (Braver, 2012). Thayer, Hansen, Saus-Rose e Johnsen (2009) sugerem que a inibição é um dos aspectos que se destaca de outros aspectos do controle cognitivo. Inibição é um mecanismo central no qual os indivíduos produzem respostas apropriadas para os diferentes contextos, as respostas individuais da VFC refletem a medida para que esses processos inibitórios aparecem mais efetivos (Park & Thayer, 2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Discussão

O estresse mental induzido pelo cálculo aritmético aumenta a atividade simpática e altera o balanço simpático vagal (Massilliane, Pagani, Lombardi, & Cerutti, 1991). Ao estarem expostos ao estresse provocado pelo jogo GN, os participantes do Grupo Experimental diminuirão a FC entre a primeira e a segunda sessão de 100,85±5,13bpm para 99,38bpm na sessão 2 ($r^2$0,701, p< 0,016), seguido de um aumento para 101,73±4,77 na sessão 3. O Grupo Controle aumentou sua FC de 98±2,48 na primeira LB para 109,71±4,11 na segunda LB.

Crianças com comportamento inibido possuem maiores FC quando expostas ao estresse de um teste cognitivo, no estudo de Kagan (*et al.,* 1988) os participantes mostraram grande mudança na distribuição da VFC chegando a menores regiões de frequência do *power spectrum*, onde a influência simpática é ativa. Esses achados apontam que a inibição do comportamento talvez esteja associada com aumento da influência simpática no batimento cardíaco.

Hansen (*et al.,* 2003) citam que indivíduos com altos níveis de VFC apresentaram melhores resultados no teste de memória que aqueles com baixos níveis de VFC. Durante a GN os valores de RR no Grupo Experimental foram de 602,9±32,8, subiram para 605,6 ±19,6 no segundo dia de jogo e caíram para 603,1±26,9 na última GN ($r^2$=0, 683, p<0,021). No Grupo Controle, os valores de RR caíram progressivamente de 615 ± 15,6 RRR no primeiro dia de GN para 552,3 ±22,7 RR no último dia do jogo.

Durante trabalhos complexos, respostas fisiológicas de pessoas que possuem alto desempenho são moduladas, de maneira mais intensa pela inibição parassimpática, que pessoas que não apresentam um desempenho tão bom (Melis & Van Boxtel, 2007). Quando o aprendizado progride e as pessoas se sentem mais confiantes diante dos desafios, a atividade aurosal autonômica é atenuada, provavelmente porque as decisões se tornam mais fáceis e as pessoas não precisam fazer esforços adicionais (Ohira *et al.,* 2010).

Durante a GN, o Grupo Experimental diminuiu o LF entre a GN1 e GN2 ($r^2$0,699, p <0,008), assim como o Grupo Controle que também diminuiu os valores de LF, entretanto com valores não significativos.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Discussão

Ao analisar o logaritmo do HF foi verificado que os dois grupos começaram com os mesmos valores do Log do HF e diminuíram no decorrer das sessões. O Grupo Controle foi o que mais diminuiu, principalmente da GN1 para a GN2 ($r^2$0,816, $p<0,025$). Os estudos de Luft, Takase e Darby (2009) sugerem que a memória de trabalho está mais relacionada com a ativação do córtex pré frontal e que este atua diretamente na regulação da banda HF.

Quando o aprendizado progride e as pessoas se sentem mais confiantes diante dos desafios, a aurosal autonômica é atenuado, provavelmente porque as decisões se tornam mais fáceis e as pessoas não precisam fazer esforços adicionais. Na investigação Ohira (*et al.,* 2010) o HF foi mais dominante quando as pessoas se encontravam em situação de incerteza.

Já no estudo de Cowan (*et al.,* 2001) a VFC foi mensurada durante os 15 minutos de repouso da primeira e da última sessão de tratamento e no decorrer das 12 sessões de tratamento com BFC. Nas medidas de pós-tratamento, somente o Grupo de Intervenção mostrou diferenças significativas no componente HF da VFC nas tarefas que estimulavam stress e nos períodos de recuperação do stress.

De acordo com Melis e Van Boxtel (2007) um mecanismo dominante do controle autonômico impede uma adaptação cardiovascular mais efetiva para as demandas metabólicas cerebrais, de testes cognitivos complexos. Vários estudos utilizando neuroimagem ou EEG apontaram que pessoas mais inteligentes exibem menos ativação cerebral que as pessoas menos inteligentes enquanto estão realizando uma tarefa menos complexa.

Mourot (*et al.,* 2004) relacionam a supressão na banda de frequência 0,1 Hz (arritmia sinusal) sob condições de demanda cognitiva de resolução de problemas e memória de trabalho. Ou seja, o sistema parassimpático tende a diminuir quando a demanda cognitiva é alta. A medida que a habilidade em resolver a tarefa cognitiva aumenta, há redução do simpático e aumento do parassimpático, os autores encontraram em seus estudos queda do tônus vagal em relação a linha de base durante a atividade cognitiva.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Discussão

Neste trabalho foi verificado uma diminuição na razão LF/HF entre a LB1 e a LB2 ($r^2$761, p<0,003) no Grupo Experimental e um aumento nos valores desta razão no Grupo Controle entre a LB1 e a LB3 ($r^2$0,793, p<0,033). Já no estudo realizado por Luft, Takase e Darby (2009) foi feito para comparar a VFC e a demanda cognitiva antes e após um esforço físico, concluiu-se que a VFC está relacionada com a demanda cognitiva e que a relação entre VFC e desempenho cognitivo parece ser maior após um exercício físico. Esses resultados ainda mostram que os dois testes de memória induzem a redução da razão LF/HF mesmo depois de um exercício intenso, na qual a razão simpática está maior que na linha de base.

O TP reflete, de modo geral, a atividade autonômica, onde a atividade simpática é o principal fator (Task Force, 1996). Durante a GN o TP de ambos os grupos diminuiu. Entretanto, o TP do Grupo Experimental diminuiu menos os valores do TP da primeira sessão para a última sessão que o Grupo Controle, criando assim uma diferença entre os grupos (p<0,05 f(1,9) = 3,325, n2 0,821). Esta diferença aparece de maneira significativa da GN 1 para GN2 (p<0,01).

Em relação à GN, não houve nenhuma diferença significativa neste estudo. Entretanto, houve uma tendência em aumentar o SDNN no grupo de tratamento e diminuir no grupo controle. De acordo com Luft, Takase e Darby (2009) os trabalhos mais difíceis foram àqueles relacionados a menores SDNN.

Neste estudo também não foram encontradas diferenças significativas em relação ao RMSSD entre os grupos ou no decorrer das sessões. Por outro lado, Hansen, Johnsen e Thayer (2003) investigaram os efeitos da ativação do nervo vagal durante a realização de tarefas cognitivas, por meio da VFC, em 53 marinheiros da Marinha Real Norueguesa. Os sujeitos foram divididos em dois grupos, Alta VFC e Baixa VFC. O referencial para essa divisão também foi o índice RMSSD, obtido durante 5 minutos de Linha de Base. Os resultados indicaram que os indivíduos do grupo Alta-VFC alcançaram melhores desempenhos no teste cognitivo. Os autores concluíram que ação do parassimpático, avaliada pela magnitude do RMSSD em situação de repouso, associa-se especialmente com o desempenho de funções executivas.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Ao analisar o PNN50 durante a GN, percebe-se que há um aumento no PNN50 entre a GN1 e GN3 ($r^2$0,947, p<0,014) no Grupo Experimental e uma diminuição destes valores no Grupo Controle.

Em relação à GN, não foi verificado nenhuma diferença tanto no Grupo Experimental como no Grupo Controle. Do mesmo modo no trabalho de Allen, Chambers e Towers (2007) o CVI não apresentou relação de discriminação entre linha de base e estressor, mostrando que neste caso, ele não deve ser usado no lugar de outro índice parassimpático.

### 7.3.3 Respostas Autonômicas à Respiração Controlada (Pacer) e ao Biofeedback Cardíaco (BFC)

A atividade respiratória é acompanhada pela pressão arterial e pela flutuação dos períodos cardíacos. Descargas rítmicas em fase com a respiração são descritas nos fluxos simpático e vagal: de maneira similar, um ritmo mais lento em ressonância com as ondas vasomotoras é encontrado nas descargas eferentes simpáticas e vagal. Na maioria das condições fisiológicas, a ativação de um fluxo é acompanhada da inibição de outro. O balanço simpatovagal é modulado principalmente pela interação dos mecanismos reflexo-inibitórios periféricos (que tem a característica de *feedback*negativo) e os mecanismos reflexo-excitatórios periféricos (que tem a característica de feedback positivo) (Massilliane, Pagani, Lombardi, & Cerutti, 1991).

O controle respiratório é a base no ensino de técnicas como a meditação, masa sua aplicação é menos clara clinicamente a menos que a pessoa esteja em vias de um caos mental ou em uma experiência de problemas de ansiedade (Gilbert, 2003). Um estudo com reabilitação cardíaca, utilizando respiração controlada, demonstrou que após dois anos ficou evidente a diminuição na FC e na pressão arterial sistólica, melhor tolerância à carga de trabalho e menos sinais de disfunção cardíaca (Van Dixhoorn & Duivenvorden, 1999).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Discussão

Houve uma mudança de padrão da FC durante o período da intervenção (*Wilk´s Lambda*= 0,019, f= 3,368 c, $r^2$=0,545). A análise ainda mostra que o tratamento com o BFC foi mais efetivo que o tratamento com o Pacer (p<0,009 f(1,9) = 7,407, n2 849).

O estudo de Fang (*et al.,* 2008) utilizou como método 10 minutos linha de base, respiração controlada por um Pacer durante10 minutos, seguidos de respiração espontânea separadamente por 20 minutos na posição supina. Após este procedimento foram realizados 10 minutos de descanso com respirações espontâneas e 20 minutos de respiração controlada, segurando o ar pelo máximo de tempo possível. Neste estudo, os padrões respiratórios provaram ser um importante fator de influência na VFC. Esses resultados sugerem que a respiração voluntária pode ser um dos fatores das atividades diárias que diminuem a VFC de maneira não linear e explica o ritmo circadiano das características não lineares da VFC (Fang, *et al.,* 2008).

Ao fazer uma análise em relação à Efetividade dos dois tipos de intervenção no presente estudo em relação ao RR, a intervenção com o BFC foi mais efetiva que a intervenção como o Pacer (p<0,03). Isto quer dizer que por meio da intervenção com BFC os RR foram mantidos em torno de 608,0±17,3 RR, enquanto com o Pacer foi possível manter uma média dos RR em torno de 591,1±17,6 RR.

Estes resultados vão de acordo com os achados de Pastor, Menéndez, Sanz, e Abad (2008) que investigaram a efetividade do BFC no controle fisiológico por meio do nível de condutibilidade da pele e concluiu que as pessoas que realizaram BFC conseguiram reduzir mais o seu nível de condutibilidade do que aquelas que estavam simplesmente controlando a respiração, sem instruções adicionais. Além disso, Blumenstein (*et al.,*1995) investigaram como os padrões respiratórios podem ser utilizados como meios eficazes de autorregulação mental com protocolo que incluía 6 sessões de respiração controlada, sem o uso do BFC, e 6 sessões com o BFC. De acordo com este estudo, comparando com outros índices fisiológicos, os padrões de respiração parecem ser mais efetivos quando acompanhados do BFC.

Shu-Zhen (*et al.,* 2010) dividiram dois grupos de 13mulheres pós menopausa, somando uma amostra de 26 (sendo que apenas 22 completaram o estudo), o estudo consistia em 10 sessões de respiração lenta abdominal, combinada com treinamento de



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

BFC e um grupo controle que só realizava respiração lenta. Neste estudo, o grupo que combinou BFC com respiração lenta foi mais efetivo em diminuir a pressão arterial além de apresentar um aumento no intervalo RR. Este efeito foi mantido por mais 3 meses (Shu-Zhen *et al*., 2010).

Além da questão do desafio imposto pelo jogo, que era manter a Asa Delta no ar, que esteve presente durante o BFC no presente estudo, a pesquisa de Macraty e Tomasino (2004) e MacCraty (2002) sugere que a combinação do ritmo respiratório e a auto indução de um estado emocional positivo facilita a coerência no sistema nervoso autônomo. Quando a dinâmica coração-cérebro é modificada desta forma, as capacidades de processamento de informação do cérebro são modificadas. Essas mudanças aumentam potencialmente a melhora de habilidade como prestar atenção discriminação e habilidades motoras.

Durante o período de intervenção, tanto o Pacer quanto o BFC modificaram os valores do LF norm (Wilk`s Lambda <0,012, f 3.775c, r2 0,512). A intervenção com o BFC se mostrou mais efetiva (p<0,029 f(1,9) = 4,311).

Os resultados do estudo de Lin (*et al.*, 2012) demonstraram que as oscilações LF se correlacionaram positivamente com a atividade barorreflexa, sugerindo que as reduções dos valores absolutos da LF possam estar relacionadas à com a diminuição da sensibilidade barorreflexa e a diminuição total da VFC. Estes autores confirmaram que o treino do BFC combinado com instruções de respiração pode aumentar a sensibilidade barorreflexa mais efetivamente que a simples respiração lenta, além de melhorar a regulação da pressão sanguínea. Grossman, Grossman, Schein, Zinlichman e Gavish (2001) e Schein (*et al.*, 2001) também encontraram significantes reduções na pressão sanguínea em um estudo com BFC, utilizando um protocolo de 8 semanas, 10 minutos por dia.

No estudo de Lehrer (*et al.*,2003), o ganho barorreflexo foi significativamente maior durante o período de BFC que nos períodos de descanso. O total dos intervalos RR também foi maior nos períodos de BFC assim como LF, pressão sanguínea e intervalos RR. Pelo motivo que os sujeitos tendem a respirar na frequência LF, VFC no intervalo RR diminuiu durante as tarefas de BFC. O aumento a variabilidade dos intervalos RR e do ganho barorreflexo foi acumulativo durante as sessões. Ainda de acordo com o estudo, o



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

BFC parece modular o tráfico sobre as partes vagais que envolvem a manutenção do tônus da passagem de ar (Lehrer, *et al.*, 2003).

Os resultados dos estudos de Sutarto, Abdul Wahab e Mat Zin (2009) indicam que os sujeitos que recebem sessões de treinamento com biofeedback melhoram sua performance cognitiva de maneira significativa. E ainda houve um aumento no LF conforme melhorava a desempenho.

Em Cowan(*et al.*,1990) O intervalo RR foi mais prolongado e houve diminuição dos batimentos cardíacos. A diferença nos picos LF foi menor que zero, sugerindo diminuição da atividade simpática. As diferenças dos picos do HF foram maiores que zero, depois da terapia, o que sugeriu um aumento na atividade parassimpática. Existe uma evidencia que flutuações espontâneas do batimento cardíaco que ocorrem em função da respiração são mediadas primariamente pelo sistema Simpático.

Já no trabalho de Sutarto, Abdul Wahab e Mat Zin (2010) apresenta o BFC como uma ferramenta potencial para melhora da performance cognitiva, foi realizado com um grupo de tratamento de 9 participantes e 7 no grupo controle, que participaram de 6 sessões de BFC durante um período de 3 semanas. Este estudo mostrou uma melhora significativa do antes para e pós intervenção ($z=-2.536$, $p<0.05$, e $z=-2.12$, $p<0,05$, respectivamente) na memória e no processo de tomada de decisão. Ainda assim, segundo estes autores houve uma mudança significativa do LF durante todas as sessões de treinamento ($x^2=34.044 p<0.001$). A performance cognitiva avaliada mediante test-t pareado melhorou (escore $t(8)+-3.442$, $p<0.01$) e o teste de atenção $t(8)=-3.690$, $p<0.01$). A melhora da performance foi acompanhada com aumento da LF durante as sessões ($x^2=14,578$, $p<0,01$).

Neste estudo, tanto Pacer, quanto o BFC alteraram os valores do HF ($P<0,038$), sendo que o BFC foi o mais efetivo e apresentou valores mais altos durante a intervenção ($p<0,024$). Ao analisar o HF norm houve uma diminuição dos valores na primeira sessão de Pacer de 24,7 ±5,86, para 17,4 ±2,23 e um aumento de 34,4 ±3,01 para 45,56± 4,73 na última sessão de BFC (*Wilk`s Lambda*<0,011, f $3.775^{c,}$ $n^2$ 0,512). Sendo assim, o tratamento de BFC foi o que se mostrou mais efetivo ($p<0,029$ $f(1,9) = 4,312$).



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Discussão

O estresse mental induzido pelo cálculo aritmético tem demonstrado um aumento na atividade simpática e altera o balanço simpático vagal (Massilliane, Pagani, Lombardi, & Cerutti, 1991). O HF se torna predominante em repouso com a respiração compassada, deixando a razão LF/HF menor que 1. Durante a respiração controlada a razão LF/HF é observada com inclinação marcadamente atenuada em relação a que é obtida durante a respiração espontânea. Se a frequência de controle da respiração é diminuída de maneira suficiente para abordar o ritmo LF, os dois componentes se fundem em uma só oscilação mais poderosa (Massilliane, Pagani, Lombardi, &Cerutti,1991).

Quando analisado o decorrer do tratamento (Pacer + BFC) foi verificada uma melhora em relação a estes índices de 10,75 ±5,01 para 1,56 ± 0,42 (*Wilk`s Lambda*<0,035, f 2.883c, n2 0,589). Ao separar os dois tipos de intervenção, o BFC apresentou melhores resultados para a razão LF/HF, mantendo uma média de valores em torno de 1,77 ±0,35 ($p<0,034$ $f(1,9) = 4,092$, n2 0,253). A intervenção com BFC apresentou uma diminuição nos valores da razão LF/HF principalmente entre o BFC 1 e o BFC 2 ($r^2$0,677, $p<0,022$).

No estudo de Rota e Saboul (2013) a frequência respiratória foi o principal modulador da relação LF/HF tanto no grupo de respiração controlada quanto respiração espontânea. Os resultados do estudo também demonstraram que a frequência LF/HF não é replicável para o estudo de atletas com respiração espontânea próxima a 0.15 Hz. (Rota, & Saboul, 2013; Saboul, Darien, Pialoux, Vincent & Hautier, 2014).

Durante o período de intervenção, dentro da Análise no Domínio do Tempo não houve nenhuma diferença significativa nos valores do SDNN ou RMSSD, tanto na intervenção, quanto no BFC quanto com Pacer. Já os valores do PNN50 diminuíram no tratamento com Pacer ($p<0,04$ $f(1,9) = 6,8$ $n^2$ 0,727).

Já no estudo de Lin (*et al.*,2012) foi constatado que o BFC reduziu a pressão sanguínea, aumentou a sensibilidade barorreflexa e aumentou a VFC. Esses efeitos foram mais óbvios do que naqueles que praticaram somente a respiração controlada, e estes índices foram mantidos, pelo menos, em um período de 3 meses. O BFC ainda aumentou significativamente os índices da atividade vagal e diminuiu os índices do tônus simpático. Os índices rMSSD, pNN50 e HF foram significativamente aumentados.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Discussão

Os movimentos respiratórios causam variações paralelas no tonos vagalpor meio dos reflexos cardiorrespiratórios que disparam o batimento do nodo Sinoatrial (Capurro, Diambra & Malta, 2003). No estudo de Del Poso, Gevirtz, Scher e Graneri (2004) em seis semanas com treinamento de BFC houve um aumento na VFC, mensurado pelo SDNN, SDANN, RMSSD. Este resultado foi mantido nas 18 semanas de acompanhamento. O maior efeito do estudo foi visto nas primeiras seis semanas e foi mantido por três meses. Ainda houve um aumento no SDNN por meio da respiração diafragmática e esforços cognitivos durante o treinamento de BFC.

No presente estudo durante a intervenção com Pacer os valores do SD1 diminuíram entre o Pacer 2 e Pacer 3 ($p<0,043$). Entretanto, os valores da razão SD1/SD2 permaneceram mais elevados no tratamento com BFC, existindo um aumento entre o BFC 1 o BFC 2 ($r^2 0,55$, $p <0,047$).

MacCraty (2002) avaliou a eficácia das técnicas de BFC na performance de testes auditórios de descriminação. Neste estudo, 30 sujeitos foram randomizados e divididos em grupos controle e experimentais baseados na idade e no gênero. A performance cognitiva foi acessada por meio da determinação do tempo de reação antes e depois de praticar o BFC. Quando comparado ao Grupo Controle, o Grupo Experimental demonstrou um aumento significativo na coerência cardíaca e uma diminuição do tempo de reação ($p<0.05$).

Na pesquisa sobre performance cognitiva e coerência de MacCraty, Atkinson, Tomasino e Bradley (2009) foi demonstrado que o grupo experimental teve uma melhora na performance cognitiva. Além disso, houve uma relação significativa entre performance e coerência ($r^2= 0.21$; $p= 0.015$). Neste estudo ficou concluído que a Coerência Psicofisiológica pode melhorar a performance cognitiva. Sugeriu também que há uma ligação fisiológica entre emoções positivas e melhora de habilidades motoras, de atenção e discriminação.

O CSI diminuiu de 3,21±0,57 na primeira sessão do Pacer para 1,8±0,12 na última do BFC (Wilk`s Lambda = 0,019, f 6,250b, n2 0,220). Sendo que a maior diferença foi observada na intervenção com o BFC que diminuiu de 2,35 ±0,19 para 1,88 ±0,11 ($p<0,031$, $f(1,7) =4,550$), em relação ao Pacer que diminuiu de 3,21±0,57 para 2,96 ±0,19.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

O CSI do BFC ainda teve uma queda quando observado da primeira para última sessão do tratamento ($p<0,006$).

### 7.3.4 Correlação entre desempenho Cognitivo e VFC

Allen, Chambers e Towers (2007) classificaram 10 métricas em 4 categorias: Métricas do batimento (media da FC), que são influencias tanto pelo SNP como SNS respectivamente; métricas da VFC total (VFC, SDNN, RMSSD), que também são influencias tanto pelo SNP como SNS; métricas de variabilidade primariamente influenciada pelo SNS (CSI); e métrica de variabilidade primariamente influenciada pelo SNP (PNN50, CVI).

As flutuações da FC (ou seja, variabilidade de curto prazo), representada aqui por RMSSD, pNN25, o espectro de potência na banda HF, SD1 e o CVI, refletem a atividade parassimpática, que é modulada principalmente por ciclos ventilatórios (Allen, Chambers & Towers, 2007). A variabilidade de longo prazo (evidenciado aqui por SD2, o CSI e o espectro de potência nas bandas LF e VLF) é caracterizada por flutuações lentas e muito lentas da FC. Mudanças de baixa frequência da FC podem estar relacionadas com os barorreceptores e são mediados principalmente pela atividade simpática (embora a atividade parassimpática também tem influência) (Toichi, Sugiura, Murai & Sengoku,1997).

Neste estudo, a Estabilidade foi o parâmetro da GN que mais apresentou correlações com os índices da VFC. Segundo os resultados deste estudo a Estabilidade esteve inversamente correlacionada com os índices RR, HFnorm, TP, SDNN, RMSSD, PNN50, SD1,SD2, SD1/SD2 e CVI, todos os índices relacionados à atividade parassimpática do SNA. Além disso, a Estabilidade esteve positivamente correlacionada com LF, LF norm e CSI com Estabilidade, índices estes são predominantemente correlacionados com a atividade simpática. Estes resultados levam a concluir que, para ter uma boa Estabilidade, o interessante é que a pessoa não esteja muito parassimpática, ou muito relaxada e sim que tenha um balanço entre o estado de calma e alerta.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Já em relação à Acurácia, os índices da VFC que apresentara correlação positiva foram o RR, o HF, o SDNN, o PNN50 e o CVI. Como estes índices são referentes à atividade parassimpática, os resultados indicam que o estado de calma e relaxamento induzido pelo SNP reflete em maior precisão, ou mais acurácia, durante o jogo.

Estes resultados vêm de encontro aos resultados de Hansen, Johsen e Thayer (2003). Nesse estudo a análise de correlação mostrou que existe uma relação entre VFC e a desempenho cognitivo. Backs e Seljos (1994) encontraram que as pessoas que tiveram melhores resultados em teste de atenção tiveram uma menor FC e um maior RMSSD e os que tiveram um desempenho menor neste teste tiveram o rMSSD diminuído. No presente estudo, ao relacionar os dados relativos ao índice Acuraria é possível perceber em um gráfico que 60% das que tiveram maior percentual de acertos na GN aprestavam a razão LF/HF entre 0,5 e 2 (r=0,63). A relação LF/HF caracteriza o balanço simpatovagal do SNA (Pagani*et al.*, 1986, Massilliane, Pagani, Lombardi, & Cerutti, 1991). As oscilações LF refletem, principalmente, a modulação simpática, mesmo que sua amplitude seja afetada pelo nível de atividade vagal (Askselrold, Gordon, Ubel, Shannos, Barger & Cohen, 1981).

Estes resultados estão se acordo com os estudos de Pichot (*et al.*,2000) sugerem que o aumento na banda LF/HF está relacionado com maior demanda mental ou estado de alerta e execução da tarefa, ou seja, quanto maior LF/HF, maior o tempo de realização da grade de números. Laborde, Brull, Weber e Anders (2011) encontraram aumento na banda LF/HF em todos os participantes durante a manipulação emocional, o que representa um aumento na dominância do simpático e correlacionou com estresse.

## 7.4 ANÁLISE QUALITATIVA

Este estudo não teria sentido se não fosse levado a individualidade de cada criança e como estas técnicas afetaram sua VFC. Aqui foram escolhidas algumas crianças e suas distintas respostas autonômicas.

Apesar de que, tanto o CVI quanto o SDNN são índices relacionados com atividade vagal, nos participantes apresentados, foi possível perceber que durante o



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

tratamento com Pacer os valores do CVI dependiam muito do estado relaxamento que o paciente conseguia chegar. Já durante o BFC, estes valores se mantiveram constantes ou com poucas variações durante todas as sessões. Já os índices do SDNN tenderam a subir em cada sessão de BFC.

Tal fato se deve porque o SDNN fornece informações sobre todos os componentes que contribuem para a VFC durante o período de gravação e é, portanto, uma medida bastante global de VFV. Já o CVI sozinho é um índice capaz de fornecer informações complementares sobre as contribuições do parassimpático para VFC mais do que os parâmetros com base na análise espectral (Ponnusamy, Marquesb & Reuberc,2011). Do mesmo modo, a banda LF reflete HRV global em maior medida do que o controle simpático cardíaco faz, ao passo que o CSI é mais sensível a mudanças no balanço simpático (Kinugasa & Hirayanagi, 1999).

O CSI é um índice que indica a predominância da atividade simpática na VFC e por isso apresentou-se, de um modo geral, mais baixo durante O BFC. O Participante P8 foi o que apresentou o maior aumento deste índice durante a primeira GN, que se reflete na personalidade desta criança que é inibida e auto exigente. Por este mesmo motivo, este participante apresentou níveis baixos de CVI na primeira LB e na primeira GN, os valores do CVI aumentaram a medida que o Participante se sentia mais confortável com a atividade. Segundo Vago e Silbersweig (2010) a resposta de inibição e o processo de regulação da emoção refazem os estados atencionais e emocionais de elaboração de estratégias e qualidades ruminativas que causam o aumento da atividade simpática aurosal (de excitação) e provocam distração e dispersão.

Neste estudo foi difícil traçar um padrão comum do RMSSD dos participantes, o que foi possível observar foi que esses valores estiveram mais elevados em alguns dos participantes durante o Pacer, como foi o caso do Participante P8. Este participante, como já foi mencionado anteriormente, devido ao seu nível de auto exigência, o desafio de fazer voar a Asa Delta, fez como que a atividade do BFC se tornasse mais difícil que a atividade de respiração controlada com o Pacer. O aumento do RMSSD se explica pelo fato que o RMSSD é um índice que reflete de maneira mais precisa que a medida no domínio da frequência e é um meio preciso para predizer a do participante em suportar um estresse

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

adicional. No contexto do monitoramento longitudinal, as variações são visíveis nas atividades do dia a dia dependendo do nível de estresse. O rMSSD deve ser interpretado como uma medida individual e só pode ser comparado com valores prévios (Rota & Saboul, 2013).

Ao analisar a razão LF/HF de maneira qualitativa, um dado interessante encontrado foi que muitas crianças tiveram um a aumento destes valores durante o Pacer, como foi o caso dos participantes P4 e P9. Este aumento da razão LF/HF pode ser explicado pelo aumento da atividade simpática, provocado pela respiração controlada, em alguns participantes. O ritmo do coração na coerência reflete no espectro de energia da VFC como um grande aumento na energia na LF (tipicamente entre 0.1 Hz) e uma decida nas bandas VLF e HF. Este ritmo é coerente por ser definido como um sinal relativamente harmônico como um pico muito estreito e com uma alta amplitude na região LF no espectro de energia da VFC e nenhum pico significativo nas regiões VLF e HF. A coerência pode aproximar a razão LF/(VLF+HF) (MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley, 2009).

Outro fator importante neste trabalho foram os relatos de alunos que tinham dificuldade de se concentrar, inclusive durante a respiração controlada, quando realizavam a atividade do BFC e entravam em estado de coerência emocional, ou seja, quando a "Asa Delta" do jogo Feel Rio voava, os alunos sentiam que o tempo passava mais rápido. Estes relatos colaboram com a teoria de MacCraty, Atkinson, Tomasino & Bradley (2009) que diz que a coerência pode ocorrer de maneira espontânea, mas manter estes episódios é raro. Enquanto métodos de respiração podem induzir o ritmo cardíaco de coerência fisiológica por breves períodos, cognitivamente, manter uma respiração controlada por mais de um minuto é difícil para muitas pessoas.

## 7.5 ANÁLISECOMPARATIVA DAS DIFERENTES MÉTRICAS LINEARES E NÃO LINEARES DA ANÁLISE DA VFC

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Discussão

Questões pragmáticas do controle cardíaco vagal avalia de uma maneira global um conjunto ferramentas de softwares para obter várias métricas, amplamente utilizadas, que supostamente refletem o ritmo cardíaco simpático e parassimpático (Allen, Chambers & Towers, 2007).

Neste trabalho as métricas lineares no domínio do tempo e frequência apresentaram melhores resultados relacionadas aos efeitos da VFC de maneira global e relacionado ao estado cognitivo dos alunos. Ou seja, este tipo de métrica foi capaz de discriminar de maneira mais satisfatória as situações de descanso e estresse. Além disso, de acordo com Tarvainen e Niskanen (2008) a vantagem dos métodos baseados em FFT é a simplicidade de execução.

Devido ao motivo de que os sinais de VFC são, em grande parte, não lineares e complexos, a utilização de estatísticas lineares não caracteriza a caoticidade destes sinais. Como os sinais de VFC são regulados por mecanismos complexo (SNA), presume-se que a VFC possua propriedades não lineares (Petkovic & Cojbašic, 2011; Petkovic, Cojbašic & Lukic, 2013).

No presente estudo, os métodos não lineares, como a plotagem de Pointcare e o método Toichi, apresentaram ser mais eficazes ao relacionar o controle autonômico com a atividade respiratória. Assumindo assim, que o FFT tem a mesma variação no decorrer do tempo e periodicidade, enquanto a métrica desenvolvida por Toichi os sinais não são estacionários, periódicos. Com isso o método de Toichi se apresenta como o mais eficaz em situações onde o batimento cardíaco pode aumentar devido a mudanças da respiração, além de outras fontes que não representam intervalos uniformes (Allen; Chambers &Towers,2007).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# Conclusão

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 8 CONCLUSÃO

a) a criação de softwares sob um formato de jogo, com sinais fisiológicos da Variabilidade da Frequência Cardíaca do próprio jogador, se mostra uma estratégia eficaz e de baixo custo, e pode auxiliar no aprendizado da autorregulação fisiológica e consequentemente na modulação do sistema nervoso autônomo;

b) houve uma melhora nos índices relacionada à Variabilidade da Frequência Cardíaca dos alunos do Grupo Experimental em repouso e durante o jogo, sendo observado um aumento da atividade parassimpática e diminuição da atividade simpática em ambos os momentos;

c) os alunos do Grupo Experimental melhoraram suas capacidades cognitivas, podendo ser observadas mediante melhoria dos indicadores referentes à Grade de Números do Grupo Experimental e diminuição da atividade parassimpática no período do jogo;

d) a técnica utiliza a técnica do Biofeedback Cardíaco foi mais eficaz que a técnica da respiração regulada por um Pacer para regulação autonômica dos alunos e na melhoria do desempenho cognitivo;

e) o aumento da atividade parassimpática se associa a precisão (acurácia) dos alunos;

f) as métricas lineares no domínio do tempo e frequência apresentaram melhores resultados relacionadas aos efeitos da Variabilidade da Frequência Cardíaca de maneira global e tiveram melhores correlações com estado cognitivo dos alunos;

g) as métricas lineares no domínio do tempo e frequência foram capazes de discriminar de maneira mais eficiente estados de descanso e estresse;

h) já o método não linear desenvolvido por Toichi apresentou ser mais eficaz ao relacionar o controle autonômico com a atividade respiratória.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# Limitações e Sugestões

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 9 LIMITAÇÕES E SUGESTÕES

Número reduzido da amostra devido a não regularidade dos alunos ao Projeto. Sugere-se realizar este estudo em maiores e diferentes populações.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## REFERÊNCIAS

Acharya, U.R.; [*et al*.] (2006). Heart rate variability: a review. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44, p. 1031–1051.

Akslrod, S. [*et al.*]. (1985). Homodynamic Regulation Investigation Spectral Analysis. *American Journal of Physiology*, 249, p. 4867-4875.

Allen, J.J.B., Chambers, A.S. & Towers, D.N. (2007). The many metrics of cardiac chronotropy: A pragmatic primer and a brief comparison of metrics. *Biological Psychology*, 74, p. 243–262.

Alonso, D.A. [*et al*.] (1998). Comportamento da Frequência Cardíaca em diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, São Paulo, 17 (16).

Andrade, L.A., Gorenstein, C. (1998). Aspectos Gerais das escalas de avaliação de ansiedade. *Revista de Psiquiatria Clínica*, 25 (6).

Askselrold, S.; Gordon, D.; Ubel, F.A.; Shannos, D.C.; Barger, A.C. & Cohen, R.J. (1981). Power spectrum analusis of heart fluctuaions:a quantitative prove of beat-tobeat cardiovascular control. *Science*, 213, p220-222.

Asmundson, G.J.G., Stein, M.B. (1994). Vagal attenuation in panic disorder: An assessment of parasympathetic nervous system function and subjective reactivity respiratory manipulations. *Psychossomatic Medicine*, 56, p. 187-193.

Backs, R.W. & Ryan, A.M. (1992). Multimodal measures of mental workload during dual-task performance:energetix demands or cognitive process. *Proceeding of the Human Factors Society 36th Anual Meeting*, Human Factors Society, Santa Monica, CA, p.1413-1417.

Backs, R.W. & Seljos, K.A., (1994). Metabolic and cardiorrespiratory measures of mental effort: the effects of level of difficulty in working memoru task. *J. Psychophysiology*, 16, p. 57-58.

Balocci, R. [*et al.*] (2004). Deriving the respiratoy sinus arrythmemia from the heartbeat time series using empirical mode decomposition. *Chaos, Solitons And Fractals*, 20, p. 171-177.

Barbetta, Pedro Alberto (2007). *Estatística aplicada à ciências sociais*. (7nd ed.). Florianópolis: Editora UFSC.

Barnes, V.A,; Bauza, L.B. & Treiber, F.A. (2003). Impact of stress reduction on negative school behavior in adolescents. *Health Qualityof Life Outcomes.* 1 (10).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Referências


Barreto, J.A. (2003). *Psicologia do Esporte:* para atleta de alto rendimento**.** Rio de Janeiro: SHAPE.

Behrens, S. & Franz, M.R. (2001). Circadian variation of arrhythmic events, electrophysiological properties, and the autonomic nervous system. *European Heart Journal*, 22, p. 2144-2146.

Belova, M.A.; Parton, J.J.; Morrison, S.E. & Salzman, C.D. (2007) Expectation modulates neural responses to pleasant and aversive stimuli in primate amygdala. *Neuron*, 55, p. 970-984.

Bernardi, L. [*et al.*] (2000). Effects of Controlled Breathing, Mental Activity and Mental Stress with or without vervalization on Heart Rate Variability. *Journal of the American College of Cardiology*, 35 (6).

Bernardi, L.; Porta, C.; Gabutti, A.; Spicuzza, L. & Sleight, P. (2001). Modulatory effects of respiration. *AutonômicNeuroscience: Basic Clinic*, (90), p. 47-56.

Berntson, C.G. [*et al*.] (1997). Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology*, 34, p. 623-648.

Blumenstein [*et al*.] (1995). Regulation of Mental States and Biofeedback Techniques: Effect on Breathing Patten. *Biofeedback and self regulation*, 20 (2).

Blumenstein, B.; Bar-Eli, M. & Tenenbaum, G. (2002). *Biofeedback applications in performance enhancement: Brain and body in sport and exercise.* New York: Wiley.

Boone, C.E & Kurtz, D.E. (1998). *Marketing Contemporâneo*. (8nd ed.). Rio de Janeiro: LTC.

Bradley, R.T., McCraty, R., Atkinson, M., Tomassino, D. & Daugherty, L.A. (2010). Emotional Self-Regulation, Psychophisiological Coherence and Test Anxiety: Results from an Experiment Using Electrophysiological Measures. *Applied Psychophysiological Biofeedback*, 35, p. 261-283.

Calkins, S.D. & Keane, S.P. (2004). Cardiac vagal regulation across the preschool period: Stability, continuity, and implications for chilhood adjustment. *Developmental Psychobiology*, 45, p. 101-112.

Caplan, R.D. & Jones, K. (1975). Effects of Work Load, Role Ambiguity, and Tipe A personality on Anxiety, Depression, and Heart Rate. W. *Journal of applied Psycholology*, 60 (6), p. 713-71.

Capurro, A.; Diambra, L. & Malta, C.P. (2003). Model for the heart beat-to-beat time series during meditation Phisica, 327, p 169-173.

Carlson, N.R. (2002) *Fisiologia do comportamento***.** (7nd. ed.). São Paulo: Manole.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Referências


Chernigovskaya N.V., Vaschillo, E.G., Petrash, V.V. & Rusanovskii, V.V. (1990). Voluntary Control of the heart rate as a methodo of correcting the funcional state in neurosis. *Hum Physiol* 16, p. 58-64.

Childre, D. & Martin, H. (1999). *The Heart Math solution.* San Francisco: Harper San Francisco.

Choi, J. & Gutierrez-Osuma, R. (2009). Using Heart Rate Monitors to Detect Mental Stress. *Body Sensors Networks*, p 219-223.

Cirugeda, E.; Orini, M.; Laguna, P. & Bailón, R. (2010). Respiratory Frequency Estimulation from Heart Rate Variability Signals in Non- stationary conditions base don Wigner Ville Distribution. *Computing in Cardiology*, 37, p. 717-720.

Corbetta, M. & Shulman, G. L. (2002). Control of goal-directedand stimulus-driven attention in the brain. *Nature Rwviwes Neuroscience*, 3.

Cowan, M. [*et al.*] (2001). Psychosocial nursing theraphy following sudden cardiac arrest: Impact on two-yar survival. *Nursing Research*, 50, p. 68-76.

Crone, E.A & Van Der Molen, M. (2007). Development of decision making in school-age children and adolescent: Evidence from heart rate and skin conduntance analysis. *Child Development*, 78 (4), p. 1288-1301.

Damásio, A.R. (1994). *Descartes'Error*. New York: Grosset Putnam.

Damásio, A.R. (2003). *Looking for Spinoza: Joy, sorrow, and the feeling brain.* Orlando, Fl: Mariner,

Day, R.C. & Sadeck, S.N. (1982). The Efectio of Benson's Relaxion Response on the anxiety levels of lebanse children undre stress. *Journal of Experimental child Psychology*, 34, p. 350-356.

Del Poso, J.M., Gevirtz, R.N.; Scher, B. & Graneri, E. (2004). Biofeefback treatment increases herart rate variability in patients with Known coronary artery disease. *American Heart Journal.*

Diener, E.D. (2009). Temporal Stability and Cross-Situational Consistency. Assessing Well-Being. The Collected Works of Ed Diener Social Indicators Research Series. *Springer Science+ Business*, 39.

Douglas, C.R. (2000). *Tratado de Fisiologia aplicada a ciências médicas.* [4nd ed.]. São Paulo: Robe Editorial.

Eckberg, D.L. (1997). Sympatovagal Balance: a critical appraisaisal. *Circulation*, 96, p. 3324-32.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Referências


Farias Filho, M.C. & Arruda Filho, E.J.M. (2013). *Planejamento da pesquisa científica.* São Paulo: Atlas.

Fridja, N.H. (1986). *The Emocions*. Ed. De la Maison des Sciences de l´Homme.

Gaylord, C.; Orme-Johnson, D. & Travis, F. (1989). The effects of the transcendental mediation technique and progressive muscle relaxation on EEG coherence, stress reactivity, and mental health in black adults. International. Jounal of Neuroscience, 46, p. 77-86.

Giardino, N.; Chan, L. & Borson, S. (2004). Combine heart hate variability and pulseoximentry biofeedback for chronic obstructive coronary disease: Preliminary findings. *Applied Psycophysiology & Biofeedback*, 29, p. 121-133.

Gil, A.C. (2002). *Como elaborar projetos de pesquisa*. São Paulo: Atlas.

Gilbert, C. (2003). Clinical Aplications of Breathinf Regulation: Beyond Anxiety menagement. *Behavior Modification*.

Gillie, B.L. & Thayer, J.F. (2014) Individual differences in resting heart rate variability and cognitive control in posttraumatic stress disorder. *Frontiers in .Psychology.* 5, p. 758.

Grossman, E.; Grossman, A.; Schein, M.H.; Zimlichman, R. & Gavish, B. (2001). Breathing control lowers blood pressure. *Jouernal of Human Hypertension,* 15 (4), p. 263-269.

Grupi, C.J. & Arcêncio, S.R. (1999). Aplicações clínicas do eletrocardiograma nas disautonomias**.** *Rev. Soc. Cardiol.,* São Paulo.

Grupi, C.J. (1998). Variabilidade da frequência cardíaca. *Jornal Diagnósticos& Cardiologia.* Acessado em jun. 20, 2014 em http:/www.cardios.com.br/jornal-02/tese.htm.

Grupi, C.J. [*et al*.] (1994). Variabilidade da frequência cardíaca, significado e aplicação clássica. *Diagnósticos em Cardiologia,* 40 (2) p.129-136.

Guyton, A. C. & Hall, J. E. (2002). *Tratado de fisiologia médica*. [10nd. ed.]. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Hansen, A.L.; Johsen, B.H. & Thayer, J.F. (2003). Vagal Influence on working memory and attention. *International Journal of Psychophysiology,* 48, p. 263-274.

Hassett, A., [*et al.*]. (2007). A pilot study of the efficacy of the heart rate variability (HRV) biofeedback in patients with fibromyalgia. *Applied Psychophysiology & Biofeedback,* 32, p. 1-10.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Referências


Hibbert, A.S., Weinberg, A. & Klonsky, D. (2012). Field validity of Heart Rate Variability Metrics Produced by QRS Tool and CMetx. *Psychological Assessment. Advance online publication.*

Houghton, G. & Tipper, S.P. (1996). Inhibitory Mechanisms of Neural and Cognitive Control: Applications to Selective Attention and Sequential Action. *Brain and Cognition*, 30, p. 20-43.

Huikuri, [*et al.*] (1996). Heart rate variability in systemic hypertension. *American Journal Cardiology*, 77, p.1073-7.

Kagan, S. [*et al.*] (1998). New Cooperative Learning, Multiple Intelligences, and Inclusion.In J. Putnam, Cooperative Learning and Strategies for Inclusion. (2nd. Ed.). Edition. Paul H. Brookes, Baltimore, MD.

Kinugasa H. & Hirayanagi, K. (1999). Effects of skin surface cooling and heating, on autonomic nervous activity and baroreflex sensitivity in humans. *ExpPhysiol*, 84, p. 369–377.

Klingberg, T.; Forssberg, H, & Westerberg, H. (2010). Training of Working Memory in Children With ADHD *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*.

Krasnikov, G.V. [*et al.*]. (2013). Analysis of heart rate variability and skin blood flow und deep controlled breathing. *Respiratoru Physiology & Neurobiology*, 185, p. 562-570.

Laboratório de Educação cerebral. Acesso em junho, 20, 2014 em: www.educacaocerebral.com/monitorvfc.

Laborde, S.; Brüll, A.; Weber, J.; & Anders, L.S. (2011). Trait emotional intelligence in sports: A protective role against stress through heart rate variability? *Personality and Individual Differences*, 51, p. 23–27.

Lehrer, P., [*et al.*] (1997). Respitatory sinus arrhythmia versus neck/trapesius EMG and incentive inspirometry biofeedback for asthma: A pilot study. *Applied Psycophysiology & Biofeedback*, 22, p. 95-109.

Lehrer, P., [*et al.*] (2003). Heart rate variability biofeedback increases barorreflex gain and peak expiratory flow. *Psychosomatic Medicine*, 65, p. 796-805.

Lehrer, P., [*et al.*] (2004). Biofeedback treatment for asthma. *Chest*, 126, p. 352-361.

Lehrer, P., [*et al.*] (2006). Heart rate variability biofeedback: Effects of age on heart rate variability, barorreflex gain, and asthma. *Chest*, 129, p. 278-284.

Levy, M.N; & Schwatz, P.J. (1994). *Vagal Control of the heart experimental basis and Clinical Implications. Armonk.* New York: Futura Publishing.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Referências


Lewis, A. (1979). Problems Presented by the Ambigous Word "Anxiety" as Used in Psychopathology. *Oxford Universuty Press.*

Lherer, P.; Vaschillo, E. & Vaschillo, B. (2000). Resonant Frequency Biofeedback Training to Increase Cardiac Variability: Rationale and Manual for training. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 25 (3).

Lima, J.R.P. & Kiss, M.A.P.D. (1999). Limiar de variabilidade da frequência cardíaca. *Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde, Londrina*, 4 (1), p. 29-38.

Lin, G. [*et al.*] (2012). Heart Rate Variability Biofeedback Decreases Blood Pressure in Prehypertensive Subjects by Improving Autonomic Function and Baroreflex. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine,* 18 (2), p. 143-152.

Low, P.A. & Benarroch, E.E. (2008). Clinical Autonomic Disorders. (3nd. Ed, Cap. 1). Lippincott Williams & Wikins.

Luft, C.B.; Takase, E. & Darby, D. (2009). Heart rate variability and Cognitive Function: Effects on physical effort. *Biological Psychology.* 82, p. 186-191.

MacLean P.D. (1990) The Triune Brain in Evolution: Role in Paleocerebral Functions. New York: Plenum Press.

Malik, M. & Camm, A. (1995). Heart rate variability and clinical cardiology. *British Heart Journal*, 71, p. 3-6.

Massilliane, A.; Pagani, M.M; Lombardi, F. & Cerutti, S. (1991). Cardiovascular neural regulation explore in the frequency domain. *Circulation*, 84, p-482-492.

Mccraty, R. & Tomasino, D. (2004). Heart Rhythm Cohrence Feedback: A new tool for stress reduction, rehabilitation, and performance Enhancecement. Procedings of the First Baltic Forum on Neuronal Regultion and Biofeedback, Riga, Latvia.

McCraty, R. (2002). Influence of cardiac afferent input on heart-brain synchronization and cognitive performance. *International Journal of Psychophysiology*, 45 (1-2), p. 72-73.

McCraty, R.; Atkinson, M.; Tomasino, B.A. & Bradley, R.T. (2009). The Coherent Heart Heart–Brain Interactions, Psychophysiological Coherence, and the Emergence of System-Wide Order. *Integral Review*, 5 (2).

Medicon. Acesso em junho, 20, 2014 em http://www.medicom-mtd.com/eng/Products/images/reacor_02.jpg.

Melis, C. & Van Boxtel, A. (2007). Autonomic psycollogycal response pattens related to intelligence. *Inteligence*, 35, p. 471-487.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Mezzacappa, E. (1997). Anxiety, Antisocial Behavior, and Heart Rate Regulation in Adolescent Male. *Journal Children Psychology y Psychiatry*. 38 (4), p. 457-469,

Millera, J.G.; Chocolb, C.; Nuselovicib, J.N.; Utrndaleb, W.T.; Simardb, M. & Hastingsa, P.D. (2013). Children´s dynamic RSA change durinf anger and its relations with parenting temperament and control of agression. *Biological Psychology*, 92, (2), p. 417-425.

Mitchel, J. H. (1990). Neural control of the circulation during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22 (2), p. 141 -154.

Moak, J.P., Goldstein, D.S. & Eldadah, B.A. (2007). Supine low frequency power of heart rate variability reflects baroreflex function, not cardiac sympateticinnevertion. *Rhytm*, 4, p. 1523-1529.

Mourot, L. [*et al.*] (2004) Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincaré plot analysis Clinical Physiology and Functional Imaging, 24, (1), p. 10–18.

Ohira, H. [*et al.*] (2010). Brain and autonomic associantion accompanying stochastic decision making. *Neuroimage*, 49, p. 1024-1037.

Pagani, M. [*et al.*] (1986). Power Spectral Analysis of heart rate e arterial pressure as a marker of sympato-vagal interaction in man and conscius dog. *Circulation research*, 59 (2), p. 178-193.

Park, G. & Thayer, J.F. (2014) From the Heart to the mind: cardiac vagal tonemodulates top-down and botom-up visual erception and attencion to emocional stimuli. *Frontiers in Psychology*. 5.

Paschoal, M.A. [*et al.*] (2006). Variabilidade da freqüência cardíaca em diferentes faixas etárias. *Revista Brasileira de Fisioterapia,* São Carlos, SP, 10 (4), p. 413-419. Acessado fevereiro 02, 2007, em http://www.scielo.com.br.

Pastor, C.M.; Menéndez, J.F., Sanz, T.M. & Abad, E.V. (2008) The Influence of Respiration on Biofeedback Technique. *ApplPsychophysiol Biofeedback*, 33, p. 49-54.

Paulo, M.F. & Farias, R.A.C. (2007). Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca por meio de técnicas no domínio da Frequência. *Iniciação científica.* 1 (1), p. 41-44.

Petkovic, D. & Cojbašic, Z. (2011). Adaptive neuro-fuzzy estimation of autonomic nervous system parameters effect on heart rate variability. *Neural Comput. & Aplic*.

Petkovic, D.; Cojbašic, Z. & Luki, S. (2013). Adaptive neuro fuzzy selection of heart rate variability parameters affectedby autonomic nervous system. *Expert Systems with Applications*, 40 (11), p. 4490-4495

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Pichot, V. [*et al.*] (2000). Relation between heart rate variability and training load in middle-distance runners. *Medicine Science Sports Exercise*, 32, p. 1729–1736.

Ponnusamy, A., Marques, J.L.P. & REUBER, M. (2012) Comparison of Heart Rate Variability Parameters during Complex partial Seizures and Psychogenic Non-Epileptic Seizures. E*pilepsia*, 53, p. 1314-1321.

Ponnusamy, A.; Marques, J.L.B. & Reuber, M. (2011). Heart rate variability measures as biomarkers in patients with psychogenicnonepileptic seizures: Potential and limitations. Epilepsy & Behavior, 22, p. 685–691.

Porges, S. (2003). The Polyvagal Theory: phylogenetic contributions to social behavior. *Physiology &Behavior*, 79, p. 503-513.

Porges, S.W. (1995). Orienting in a defensive world: Mammalian modifications of our evolutionary heritage. A Polivagal Theory. *Psychophysiology*, 33, p. 301.

Porges, S.W., Doussard-Roosevelt, J.A., Portales, A.L. & Greenspan, S.I. (1996). Infant Regulation of the Vagal "Brake" Predicts Child Behavior Problems: A psychobiological model of social behavior. *Developmental Psychobiology,* 29 (8), p. 697-712.

ProA: Sistema de Monitoramento Neueuropsicológico Computadorizado. 2010. *Manual De Interpretação Do Relatório Do ProA*.

Quay, H. C. (1993). *Development and Psychopathology;* 5 (1-2), p. 165-180.

Quintana, D.S., Guastella, A.J., Outhred, T., Hickie, I.B. & Kemp, A.H. (2012). Heart Rate Variability is assciation with emocion recognition: Direct evidence for a relationship btween autonomic nervous system and social recognition. *International Journal of Psychophysiology*.

Raine, A.; Venables, P.H. & Mednick, S.A. (1997). Low Resting Rate at age 3 years predisposes agression at age 11 years: Evidence from the Mauritius Child Health Project. *Journal of the American Academy of Child and Adolescent Psychiatry,* 36, p. 10.

Rassi Jr. A. Compreendendo melhor as medidas de análise da variabilidade da frequência cardíaca. *J Diag Cardiol*. (5nd. Ed), 2002. Acesso em agosto 20, 2010, em: http://www.cardios.com.br/Jornais/jornal20/metodos%20diagnosticos.htm.

Rosaen, C. & Bem, R. (2006). The experience of transcendental Meditation in middle school Sudents. *Explore*, 2 (5).

Rota, S. & Saboul, D. (2013). The value of using heart rate varibility for the long term monitoring loads in tennis. *ITF Coaching and Sport Science Review*, 62 (21), p. 19-20.

Samulski, D. (2002). *Psicologia do esporte*. São Paulo: Manole.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Schein, M.H. [*et al*.] (2001). Treating Hypertension with a device that slows and regularises breathing: A randomised, doubled: blind controlled study. *Journal Hypertension*, 15 (4), p. 271-278.

Sharpley, C.F.; Kamen, P.; Galatsis, M.; Heppel, R.; Veivers, C. & Claus, K. (2000). An Examination of the Relationship Between Resting Heart Rate Variability and Heart Rate Reactivity to Mental A rithmetic Stressor. Applied *Psychophysiology and Biofeedback*, 25 (3), p. 143-153.

Shu-Zhen, S.L.W. [*et al*.] (2010). Effect of Slow Abdominal Breathing Combined with Biofeedback on Blood Pressure and Heart Rate Variability in Prehypertension. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 16 (10), p 1039-1045.

Silvetti, M.S.; Drago, F. & Ragonese, P. (2001). Heart rate variability in health children and adolescentes is partially related to age and gender. *International Journal of Cardiology*, 81, p. 169-174.

Sleight P. & Bernardi, L. (1998). Sympatovagal Balance. *Circulation*, 98, p. 2640.

Smart Brain Technologies. **NASA Patents.** Acesso em junho, 20, 2014 em http://www.smartbraintech.com/nasa.asp,

Sonderegger, A. & Sauer, J. (2012). The influence of laboratory set-up in usability tests effects on user performance,subjeitve ratings and physiologal measures. *Ergonomics*, 52 (11), p. 1350-1361.

Staton, L.; El-Sheikh, M. & Buckhalt, J.A. (2008). Respiratory Sinus Arrhythmia and Cognitive Function in Children. *Developmental Psychobiology*, 51 (3), p. 249-258.

Sutarto, A.P., Abdul Wahab, M.N., & Mat Zin, N. (2009). *Smart Kit for Operators' Performance*. Poster session presented at the International Exposition of Research and Invention of Institutions of Higher Learning. Kuala Lumpur, Malaysia.

Sutarto, A.P.; Abdul Wahab, M.N. & Mat Zin, N**.** (2010). Heart Rate Variability (HRV) biofeedback: A new training approach for operator's performance enhancement. *Journal of Industrial Engeneering and Management.* 3 (1), p. 176-198.

Tarvainen, M.P. & Niskanen, J-P. (2008) Kubios HRV: version 2.0**.** *User's Guide*.

Tarvainen, M.P.; Niskanen, J.P., Rantha-Aho, P.P. & Karjalainem, P.A. (2004). Software for advanced HRV analisys. *Comput Methods Programs Biomed*, 76, 73-81.

Task Force of the European Society of Cardiology and the American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996) Hear rate variability: standard of measurement, physiological interpretation, and clinical used. *European Heart Journal***,** p.354-81.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Taylor, A.F.; Kuo, F.E. & Sullivan, W.C. (2002). Views of nature and self-discipline: evidence frominner city children. *Journal of Environmental Psychology*, 22, p. 49-63

Terathongkum, S. & Picker, R. H. (2004). Relatonships among heart rate variability, hypertension, and relaxation techniques. *Journal of Vascular Nursing*, p.78-82.

Thayer, J. (2006). On the importance of inhibitoon: central and peripheral manifestation of nonlinear inhibitoriryproceses in neural systems. *Dose-Response: Publication international Hormesis* Society, 4, p.2-21.

Thayer, J.F. & Lane, R.D. A model of neurovisceral integration in emocion regulation and dysregulation. *Journal of Affective Disorders*, 61 (2000), p. 201–216.

Thayer, J.F., Ahs, F.; Fredrikson, M.; Sollers, J. & Wager, T.D. (2012). A meta-analysus of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 36, p. 747-756.

Thayer, J.F.; Hansen, A.L.; Saus-Rose, E. & Johnsen, B. H. (2009). Heartrate variability, prefrontal neural function and cognitive performance: The neurovisceral integration perspective on self-regulation, adaptation, and health. *Annals of Behavioral Medicine*, 37, p. 141–153.

Thurber, M.R.; Bodenhamer-Davis, E.; Johnson, M.; Chesky, K. & Chandler, C.K. (2010). Effects of Heart Rate Variability Coherence Biofeedback Training and Emotional Management Techniques to Decrease Music Performance Anxiety. *Association for Applied Psychophysiology & Biofeedback*, 38 (1), p. 28-39.

Toichi, M.; Sugiura, T.; Murai, T. & Sengoku, A. (1997). A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparision with analysis and coefficient of variation of R-R interval. *Journal of Autonomic Nervous System* 62, p. 79–84.

Tulppo, M.P.; Mäkikallio, T.H.; Seppänen, T.; Laukkanen, R.T. & Huikuri, H.V. (1998). Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness. *American Journal of Physiology*, 274 (2), p. 424-429.

Tulppo, M.P.; Mäkikallio, T.H.; Takala, T.E.; Seppänen, T. & Huikuri, H.R.V. (1996). Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *The American Journal of Physiology*, 271, p. 244-52.

Ulrich-Lai, Y.M. & Herman, J. P. (2009). Neural regulation of endocrine and autonomic stress responses. Nature Reviews:Neuroscience, 10, p. 397-409.

Unbehaun, A., [*et al*.] (1996). Interations of heart-rate fluctuations and respiration in 12 to 14 -year old children during sleeping and walking. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 57, p. 141-143.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Referências


Vago, D.R. & Silbersweig, D.A. (2010). Self Awareness, self-regulation, and self-transcendence (S-ART): a framework for understandin the neurobiological mechanisms of mindfulness. *Human Neuroscience*, 6.

Van Dixhoorn, J.J., & Duivenvoorden, H.J. (1999). Effect of relaxation therapy on cardiac events after myocardial inflation: A 5 Year Folow up Study. *Journal of Cardiopulmonary Reahabilitation*, 19 (3) , 1999, p. 178-185.

Vanderlei, L.C.M.; Pastre, C.M., Hoshi, R.A.; Carvalho, T.D. & Godoy, M. (2009). Noções Básicas de variabilidade da frequencia cardíaca e sua aplicabilidade clínica. RevistaBrasileira de Cirugia Cardiovascular, 24 (2), 205-207.

Vanderlei, L.C.M.; Silva, R.A., Pastre, C.M.; Azevedo, F.M. & Godoy, M.F. (2008). Comparrison of the Polar S810i monitor and the ECG for analysis of heart rate variability in the time e frequency domains. Brazilian *Journalof Medical and Biological Research.*

Vaschillo, E.G. (1984). Dynamics of slow-wave cardiac rhythm structure as an index of the functional state of an operant. Unpublished Ph.D dissertation, Leningrad State University, Russia.

Vianna, R.R.A.B. (2009). Avaliação dos níveis de ansiedade de uma amostra de escolares no Rio de Janeiro através da Escala Multidimensional de Ansiedade para crianças. *PsicologiaClínica.* 2, p. 493-504.

Vrijkotte, T.G.M, [*et al*.] (2000). Effects of work stress on ambulatory blood pressure, heart rate, and heart rate variability. *Hypertension*, 35, p.880-6.

Wang, Y. & Wang, Q. J. (2004). The prevalence of prehypertension and hypertendion among US adultdaccprding to the new joint national committe guidelines: New challenges of the old problem. *Arch Intern Med*., 164, p. 2126-2134.

Watkins, L.L. & Grossman, P., Krishna, R. & Sherwood, A. (1998). Anxiety and Vagal Control of Heart Rate. *Psychossomatic Medicine*, 60, p. 498-502.

Watson, D. & Clark, L.A**.** (1984). Negative Affectivity: the Disposition to Experience Aversive Emocional States. *Psychology Bulletin*, 96, p. 465-490.

Weinberg, R.S. & Gould, D. (2008). *Fundamentos da Psicologia do Esporte e do Exercício* (4nd. Ed.). São Paulo: Artmed.

Weinberg, R.S., & Gould, D. (1999). *Foundations of sport and exercise psychology (*2nd ed.). Champaign, IL: HumanKinetics.

Wheat, A.L. & Larkin, K.T. (2010). Biofeedback of Heart Rate Variability and Related Physiology: A Critical Review. *Appl. Psychophysid Biofeedback*, 35, p. 229-242.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## Referências

Wilmore, J.H. & Costill, D.L. (2001). *Fisiologia do esporte e do exercício*. São Paulo: Manole.

Woodcock, R.W., Mcgrew, K.S. & Mather, N. (2001).*Woodcock-Johnson III Tests of Cognitive Abilities.* Itasca, IL: Riverside Publishing.

Yucha, C. & Gilbert, C. (2004). Evidence based practice: biofeedback and neurofeedback.*Applied Association for Psychophysiology and Biofeedback*.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# RESUMEN

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

# ANEXOS

Publicaciones y
Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## PROJETO DE PESQUISA

**Título:** Aprendendo o auto-regulação/controle da Ansiedade e Estress através de um FonoCardioGrama de Baixo Custo **Área Temática:**

Área 4. Equipamentos, insumos e dispositivos para saúde novos, ou não registrados no país.

**Versão:** 1

**CAAE:** 03398112.4.0000.0121

**Pesquisador:** emilio takase

**Instituição:** UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA (Hospital Universitário HU- UFSC)

## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

**Número do Parecer:** 95.494

**Data da Relatoria:** 10/09/2012

**Apresentação do Projeto:**

"Aprendendo o auto-regulação/controle da Ansiedade e Estress através de um FonoCardioGrama de Baixo Custo". O fracasso em realizar tarefas pode gerar uma sensação de incapacidade, causando uma brecha no desenvolvimento psicossocial de crianças. Assim,
podem surgir sentimentos de ansiedade e estresse que acabam por prejudicar ainda mais o seu desenvolvimento. A atividade física e o esporte podem ser uma ferramenta que, se bem direcionada, atua como elemento de formação, socialização e promoção de saúde. Além de auxiliar na solução de problemas que envolvam motivação, personalidade, dinâmica de grupo e bem estar, reduzindo comportamentos agressivos, ansiedade e estresse. A ansiedade e o estresse, nos dias de hoje, representam um transtorno comum e debilitante entre crianças e adolescentes. Com objetivo de utilizar computadores no auxílio da promoção de inclusão digital, social e pedagógica o presente subprojeto terá como foco os alunos beneficiados pelo PROUCA que participarem das aulas de Educação Física. O uso de inovações tecnológicas servirá como ferramenta para auxílio de avaliação, intervenção, reavaliação e acompanhamento. Neste sentido, a criança beneficiada com o computador poderá realizar uma série de avaliações cognitivas e jogos educativos online. Através de biofeedback cardiovascular aprenderá a controlar alguns processos fisiológicos como respiração e batimentos cardíacos. Também auxilia em um melhor controle durante situações sob pressão, na redução da ansiedade, estresse, controle do foco e da atenção.

**Objetivo da Pesquisa:**

O objetivo principal é desenvolver um FonoCardioGrama de baixo custo e verificar os efeitos da variabilidade da freqüência cardíaca (VFC) durante a realização de diferentes tarefas cognitivas em crianças do Ensino Fundamental antes e após programa de biofeedback cardiovascular.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

A pesquisa não oferece nenhum risco à criança participante e como benefícios a mesma aprenderá o autocontrole emocional e cognitivo melhorando a performance nas matérias escolas e na vida diária. O fonocardiograma(FCG) custará menos de R$ 10 reais e o Software é FREE. As crianças vão aprender a

Publicaciones y Divulgación Científica

confeccionar um FCG e as professoras também poderão se beneficiar do biofeedback cardiovascular.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Trata o presente de um projeto de pesquisa do Dr. Emílio Takase, professor do Programa de Pós-Graduação em Psicologia da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) que visa estudar através

da técnica de biofeedback, uma técnica não invasiva da medicina comportamental de integração mente e corpo que utilizando instrumentos eletrônicos para auxiliar os indivíduos no desenvolvimento de consciência e controle sobre processos psicofisiológicos. No presente trabalho será desenvolvimento de um sistema de biofeedback cardiovascular que utiliza dados da variabilidade da freqüência cardíaca (VFC) para o processo de retroalimentação biológica através de um FonoCardioGrama - FCG. A VFC tem sido apontada como um fidedigno indicador de saúde e adaptabilidade do organismo ao meio, como a ansiedade e estresse de crianças. O objetivo do projeto é apresentar este sistema inovador com o FonoCardioGrama de baixo custo, cuja plataforma está sendo desenvolvida sob licenças de software livre e visa fornecer as bases para a criação deste tipo de sistema. Atualmente o software construído para demonstração da plataforma é capaz de exibir em modo gráfico e em tempo de execução as principais variáveis estudadas por pesquisadores em VFC e treinadas através da técnica de biofeedback cardiovascular. O estudo está bem delineado, documentação completa, TCLE adequado aos sujeitos da pesquisa constando assinatura do aluno e do responsável. Consta também um termo de autorização para criação de um Banco de Dados. Desta forma, como o projeto encontra-se de acordo com a Resolução 196/96, recomendamos a sua aprovação.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Documentação completa.

**Recomendações:**

Não se aplica.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não foram encontradas pendências ou inadequações.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Este parecer foi aprovado "ad referendum".

FLORIANOPOLIS, 12 de Setembro de 2012

Assinado por:
Washington Portela de Souza

Publicaciones y Divulgación Científica

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**
**CENTRO DE FILOSOFIA E CIÊNCIAS HUMANAS**
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PSICOLOGIA**

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Eu, Emílio Takase, professor do Programa de Pós-Graduação em Psicologia da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), convido-o (a), assim como a ..... (nome da criança) a participar do processo de coleta de dados do projeto intitulado **"**Desenvolvimento de um FonoCardioGrama de baixo custo para o Biofeedback Cardiovascular na aprendizagem de auto-regulação de crianças do ensino fundamental II através do Programa Um Computador por Aluno - UCA**"**. Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa que investigará a flexibilidade da regulação do Sistema Nervoso Autônomo durante desempenho em tarefas cognitivas, bem como estará sendo sujeito a intervenções de biofeedback cardiovascular. Sua colaboração neste estudo é muito importante, mas a decisão em participar deve ser sua. Se você não concordar em participar ou quiser desistir em qualquer momento, isso não lhe causará nenhum prejuízo. Sua participação é condicionada pela disponibilidade em realizar técnicas de intervenção de biofeedback cardiovascular; avaliação cognitiva realizada no computador, simples e com acompanhamento de um instrutor; consentir na utilização de um fonocardiograma na região do tórax para a coleta de dados sobre o funcionamento da Variabilidade da Freqüência Cardíaca (VFC); e disponibilizar as informações sobre suas características pessoais (como, escolaridade, nível econômico, ocupação, hábitos, saúde, histórico). Estas avaliações lhe tomarão o tempo aproximado de 40 min. cada, dependendo de sua necessidade em responder as questões. Garantimos o sigilo dos seus dados, identificando sua ficha por meio de números. A vantagem em participar deste projeto mostra-se na contribuição a ciência e ao desempenho profissional dos professores inseridos no presente Colégio. Além disso, pode possibilitar melhor rendimento escolar dos alunos. Você poderá também perguntar aos pesquisadores sobre seus resultados e possíveis dúvidas quanto ao método que estaremos desenvolvendo na pesquisa. A sua participação acontecerá através do consentimento da minha presença e de um bolsista colaborador no Colégio de Aplicação da UFSC. Ressalto que estes procedimentos de coleta de dados serão esclarecidos à criança, assim como o objetivo de sua participação, através de linguagem clara e adequada à idade da criança, sendo a mesma consultada sobre sua aceitação em participar ou não da pesquisa. Esses procedimentos não oferecem nenhum tipo de risco à criança ou a seus familiares ou responsáveis.

O seu nome, bem como o da criança, ou quaisquer dados que possam identificá-los, não serão utilizados. A sua participação é absolutamente voluntária, não remunerada e o pesquisador estará à disposição para qualquer esclarecimento. A sua recusa, ou da criança, em participar da pesquisa, não trará qualquer penalidade ou prejuízo à criança. Você e/ou a criança, também poderão desistir da participação a qualquer momento. Após ler este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e aceitar participar do estudo, assim como permitir que a criança participe do mesmo, solicito sua assinatura em duas vias no referido Termo, sendo que uma delas permanecerá em seu poder. Qualquer informação adicional ou esclarecimento acerca deste estudo poderá ser obtido junto ao pesquisador pelos telefones (48) 37218245 ou (48) 91118601.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

_____

Prof.º Dr. Emílio Takase
Pesquisador principal

Eu..... ..... responsável legal, abaixo assinado, declaro através deste documento o meu consentimento e o de..... ..... em participar da pesquisa intitulada **"**Desenvolvimento de um FonoCardioGrama de baixo custo para o Biofeedback cardiovascular na aprendizagem de auto-regulação de crianças do ensino fundamental II através do Programa Um Computador por Aluno - UCA**"**, a ser realizada na aula de Educação Física. Declaro ainda, que estou ciente de seu objetivo e métodos, bem como de meus direitos ao anonimato e a desistir da mesma a qualquer momento.

....., ..... de 201....

.....
RG:.....

Assinatura do (a) responsável pela criança e participante da pesquisa

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

**Resumen de Tesis Doctoral**

# Efectos de las técnicas respiratorias y del Biofeedback Cardiovascular en el desarrollo cognitivo de niños: Análisis de las métricas lineales y no lineales de la variabilidad cardiaca

**Fernanda Vargas Amaral**

**Málaga, 2014**

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 1 INTRODUCCIÓN

Las dinámicas de la Variabilidad de Frecuencia Cardíaca (VFC) son especialmente sensibles a cambios en el estado emocional. Las emociones positivas y negativas pueden ser fácilmente diferenciadas por los estándares del ritmo cardíaco, independientes de los latidos del corazón (McCraty & Tomasino, 2004). Las situaciones de estrés pueden afectar cerebralmente en el área que procesa el conocimiento y la memoria de trabajo, fundamentales para un buen desempeño en el aprendizaje, en las pruebas o en las presentaciones de trabajos. Las situaciones de presión pueden provocar estrés, pérdida de concentración, atención y un desempeño por debajo del potencial esperado (Ramírez, Sian & Beilock, 2001). El Biofeedback Cardiovascular (BFC) es una técnica electrónica que tiene por finalidad el bienestar fisiológico y psicológico del individuo por medio del control de la respiración en resonancia con los latidos cardíacos. El propósito de esta técnica es la autorregulación del organismo.

## 2 OBJETIVO

El presente trabajo tiene el objetivo de estudiar los efectos crónicos en el desarrollo cognitivo de niños, de un programa de intervención psicopedagógico basado en el principio de aprendizaje de la autorregulación cardiovascular (BFC). Este programa sigue un protocolo de 10 minutos en el formato de *game*, en individuos de edad escolar. Además, con este estudio se pretende obtener por medio de las métricas lineales y no lineales una comparación de las herramientas disponibles para el acceso al control cardiaco vagal y simpático.

## 3 HIPÓTESIS

a) El desarrollo cognitivo de los niños mejora cuando hay un aumento de la actividad parasimpática y la disminución de la actividad simpática ;

b) La técnica de BFC es eficaz en la regulación autonómica y en el control respiratorio en niños edad escolar.

c) Herramientas métricas lineales y no lineales disponibles para acceder al control de cardiaco vagal y simpático revelan ventajas y desventajas como una evaluación autonómica.

## 4 MÉTODOS

La muestra fue compuesta por 52 alumnos inscritos en una de las unidades del programa “Atletas del Futuro” que es un programa que utiliza el deporte para promover la educación y la inclusión social de niños y adolescentes en varias ciudades de Brasil. Los participantes fueron distribuidos

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

aleatoriamente en Grupo Experimental y Control. Como se trataba de un proyecto extraescolar para niños de familias de baja renta, muchos de los participantes no seguirán en el experimento por motivos de faltas a las actividades, restando un Grupo Experimental con n=13 y un Grupo Control n=7. La edad media fue de 9,57 (±0,8) años, siendo que la media para el Grupo Experimental fue de 9,6 (±0,7) y para el Grupo Control 9,5 (±0,9) años. El Grupo Experimental realizó, en una primera etapa de 5 sesiones, una intervención con respiración controlada a través de un *BreathPacer* (Pacer) y, en una segunda etapa también de 5 sesiones, un entrenamiento BFC por un periodo de 10 minutos (Blumenstein et al, 1995; Shu-Zhen Wang et al., 2010; Cowan et al. Xx, Capurro et al 2007). En el Grupo Control se analizaron los datos de frecuencia cardíaca en reposo y los de desempeño cognitivo en el juego Grade de Número (GN).

En la primera fase del Grupo Experimental, se les presentó a los estudiantes el Pacer, un software que ayuda a mantener el control de la respiración. Este software es utilizado para el entrenamiento o familiarización con el sistema de *feedback*. También enseña al usuario a encontrar su mejor frecuencia respiratoria. En la segunda fase, los participantes procuraron aumentar su frecuencia de resonancia de la VFC mediante el aumento de la amplitud de la Arritmia Sinusal Respiratoria (cambio de la frecuencia cardíaca asociado con el control de la respiración). El BFC se realizó con una animación (basado en la tarea de la fase 1), en un formato de juego. El contexto del juego es la ciudad de Río de Janeiro y el jugador se convierte en el piloto de un ala delta que tiene que mantener a una buena altura y velocidad. El mantenimiento de la altura del ala delta varía de acuerdo con los niveles de coherencia cardíaca del jugador. Si el valor anterior de la coherencia es menor que el actual, el ala delta aumenta un punto (son 480 puntos de altura). Si el valor actual de la coherencia es menor que el anterior, el ala cae un punto. Son 3 colores, por lo tanto, tres bandas de colores que cambian de acuerdo con los valores de coherencia que cada participante.

Para el análisis de las señales fisiológicas y del rendimiento cognitivo de los participantes, las sesiones fueron precedidas por el análisis de la VFC en reposo durante un periodo de 5 minutos (Leher et al, 2010;. Quintana et al, 2010;. Schein, et al, 2001; Thayer et al 2012; Leher et al 2003, GEISLER et al, 2010), seguido de tres intentos de la GN en cada una de las sesiones. Este procedimiento se repitió tres veces: la primera, antes de empezar la intervención, la segunda, después de las sesiones de respiración controlada (Pacer), es decir, en la mitad del tratamiento y, una última, al final del tratamiento, o sea, después de las sesiones BFC. Este procedimiento se realizó con el Grupo Experimental y con el Grupo de Control y en el mismo intervalo de tiempo.

Las evaluaciones utilizadas para formar el diseño estadístico se refieren a tres Líneas de Base (LB) establecidas antes del juego que contenían un período de 5 minutos y 5 minutos referentes a las GN. También se analizaron 3 de los 5 días en los que los participantes fueron sometidos al protocolo de Pacer

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

(el primer día, el día del medio y el último día) y 3 de los 5 días en los que los participantes fueron sometidos al protocolo de BFC (el primer día, el día del medio y el último día). Como el protocolo de Pacer y el de BFC contenían un periodo de 10 minutos, fueron elegidos los 5 minutos centrales. Este período se fijó para igualar el período de análisis de las LB y de las GN.

Los datos utilizados para el análisis de la GN fueron exportados del software *"Looktable*" a una hoja de cálculo de Macro en el *Microsoft Excel versión 2013.* De esta hoja de cálculo se tomaron tres índices utilizados para el análisis de la GN: "Precisión", "Estabilidad" y "Velocidad". La Precisión se calcula a partir del porcentaje de clics en números equivocados, la Estabilidad a partir de la diferencia en el tiempo necesario para hacer clic en cada número y la Velocidad a partir del tiempo necesario para realizar la tarea. Cada niño realizó la tarea tres veces en cada sesión. Los valores se obtuvieron a partir del promedio de los valores obtenidos en los tres juegos.

Para el análisis de la VFC, los datos fueron generados por el software Biomind y guardados en *txt* con el valor de los RR. Los datos en *txt* fueron exportados al *software MATLAB* (Tarvainen et al., 2008), a un programa para el análisis de la VFC, desarrollado por el Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Federal de Santa Catarina (Marques, & reuber, 2011;.Marques, & Reuber, 2012).

Las medidas provenientes del *Power spectrum* fueron expresadas como frecuencia estándar y los parámetros del tiempo fueron los establecidos por el *Task Force of the European Society of Cardiology of the North American Society of Pacing and Electrophysiology* (Task Force, 1996). Para analizar los parámetros en el dominio de la frecuencia, los diversos componentes de la VFC fueron derivados de los sucesivos intervalos normales del complejo QRS (intervalos NN) utilizando la transformada de Fourier (FFT). Tres componentes espectrales principales pueden encontrarse en intervalos relativamente cortos de tiempo (de 2 a 5 minutos): VLF (≤0,04 Hz), LF (0,04-0,15 Hz) y HF (0,15-0,4 Hz). El TP proporciona información sobre la variación de todos los intervalos NN (desde 0,003 hasta 0,4 Hz). Se calcularon dos medidas derivadas del análisis del dominio de tiempo de la VFC: el SDNN (SD de todos los intervalos NN) y RMSSD (índice estadístico derivado de las diferencias entre intervalos RR normales adyacentes) (Ponnusamy, A.Marques, LB & Reuber, 2011; Ponnusamy, A.Marques, LB & Reuber, 2012)

Utilizando la metodología desarrollada por Toichi et al., (1997) fueron calculados dos índices a partir del Plote de Lorenz, en los que cada intervalo RR ($RR_n$) es ploteado junto al intervalo RR subsecuente ($RR_{n+1}$). La extensión del eje transversal (T) resultante en el gráfico refleja la variabilidad latido a latido. Los desvíos a lo largo del eje reflejan, principalmente, la influencia de la actividad parasimpática. Las medidas derivadas de la representación gráfica de la longitud del eje longitudinal son llamadas: "Índice Cardiaco Vagal" (CVI=Log10 [x T L]) e "Índice Cardíaco Simpático" (CSI=L/T).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Estos índices proporcionan información complementaria acerca de la contribución simpática y parasimpática a los parámetros de la VFC (Ponnusamy, Marques & Reuber, 2011; Ponnusamy, Marques & Reuber, 2012).

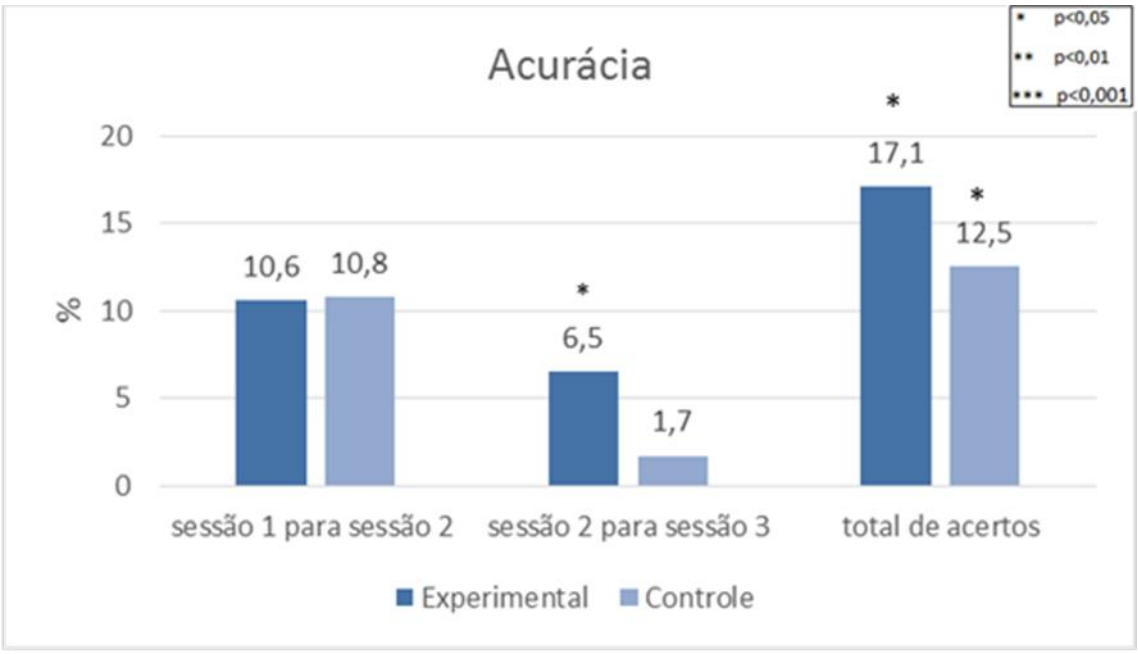
Los cálculos estadísticos se realizaron con el programa *SPSS versión 22*. Se utilizó el análisis MANOVA (medidas repetidas) seguido de un *t-test emparejado* para comprobar la diferencia entre la LB y la GN en relación a la intervención y en relación a los grupos. Para correlacionar los resultados referentes a la GN y a los índices de VFC, fueron realizadas múltiples correlaciones de Spearman lineales. Todos los análisis obtuvieron un intervalo de confianza del 95% y $p \leq 0{,}05$.

## 5 RESULTADOS

### 5.1VARIABLES RELACIONADAS CON EL DESARROLLO COGNITIVO

Hubo un aumento en el indicador de Precisión en relación a la progresión de las sesiones de los dos grupos. El Grupo Experimental aumentó de 66,2% a 83,3% de aciertos y, el Grupo Control, de 48,4% a 60,9% de aciertos ($p=0{,}003$, $F(1,48)=9{,}47$, $n^2=463$). El Grupo Experimental tuvo un mejor desempeño (17,1%) que el Grupo Control (12,5%) (*Lambda de Wilk*=0,002, $F=15{,}58$, $n^2=585$).

Gráfica 1 – Muestra el desempeño de los grupos Experimental y Control en relación al indicador Precisión (Acuracia).

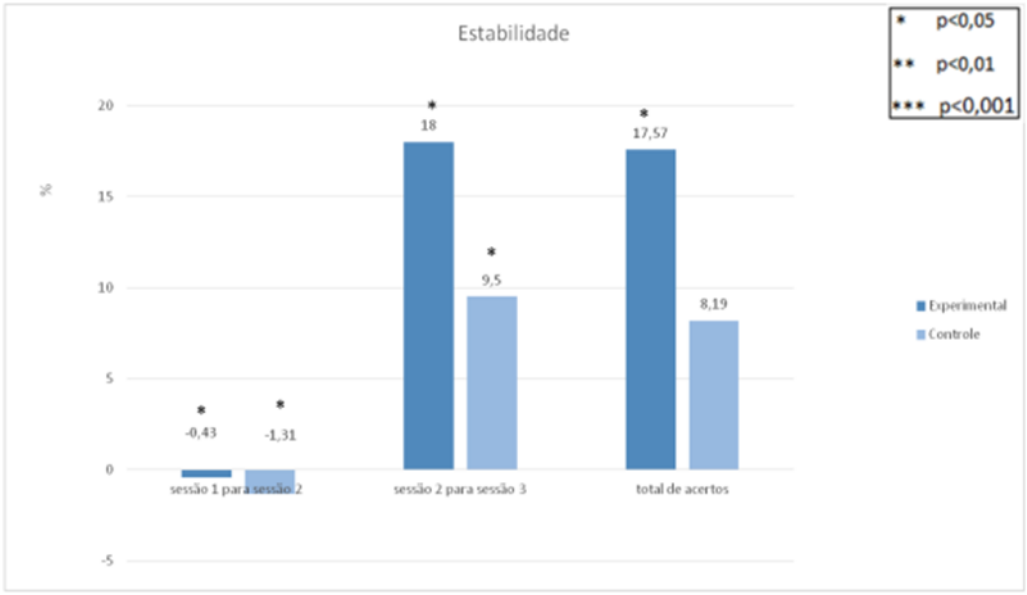



Fuente: Datos de la investigación (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

La Estabilidad en la segunda sesión disminuyó respecto a la primera en ambos grupos. En el Grupo Experimental disminuyó 0,43% (p<0,013) y, en el Grupo Control, 1,31% (p<0,028). Sin embargo, de la segunda para la tercera sesión, el Grupo Experimental (que fue influenciado por las sesiones BFC) tuvo una mejora del 18% (p<0,012), mientras que el Grupo Control tuvo una mejora del 9,5% (p<0,128).

Gráfica 2– Ilustra el desempeño de los participantes, en números por segundo, de los grupos Experimental y Control en relación al indicador Estabilidad. En la primera para la segunda sesíon los dos grupos tuvieron una perdida de este indicador, sin embargo, aumentaram en la sesión siguiente.

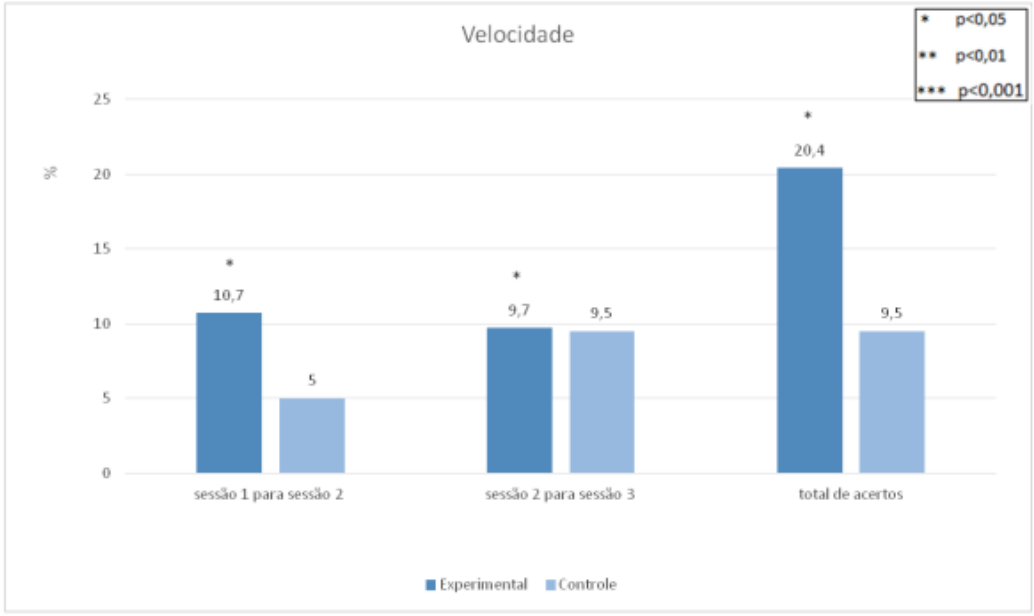



Fuente: Datos de la investigación (2014).

El indicador Velocidad mejoró en el Grupo Experimental de la primera para la segunda sesión de 0,28 números por segundo a 0,31 números por segundo ($r^2$=0,747, p=0,010) y 0,34 números por segundo en la tercera sesión ($r^2$=0,733, p=0,013), totalizando un incremento del 21,43% de la primera a la última sesión ($r^2$=93, p<0,001).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfica 3 – Presenta la evolución del indicador Velocidad de la GN de los grupos Experimental y Control




Fuente: Datos de la investigación (2014).

## 5.2 VARIABLES RELATIVAS DE LOS ÍNDICES DE VFC

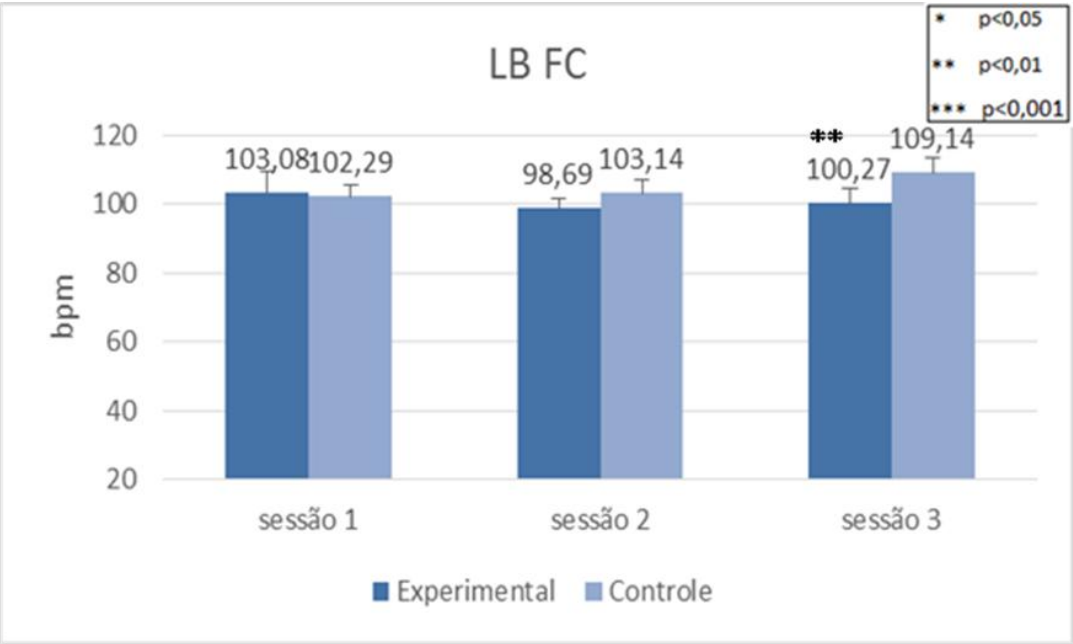
### 5.2.1 Análisis Lineales

*5.2.1.1 Análisis en el Dominio de la Frecuencia (FFT):*

Al observar la gráfica 1 de la Frecuencia Cardiaca (FC) de los participantes, se verifica una disminución de la FC de 103,08 ±6,4bpm en la primera Línea de Base LB1 para 100,27 ±4,38 bpm en la tercera Línea de Base (LB 3) ($r^2$0,747, p<0,008) en el Grupo Experimental. En el Grupo Control, hubo un aumento de la FC de 102,29 ±3,17 bpm na LB1 para 109,14 ±4,54 bpm en la LB3.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfica 4 – Presenta la variación de FC durante las 3 LB en los Grupos Experimental e Control en bpm

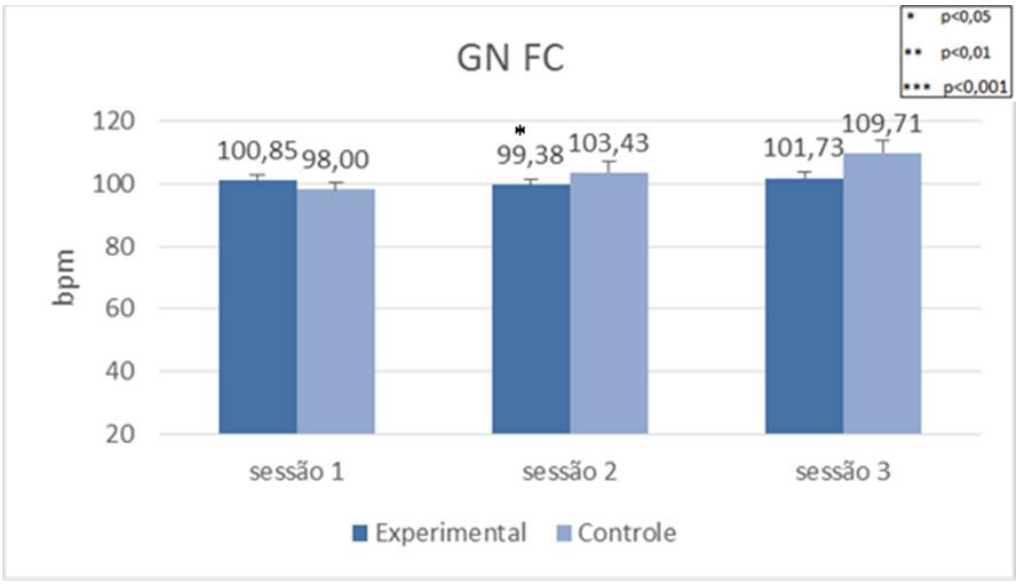



Fuente: Datos de la investigación (2014).

En relación al juego Grade Número (GN), el Grupo Experimental en la sesión tuvo una disminución de la FC de 100,85±5,13 bpm en la sesión 1 para 99,38 bpm en la 2 ($r^2$0,701, p< 0,016), entretanto en la sesión 3 éste grupo aumento su FC 101,73±4,77 bpm 3. El Grupo Control aumentó su FC de 98±2,48 bpm en la primera GN para 109,71±4,11 bpm en la tercera GN.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

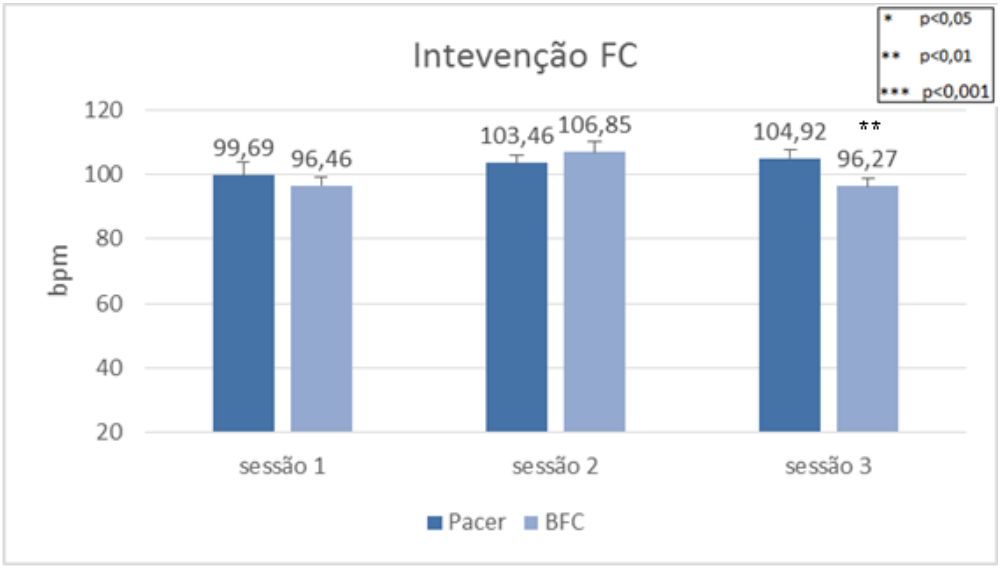
Gráfica 5 – Ilustra el comportamiento de la FC en bpm durante la GN en tres sesiones distintas, con el mismo intervalo de tiempo.




Fuente: Datos de la investigación (2014).

Según la análisis de la MANOVA hubo un cambio de patrón en la FC durante o mientras el Grupo Experimental hacía la intervención con la respiración controlada por un Pacer (Pacer) y el Biofeedback Cardiaco (BFC) (*Wilk´s Lambda*= 0,019, f= 3,368 c, $r^2$=0,545). El análisis con el *test t* enseña que la intervención con el BFC fue más efectiva en bajar la FC que la intervención con el Pacer (p<0,009 f(1,9) = 7,407, n2 849).

Gráfica 6 – Ilustra el comportamiento de la FC en bpm durante el periodo de la intervención.

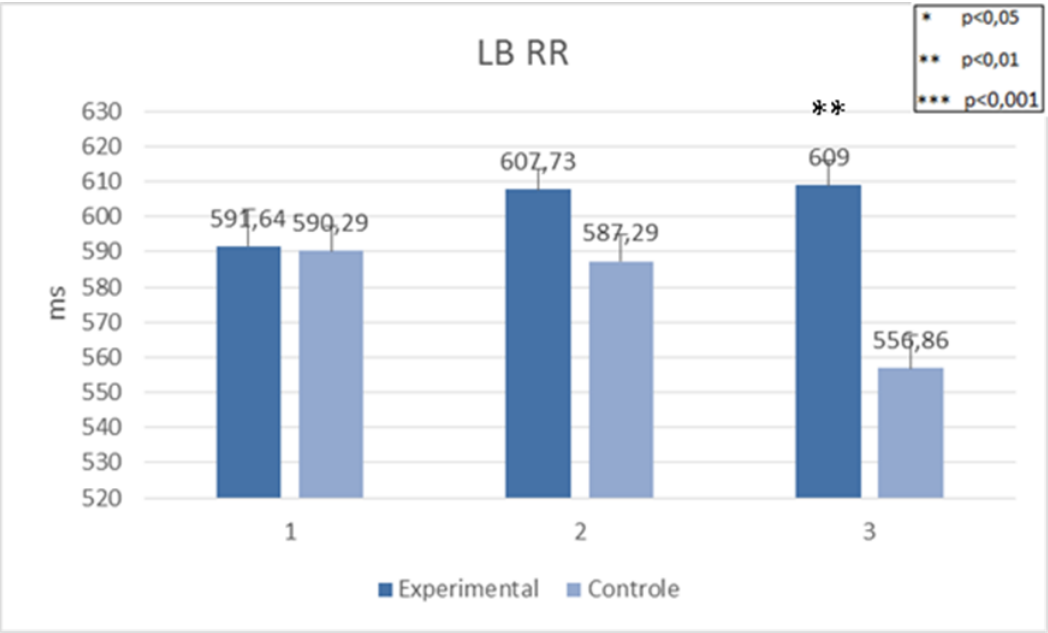



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Fuente: Datos de la investigación (2014).

Al observar el comportamiento del RR, hubo una diferencia de los valores de RR del Grupo Experimental entre la primera LB y la segunda, estos fueron de 591,6 ± 38,1 para 609,0 ± 24,7 RR ($r^2$=0,745, p<0,008).

Gráfica 7 – Ilustra el comportamiento de los RR en ms durante a LB en tres sesiones distintas, con el mismo intervalo de tiempo, en los dos grupos

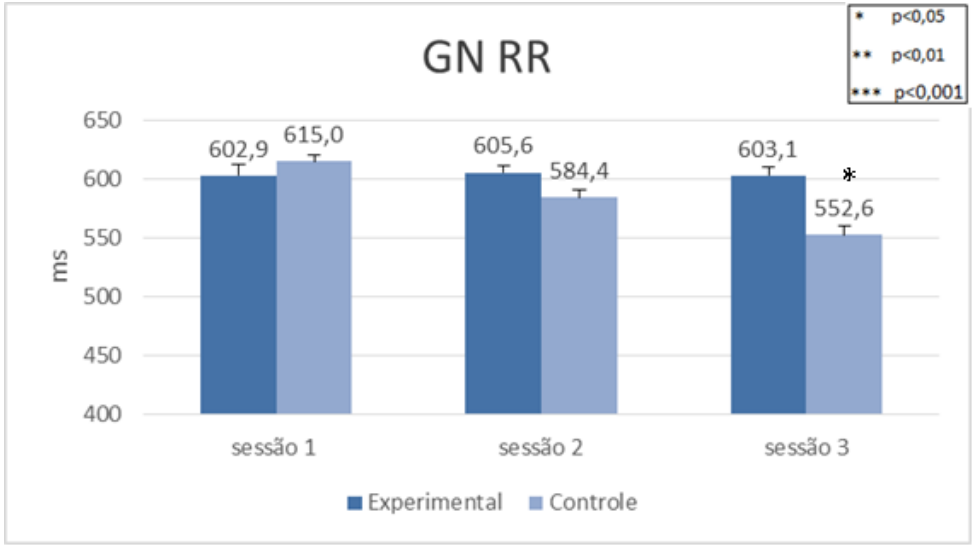



Fuente: Datos de la investigación (2014).

En relación a la GN, los valores fueron de 602,9 ± 32,8 RR el primer día de juego, subieron a 605,6 ± 19,6 el segundo y cayeron a 603,1 ± 26,9 RR el último día ($r^2$=0,683, p<0,021).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

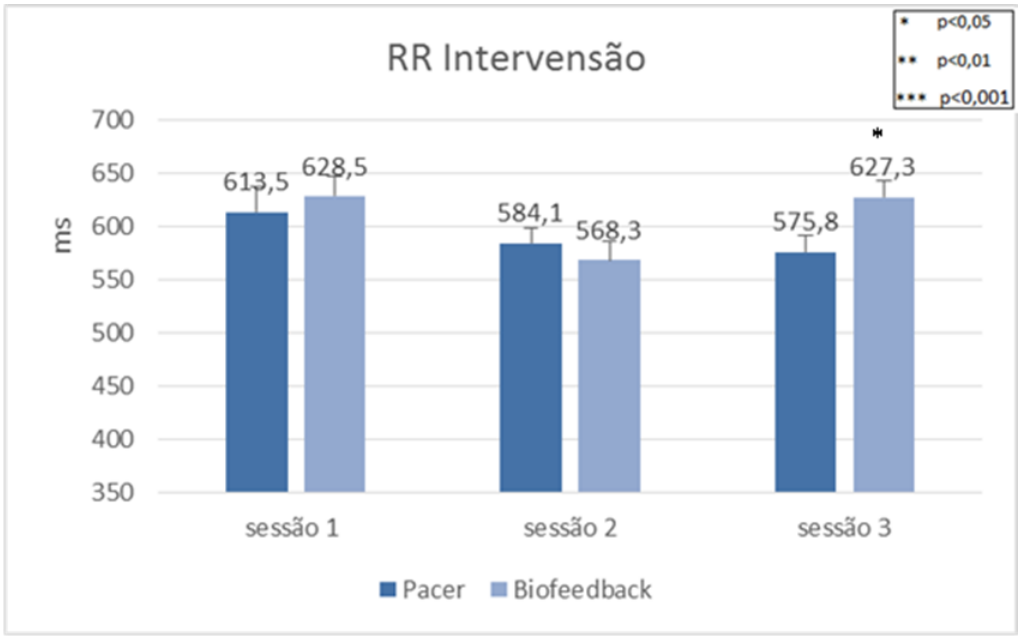
Gráfica 8- Ilustra el comportamiento de los RR en ms durante el juego GN, en tres sesiones distintas, con el mismo intervalo de tiempo, en los dos grupos




Fuente: Datos de la investigación (2014).

En el análisis de la efectividad de los tipos de intervención en relación a los RR, el tratamiento BFC fue más eficaz en comparación con el tratamiento con el Pacer (p<0,03).

Gráfica 9. Ilustra el comportamiento de los RR en ms durante la intervención (Pacer+ BFC)



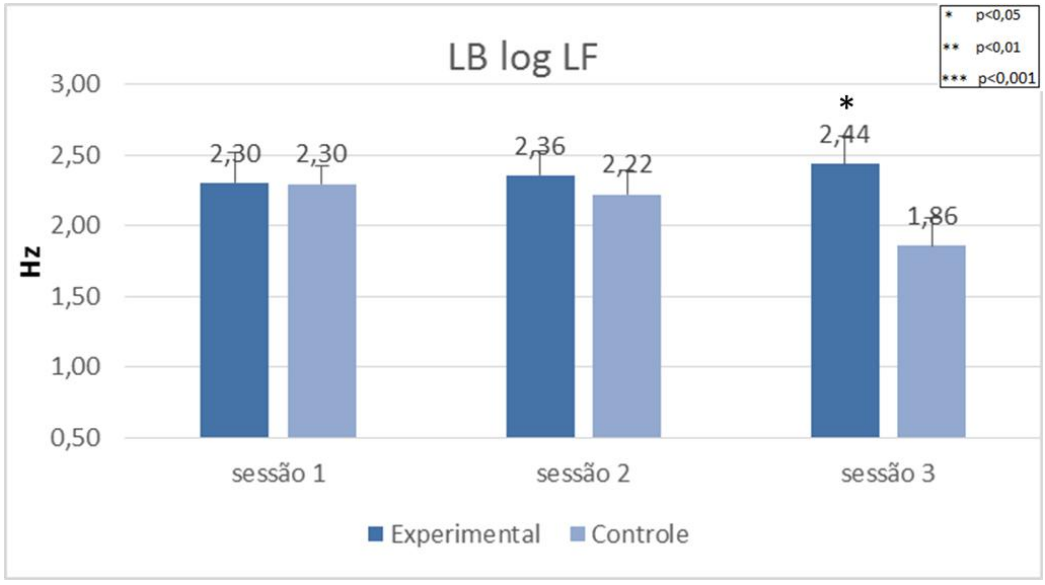

Fuente: Datos de la investigación (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

En relación al LF, hubo un aumento de los valores de la LB1 para el LB 3 en el Grupo Experimental ($p<0,039$).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

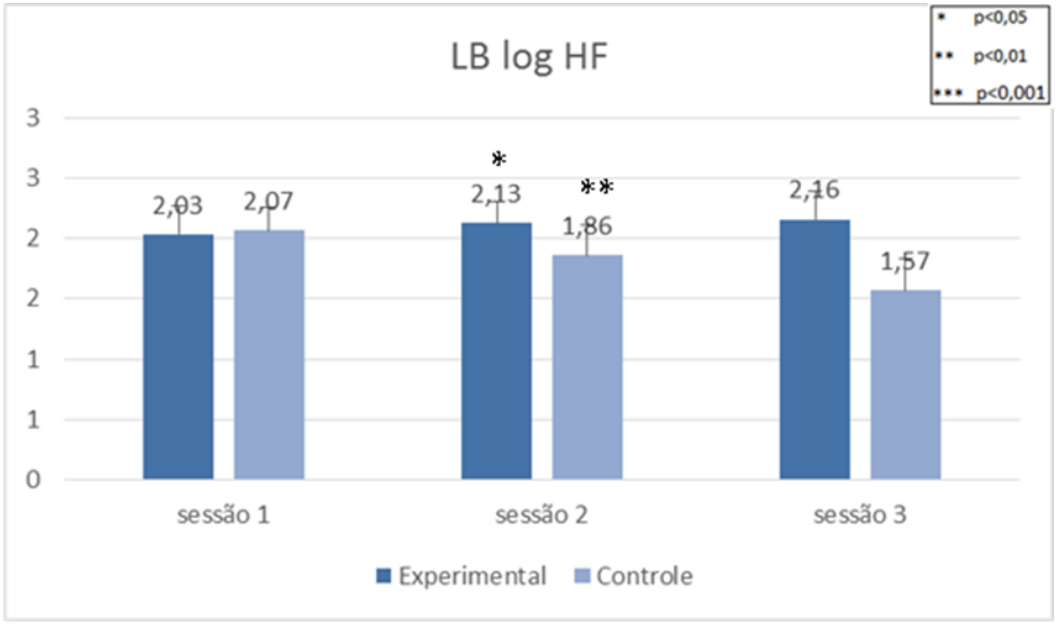
Gráfica 10 – Ilustra el comportamiento del log LF durante las tres LB en los grupos Experimental y Control




Fuente: Datos de la investigación (2014).

Al analizar el logaritmo del HF fue verificado que el Grupo Experimental aumentó los valores del HF, principalmente entre la LB1 y la LB2 ($r^2$0,598, p<0,05). En el Grupo Control estos valores disminuirán principalmente entre la LB1 y la LB2 ($r^2$0, 891, p<0,007).

Gráfica 10 – Ilustra el comportamiento del log HF durante las tres LB en los grupos Experimental y Control

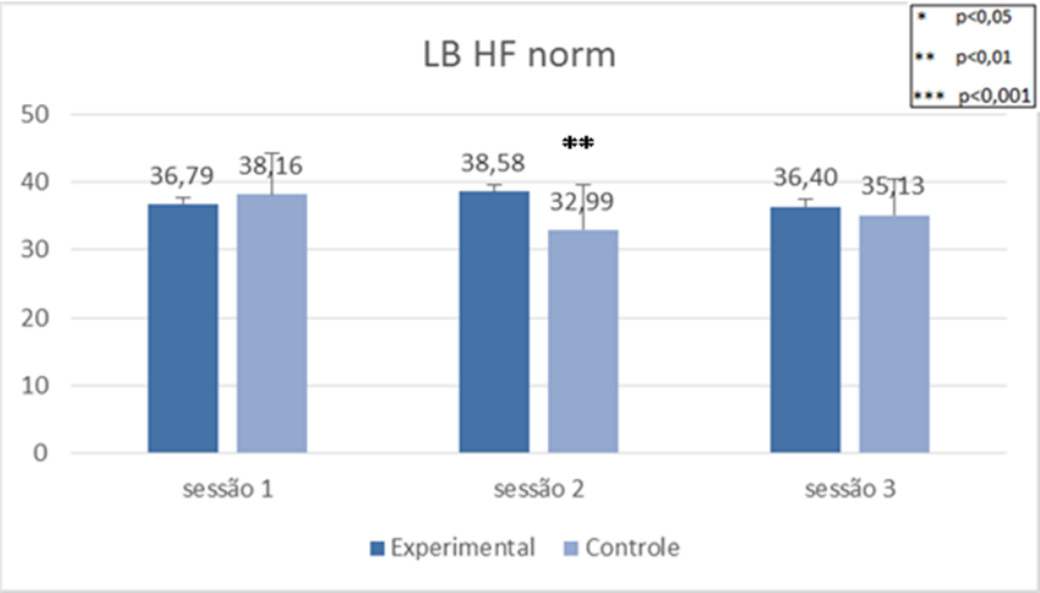



Fuente: Datos de la investigación (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

En relación al HF norm no fue detectada ninguna diferencia significativa para ninguno de los parámetros relacionados a la LB en el Grupo Experimental y una diminución de los dos valores del HF norm en el Grupo Control entre la LB1 y la LB2 ($r^2$ 0,915, $p<0,004$).

Gráfica 11 – Ilustra el comportamiento del HFnorm durante las tres LB en los grupos Experimental y Control

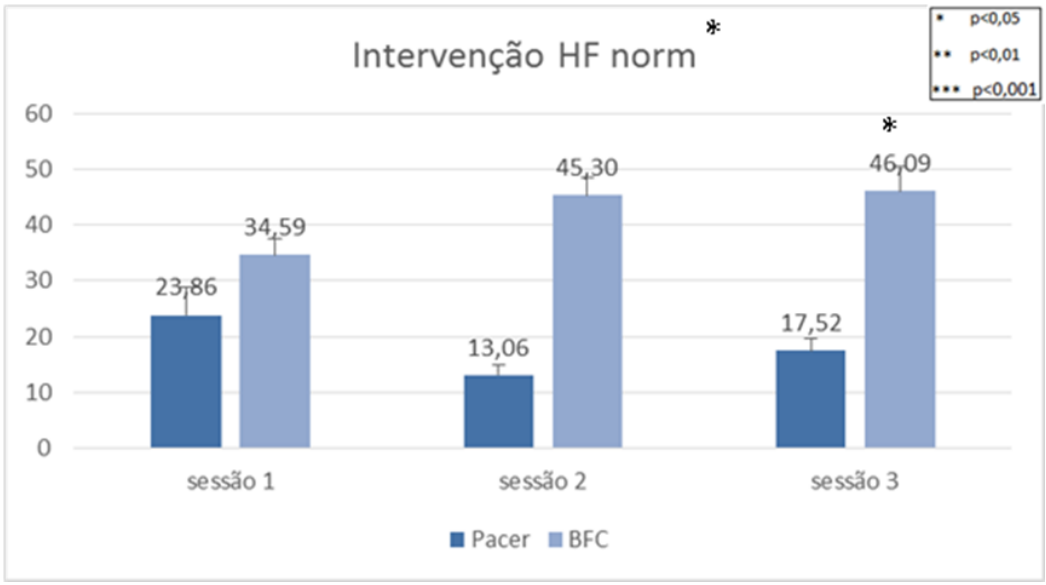



Fuente: Datos de la investigación (2014).

Hubo un cambio de padrón del HF norm mientras se hacia la intervención. Los dos valores de la primera sesión de Pacer disminuyeran de 24,7 ±5,86, para 17,4 ±2,23 en la última sesión de Pacer. En relación al BFC, los valores aumentaron de 34,4 ±3,01 en la primera sesión para 45,56± 4,73 en la última sesión de BFC (Wilk`s Lambda <0,011, f 3.775c, n2 0,512). Por esto, la intervención con BFC presentó ser más efectiva que la intervención con Pacer ($p<0,029$ $f(1,9) = 4,312$).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

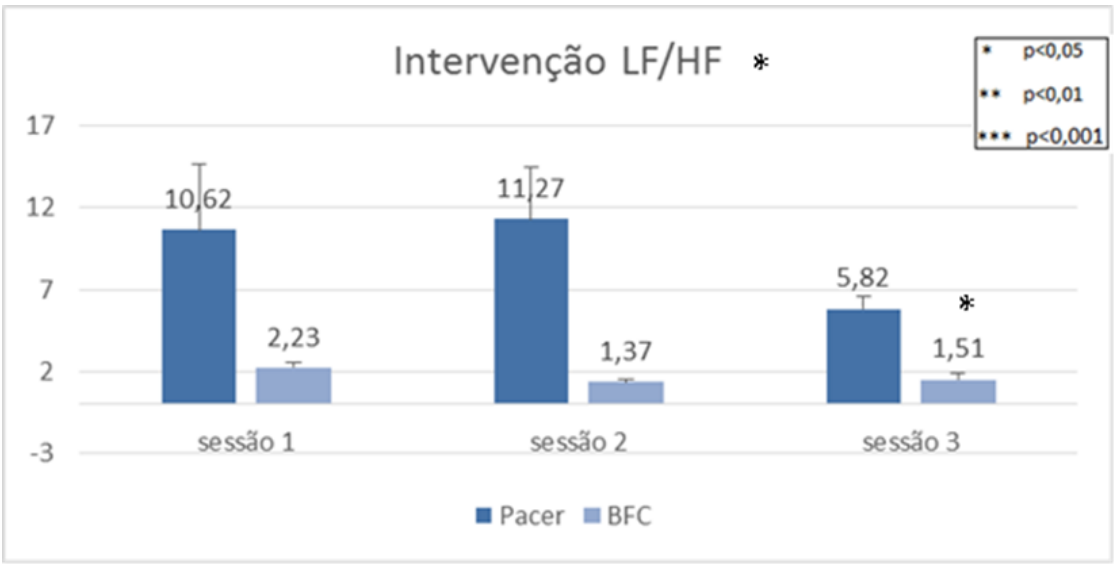
Gráfica 12- Presenta el comportamiento del HFnorm durante la intervención.




Fuente: Datos de la investigación (2014).

A lo largo del experimento (Pacer + BFC) hubo una mejora en los índices de la razón LF / HF de 10,75 ± 5,01 para 1,56 ± 0,42 (Wilk's Lambda <0,035, F 2,883c , $n^2$= 0,589). Al separar los dos tipos de intervención, el BFC mostró mejores resultados para la razón LF / HF, manteniendo un promedio de los valores alrededor de 1,77 ± 0,35 (p <0,034 F (1,9) = 4,092, $n^2$ 0,253).

Gráfica 12- Presenta el comportamiento de la razón LH/HF durante la intervención.

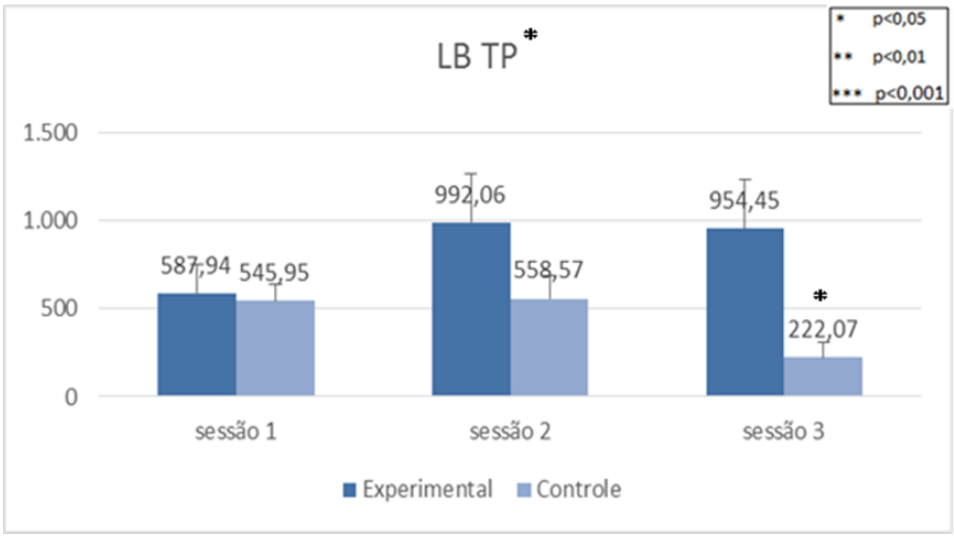



Fuente: Datos de la investigación (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

El mientras el Grupo Experimental aumentó el TP de la primera LB para para la última LB y el Grupo de Control disminuyó de la primera LB para la última LB (Wilk's Lambda <0,047, F 2.561c, $n^2$= 0,737), creando así una diferencia entre los grupos (p<0.032).

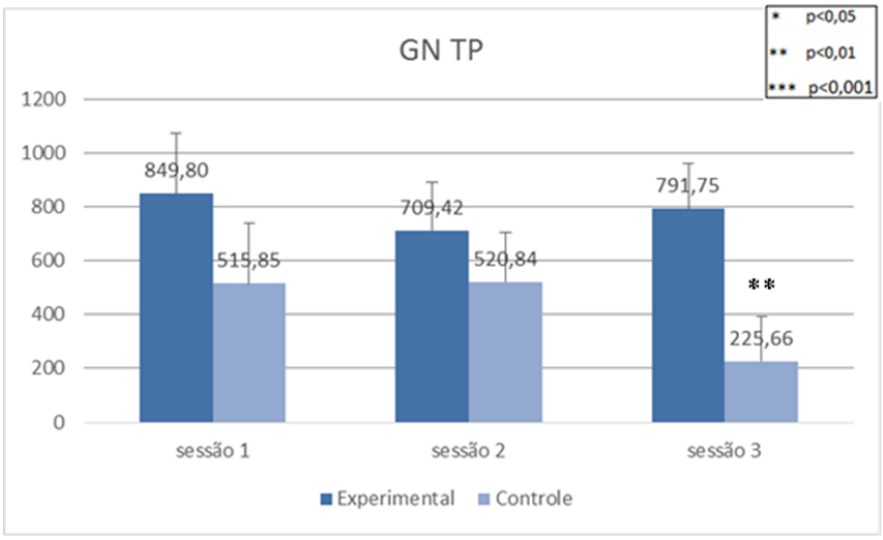
Gráfica 13– Ilustra el comportamiento del TP durante las tres LB en los grupos Experimental y Control




Fuente: Datos de la investigación (2014).

En la GN el TP disminuyó en ambos grupos. Sin embargo, en el Grupo Experimental el TP disminuyó menos que el Grupo Control, creando así una diferencia entre los grupos (p<0,05 F (1,9) = 3,325, $n^2$=0,821). Por el t-test esta diferencia aparece significativamente de GN 1 para GN2 (p <0,011).

Gráfica 14- Representa el comportamiento del TP durante la GN.



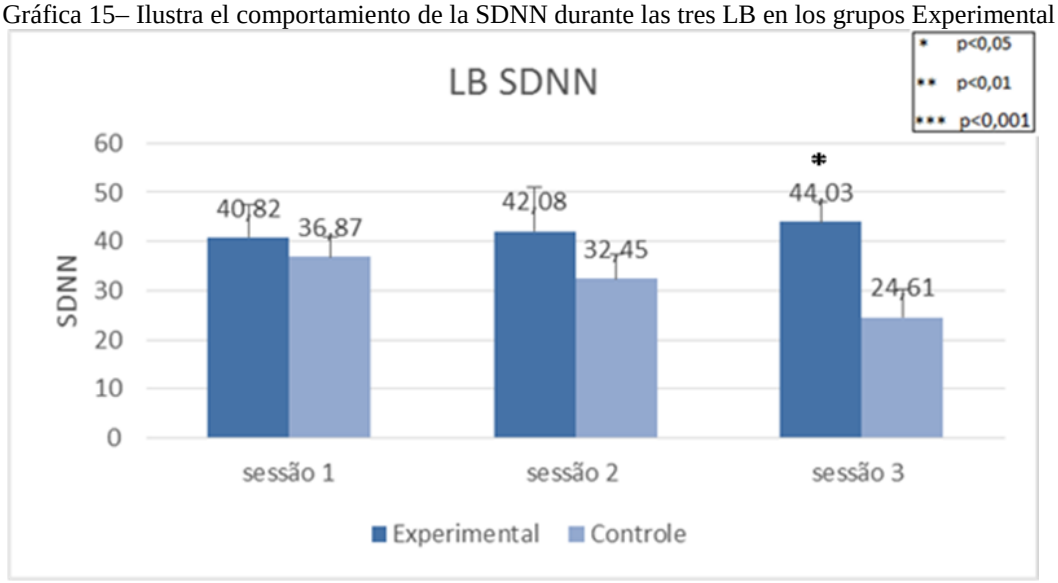

Fuente: Datos de la investigación (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*5.2.1.2 Análisis en el  dominio del Tiempo*

Hubo un aumento en la SDNN en el Grupo Experimental LB que comenzó con un promedio de 40,82 ± 9,21 ms y aumentaron para 44.03 ± 6.87ms (p<0,026) en la última sesión. El Grupo de Control inició con el SDNN de 36,87 ± 4,17ms y disminuyó para 24,61 ± 5,63ms.

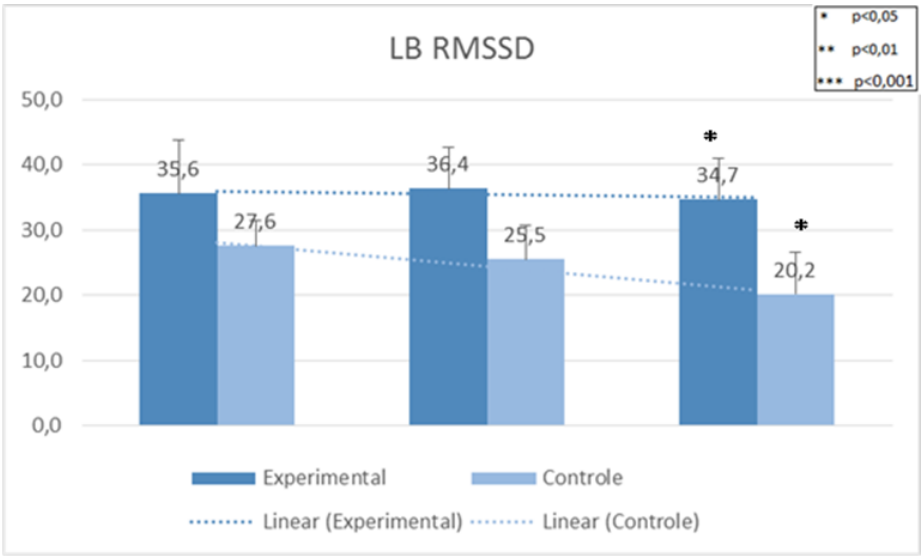
Gráfica 15– Ilustra el comportamiento de la SDNN durante las tres LB en los grupos Experimental y Control




Fuente: Datos de la investigación (2014).

El RMSSD del Grupo Experimental tuvo un incremento del 2,52% (p<0,05), mientras que el Grupo Control disminuyó en un 26,78% (p<0,02).

Gráfica 15– Ilustra el comportamiento de la RMSSD durante las tres LB en los grupos Experimental y Control

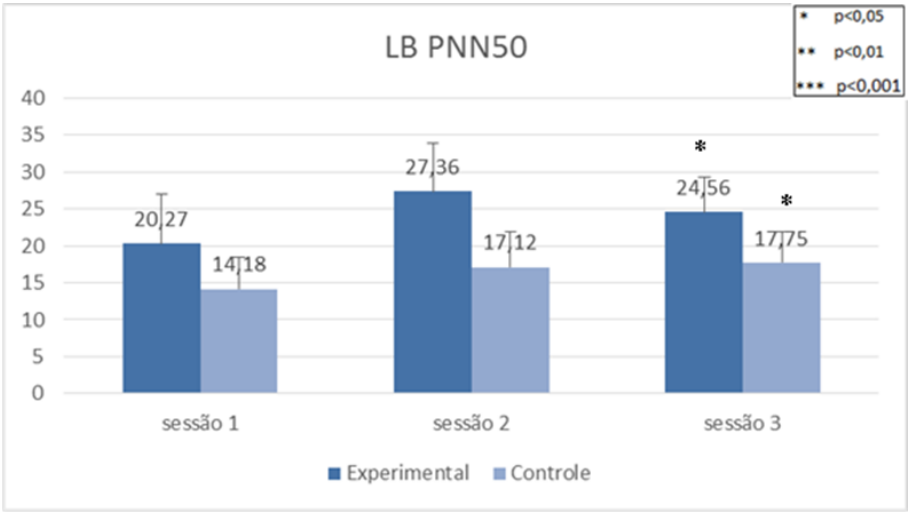



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Fuente: Datos de la investigación (2014).

Al analizar los valores del índice PNN50 en el Grupo Experimental, se observa un aumento entre la LB1 y la LB 3 ($r^2$0,898, p<0,038) así como en el Grupo Control entre la LB1 y la LB3($r^2$0,883, p<0,047).

Gráfica 16- Presenta el comportamiento del TP durante la LB

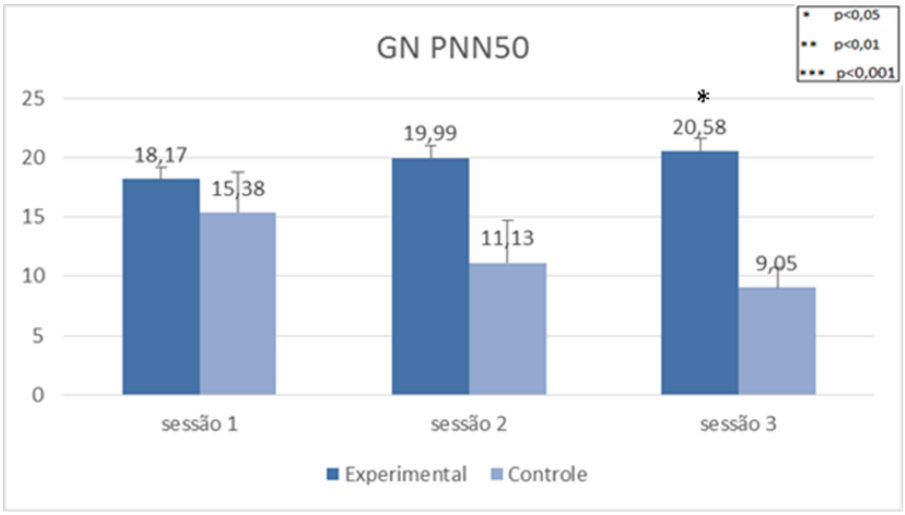



Fuente: Datos de la investigación (2014).

Al analizar el PNN50 en la GN, se percibe un aumento de los valores del PNN50 entre la GN1 y la GN3 ($r^2$0,947, p<0,014) en el Grupo Experimental y una diminución de estos valores en el Grupo Control.

Gráfica 17 – Ilustra el comportamiento del PNN50 durante las tres GN en los grupos Experimental y Control

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA



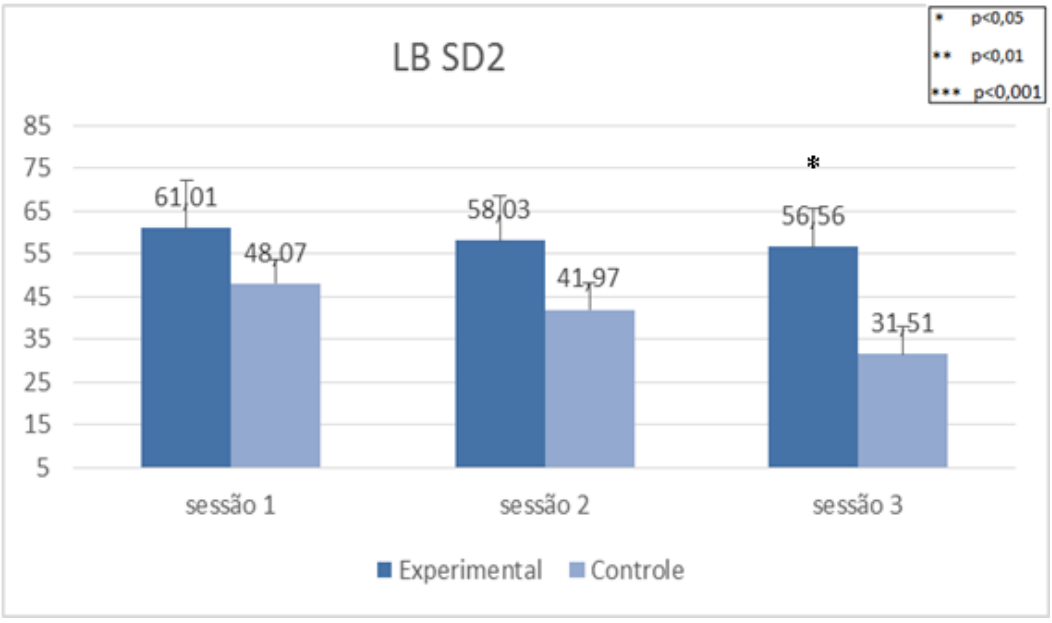

Fuente: Datos de la investigación (2014).

### 5.2.2 Análisis no lineales

#### *5.2.2.1 Análisis de Pointcaré*

En relación al SD2, el Grupo Experimental disminuyo sus valores de SD2 entre la LB1 y la LB3 (p<0,014), así como el Grupo Control que también tuvo sus valores disminuidos.

Gráfica 17- Presenta el comportamiento del TP durante la GN




Fuente: Datos de la investigación (2014).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

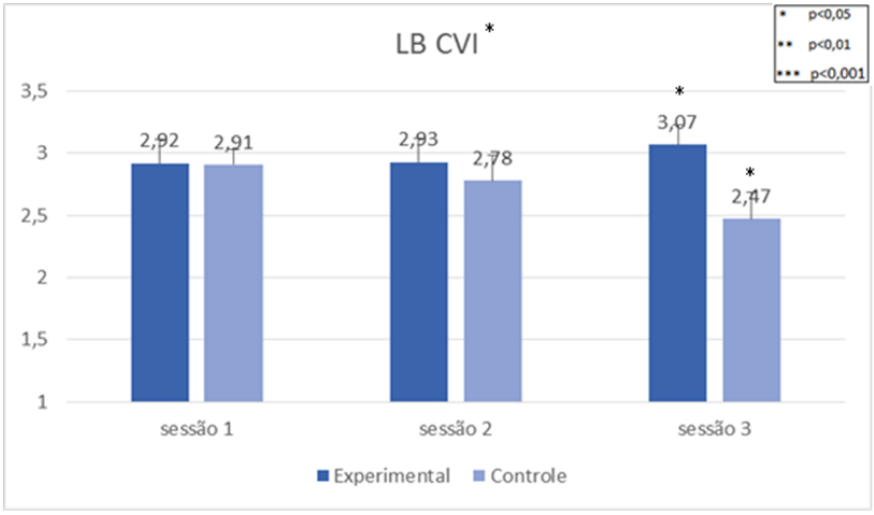
Mientras se realizaba la intervención los valores da razón SD1/SD2 permanecieran más elevados en la intervención con BFC, existiendo un aumento entre el BFC 1 y el BFC 2 ($r^2$0,55, p <0,047).

*5.2 2.2 Análisis de Toichi*

El CVI tuvo un incremento en LB en el Grupo Experimental de 2,92 ± 0,19 para 3,07 ± 0,16, mientras que el Grupo Control disminuyó de 2,91 ± 0,12 para 2,47 ± 0,22, creando así una diferencia al comparar los dos grupos (p<0,037).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

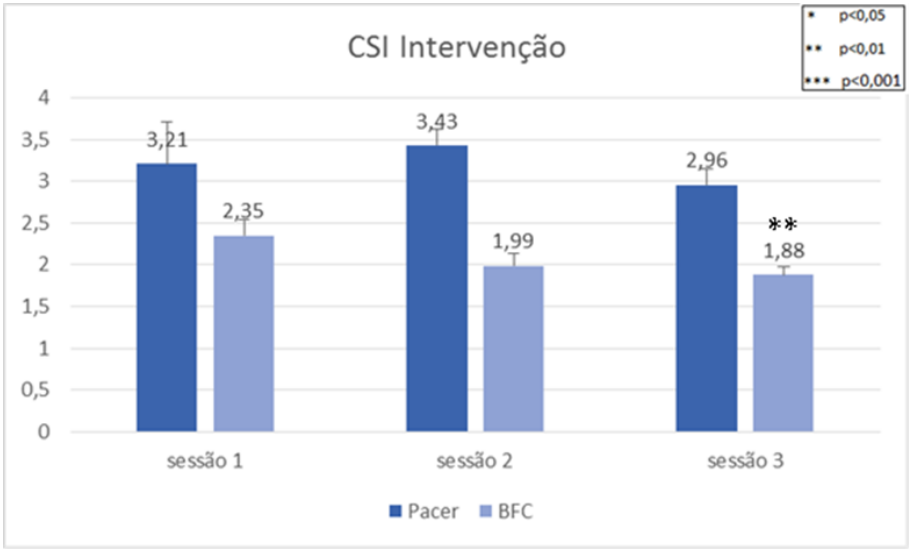
Gráfica 18 – Ilustra el comportamiento del CVI durante las tres LB en los grupos Experimental y Control




Fuente: Datos de la investigación (2014).

El CSI no mostró diferencias significativas con LB y GN. Sin embargo, la diferencia se presenta en relación a la intervención, que disminuyó de 3,21 ± 0,57 en la primera sesión del Pacer para 1,8 ± 0,12 en la última sesión de BFC (*Wilk's Lambda* = 0,019, 6,250b $n^2$=0.220). Se observó la mayor diferencia en las sesiones de BFC en las cuales el CVI disminuyó de 2,35 ± 0,19 para 1,88 ± 0,11 (p<0,031, f (1,7) = 4,550) en comparación con las sesiones del Pacer en las cuales el CSI disminuyó de 3,21 ± 0,57 para 2,96 ± 0,19. El CSI del BFC tuvo una caída cuando se observa desde la primera (2,35 ± 0,19) para la última (1,88 ± 0,11) sesión del experimento (p <0,06).

Gráfica 19 – Ilustra el comportamiento del CSI durante la intervención




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Fuente: Datos de la investigación (2014).

## 5.3 CORRELACIONES ENTRE LOS ÍNDICES DEL DESEMPEÑO COGNITIVO Y LA VFC

### 5.3.1 Análisis lineales en el dominio de la Frecuencia

En la primera LB el TP estuvo inversamente relacionado con la Estabilidad ($r^2$=-0,650, p <0,01). En la primera GN el índice (TP) estuvo inversamente correlacionado con la Estabilidad ($r^2$=-0,691, p<0,05), así como el LF ($r^2$=0,718, p<0,05) estuvo correlacionado con la Estabilidad.

En relación a la intervención con BFC, los niños que presentaran valores más altos de RR ($r^2$=0,733, p<0,05) e de HF ($r^2$=0,747, p<0,05) presentaban valores más bajos de Precisión.

Al analizar la última LB, fue verificado que la Estabilidad estuvo correlacionada con el LF norm ($r^2$=0,519, p <0,05) e inversamente correlacionada con el HFnorm ($r^2$=-0,526, p <0,05).

### 5.3.2 Análisis lineales en el dominio del tiempo

Los niños que presentaran valores más grandes de SDNN estuvieron correlacionados a valores más pequeños de Estabilidad ($r^2$=-645, p<0,01) e en la LB1 y en la GN ($r^2$= - 540, p <0,05), así como los niños que presentaran valores más grandes en el para RMSSD también presentaran valores más pequeños de Estabilidad ($r^2$=-630, p<0,01). El PNN50 también estuvo inversamente correlacionado con la Estabilidad ($r^2$=-756, p<0,01).

En la primera GN los índices de SDNN ($r^2$=0,674, p<0,05) estivaron correlacionados con la Precisión, así como los niños que presentaran mayores valores para o PNN50 ($r^2$=0,727, p<0,05), presentaran mayores valores para Precisión.

### 5.3.3 Análisis no lineales de Pointcaré

El O índice SD1 estuvo inversamente correlacionado con la Estabilidad en la LB1 ($r^2$= - 646, p <0,05), y SD2 inversamente correlacionado con la Estabilidad en la GN ($r^2$= - 581, p <0,05). En la última GN la razón SDI/SD2 estuvo inversamente correlacionado con la Estabilidad na GN ($r^2$= - 656, p <0,01).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

### 5.3.4 Análisis No Lineales de Toichi

En la primera LB, el CVI estuvo inversamente correlacionado con la Estabilidad ($r^2$=- 0,528, p<0,05).

Al evaluar la última LB, verificamos que los niños que presentaran mayores valores para el CVI ($r^2$=-0,720, p<0,05), presentan mayores valores de Precisión. Así como los que presentaran mayores valores se CSI presentaran mayores valores en la Estabilidad ($r^2$=0,766, p<0,01). En la última GN CSI estuve relacionado con la Estabilidad

Tabla 53 – Ilustra las correlaciones entre los índices referentes a la GN y los índices de la VFC. ** p<0,01; * p<0,05.

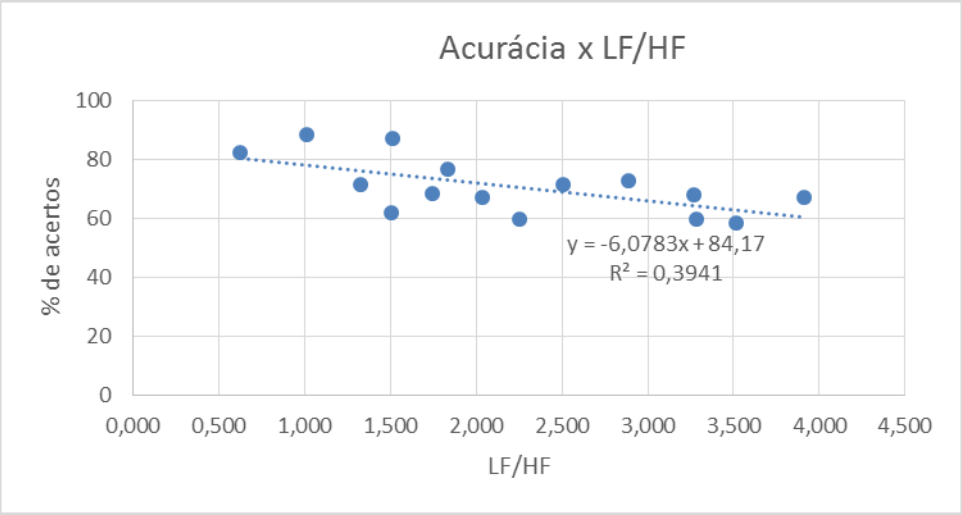
| VFC | 1°Dia LB | 1°Dia GN | Pacer | BFC | 3°Dia LB | 3°DiaGN |
|---|---|---|---|---|---|---|
| RR | | | | 0,733* | | |
| LF | | 0,718* | | | | |
| LF norm | | | | | 0,519* | |
| HF | 0,654* | | | 0,747* | | |
| HF norm | | | | | -0,526* | |
| SDNN | -645** | | | | | |
| SDNN | | 0,674* | | | | |
| RMSSD | 630** | | | | | |
| PNN50 | 0,727* | | | | | |
| PNN50 | | -0,756** | | | | |
| TP | -0,650** | -0,564* | | | | |
| SD1 | -0,633* | | | | | |
| SD2 | -0,646* | | | | | |
| SD2 | -0,581* | | | | | |
| SDI/SD2 | -0,656** | | | | | |
| CVI | -0,528* | | | | 0,720* | |
| CSI | | | | | 0,766** | 0,680** |

Fuente: Datos de la investigación (2014).

Al relacionar los datos relativos al índice Precisión es posible percibir en la gráfica que un 60% que tuvieron más aciertos en la GN presentaban a razón LF/HF entre 0,5 e 2 (r=0,63).

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfica 56 – Gráfica de la dispersión relacionando la Precisión con la razón LF/HF. Se verifica que el mayor porcentaje de aciertos está entre los números 0,5 e 2 de la razón LFHF




Fuente: Datos de la investigación (2014).

## 6 DISCUSIÓN

La muestra inicial consistió en 52 niños distribuidos en Grupo Experimental y Grupo Control, participantes del programa "Atleta del Futuro", Brasil. Como se trata de un proyecto extracurricular para niños de familias de bajos ingresos, muchos de estos participantes no siguieron por alta absentismo en las actividades del proyecto. Además, los problemas de ruido en la señal de da VFC contribuyeran para que completase todas las fases del estudio, 20 participantes, que se dividieron aleatoriamente en el Grupo de Experimental n = 13 y Grupo control n = 7. Según Petkovic; Cojbašic y Lukic (2013) explican un modelo tiene muchos inconvenientes debido a la gran cantidad de variables irrelevantes que pueden afectar a la calidad de la señal como el ruido y el ruido externo que a menudo le impide ver la relevancia del problema. En la muestra utilizada para este estudio no hubo diferencias significativas en cuanto a género, con valores de RR, SDNN, RMSSD e índices Generados por números cuadrícula (GN).

El rendimiento de la GN depende de tres indicadores: la Precisión, la Estabilidad y la velocidad. En este estudio se aplicaron tres sesiones (en días diferentes) con GN, en las que cada participante tenía derecho a hacer tres intentos del juego. A partir de los valores medios de estos tres ensayos se extrajeron los índices relativos a la Estabilidad y la precisión de la velocidad de cada jugador en cada sesión. El tiempo entre sesiones fue similar para todos los jugadores, con la diferencia de que el Grupo Experimental celebraran cinco sesiones Pacer entre la primera y la segunda sesión de GN cinco sesiones BFC entre el segundo y el tercer día de sesiones de la GN.

En general, la ocurrencias de errores en la GN son raros. Se cuentan como errores cuando el niño hace clic en un número de secuencia apropiada. La estabilidad se calcula a partir de la diferencia en

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

el tiempo necesario para hacer clic en cada número de la secuencia (varianza) en los números en milisegundos, mediante el uso de la fórmula 1 / desviación estándar. Los niños que no logran estabilizarse durante el juego sufren menos la influencia de factores externos e internos durante las evaluaciones o incluso durante el aprendizaje. La velocidad es un indicador de la excelencia en el desempeño en el juego. Ella se ve afectado por todo tipo de habilidades cognitivas y refleja cómo es experto el jugador para lograr el objetivo final del juego. Es importante observar que el aumento en el rendimiento en la velocidad no debe ir acompañada por una reducción en la precisión y la estabilidad.

Según los resultados de este estudio la Estabilidad se correlacionó inversamente con la RR, HFnorm, TP, SDNN, RMSSD, PNN50, SD1, SD2, SD1 / SD2 y CVI, todos los índices relacionados con la actividad del SNA parasimpático. Por otra parte, la estabilidad se correlacionó positivamente con LF, LFnorm y CSI, estos índices están correlacionados predominantemente con la actividad simpática. Estos resultados llevan a la conclusión de que para tener una buena Estabilidad durante el juego, lo interesante es que la persona no esté muy parasimpática, o excesivamente relajada, al mismo tiempo que tiene un equilibrio entre el estado de calma y alerta.

En la Precisión, los índices de VFC se correlacionaron positivamente que presentó el RR, IC, SDNN, la PNN50 y CVI. A medida que estos índices están relacionados con la actividad parasimpática, los resultados indican que el estado de calma y relajación inducida por SNP refleja en una mayor Precisión, o más exactamente, durante el juego.

Mediante el análisis de la relación LF / HF fue encontrado cualitativamente un hecho interesante fue que muchos niños tenían un aumento de estos valores durante el Pacer, como fue el caso para los participantes P4 y P9. Este aumento de la ratio de LF / HF se puede explicar por el aumento de la actividad simpática causada por la respiración controlada en algunos participantes. La coherencia del ritmo cardíaco refleja el espectro de potencia de la VFC como un gran aumento en la potencia LF (típicamente 0,1 Hz) y decidir sobre las bandas VLF y HF. Esta tasa constante para ajustarse a una señal relativamente armónica como un pico muy agudo y una amplitud alta en la región LF del espectro de potencia de la VFC y ningún pico significativo en las regiones VLF y HF. La consistencia puede aproximar la LF / (HF + VLF) (Maccraty; et al. 2009) razón.

Otro factor importante en este trabajo fueron los informes de los estudiantes que tenían problemas para concentrarse, incluso durante la respiración controlada cuando se llevaron a cabo la actividad de la BFC y entraron en un estado de coherencia emocional, es decir, cuando el juego de "Ala delta" Feel Río volaron, los estudiantes consideraron que el tiempo pasó rápido. Estos informes colaboran con la teoría .

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

En este trabajo los métodos lineales en el dominio de tiempo y frecuencia mostraron mejores resultados en cuanto a los efectos de la VFC de manera global y en relación con el estado cognitivo de los estudiantes. Es decir, este tipo de métrica fue capaz de discriminar situaciones de descanso y el estrés.

Debido a la razón de que las señales de la VFC son en gran parte no lineales y complejas, el uso de métodos estadísticos no lineales caracteriza la caoticidad de estas señales. Como señales HRV están regulados por mecanismos complejos (SNA), se supone que la VFC tiene propiedades no lineales (Petkovic y Cojbašic, 2011; Petkovic, Cojbašic y Lukic, 2013).

En el presente estudio, los métodos no lineales, como lo método Pointcare y lo de Toichi mostraron ser más eficaces relacionando control autonómico con la actividad respiratoria. El método de Toichi se presenta como el más eficaz en situaciones en las que la frecuencia cardíaca puede aumentar debido a los cambios en la respiración, y otras fuentes que no representan intervalos uniformes (Allen, Chambers & Towers, 2007).

## 7 CONCLUSIÓN

A través de estos resultados es posible ver que las técnicas de control respiratorio han demostrado su eficacia tanto en la regulación fisiológica como en la mejora del rendimiento cognitivo de los estudiantes.

La creación de softwares de bajo en formato de juego, con reproductor de señales fisiológicas VFC de propio individuo, aparece como una estrategia de bajo coste, eficaz para ayudar en el aprendizaje del auto-regulación fisiológica y en consecuencia la modulación del sistema nervioso autónomo.

Hubo una mejora en la VFC en reposo el los estudiantes del Grupo Experimental. Se observó un aumento de la actividad parasimpática y la disminución de la actividad simpática del Grupo Experimental.

Los estudiantes del Grupo Experimental mejoraron sus capacidades cognitivas, pudendo ser observado a través de la mejora de los indicadores de la GN en el Grupo Experimental y disminución de la actividad parasimpático durante el juego (GN).

La técnica del BCF fue más eficaz que la técnica del Pacer técnica para la mejora de la regulación autonómica de los estudiantes y la mejora del rendimiento cognitivo.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Para que los estudiantes tengan un buen desempeño en sus tareas cognitivas relacionadas con la Estabilidad, es importante que haya un equilibrio entre el SNS y PSP, para que exista un estado de calma y atención simultánea.

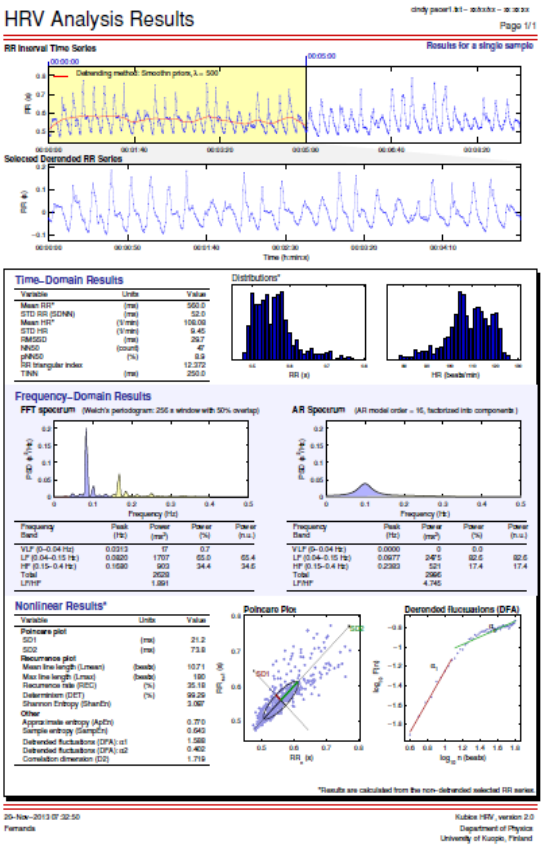
El aumento de la actividad parasimpática mejora la precisión (exactitud) de los estudiantes.

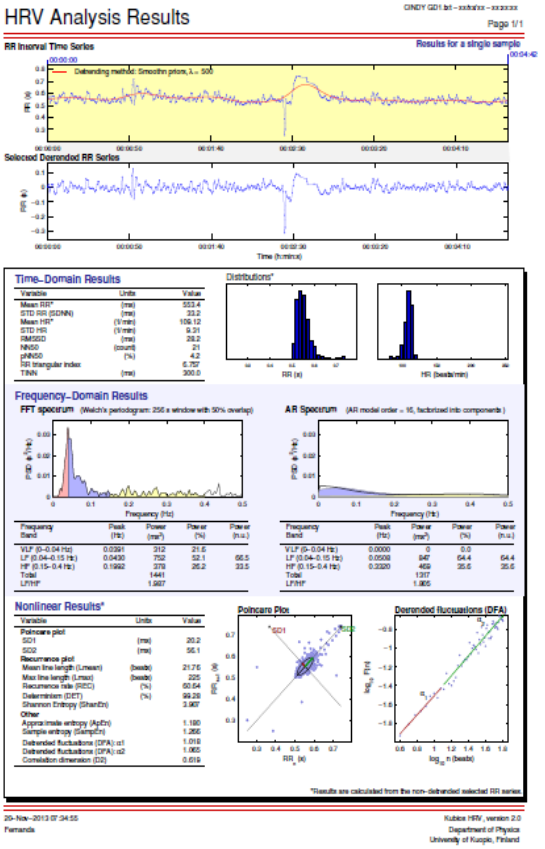
Dominio de tiempo y frecuencia métrica lineal mostró mejores resultados con respecto a los efectos de la VFC de manera global y con el estado cognitivo de los estudiantes, es decir, fueron capaces de discriminar mejor los estados de reposo y estrés. Ya el método lineal desarrollado por Toichi se presenta como una manera más eficaz al relacionar el control autónomo con la actividad respiratoria.

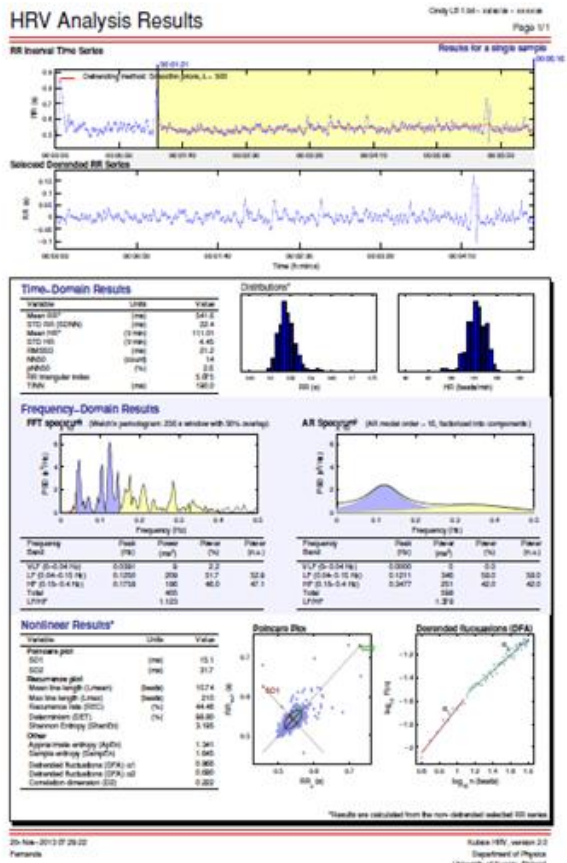
## 8 LIMITACIONES Y SUGERENCIAS

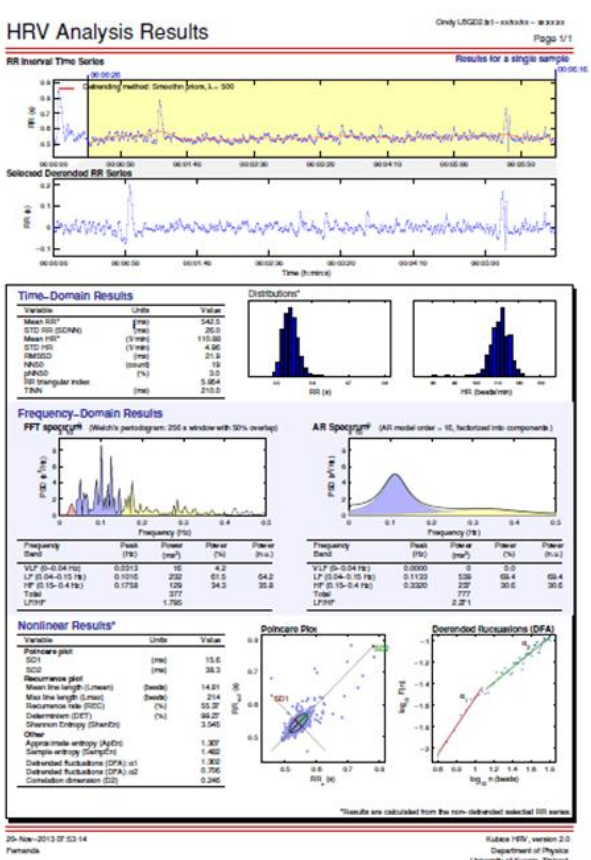
Pequeño tamaño de la muestra debido no regularidad de los estudiantes en el Proyecto. Se sugiere llevar a cabo este estudio en poblaciones más grandes y diferentes.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

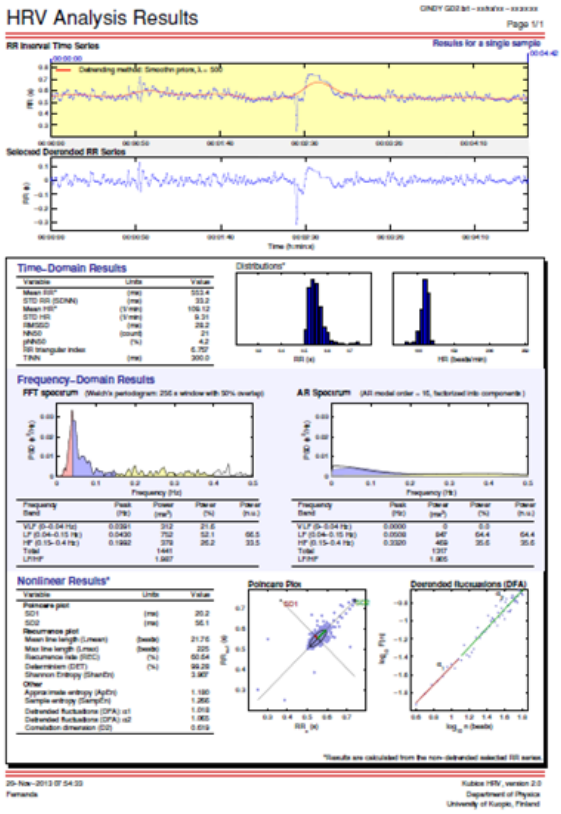


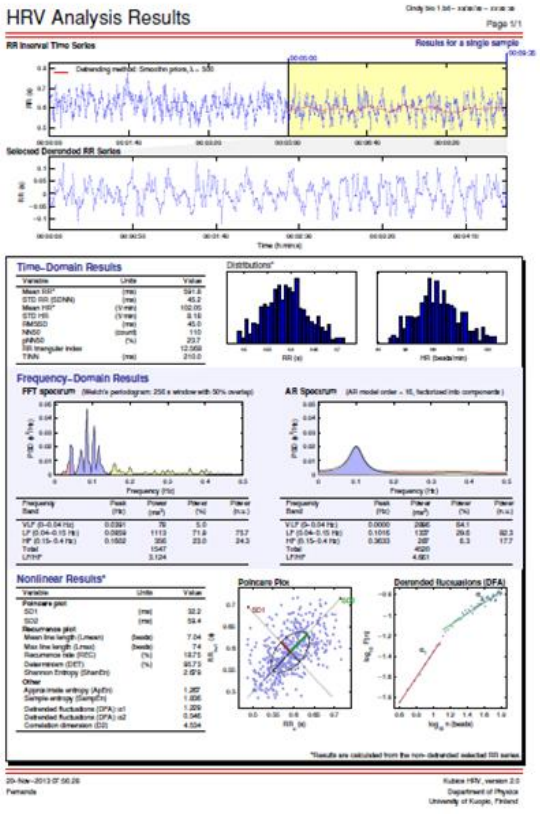



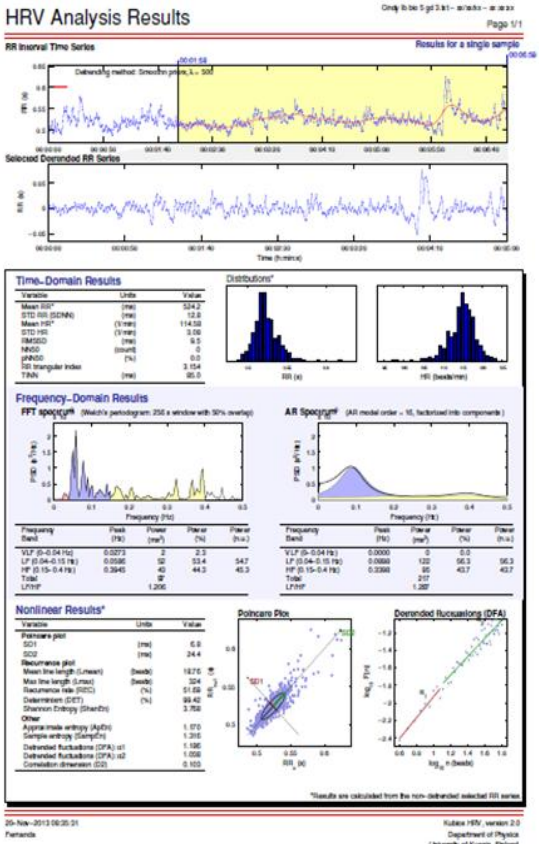



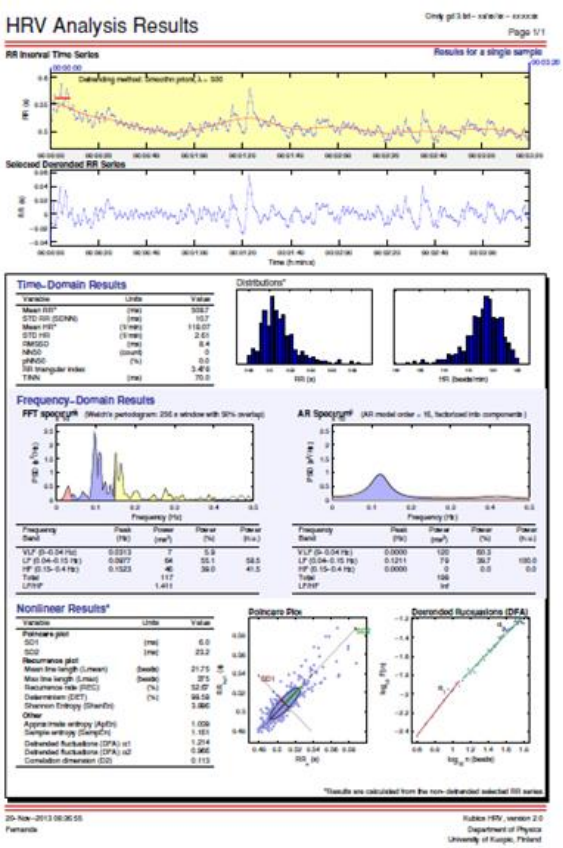




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

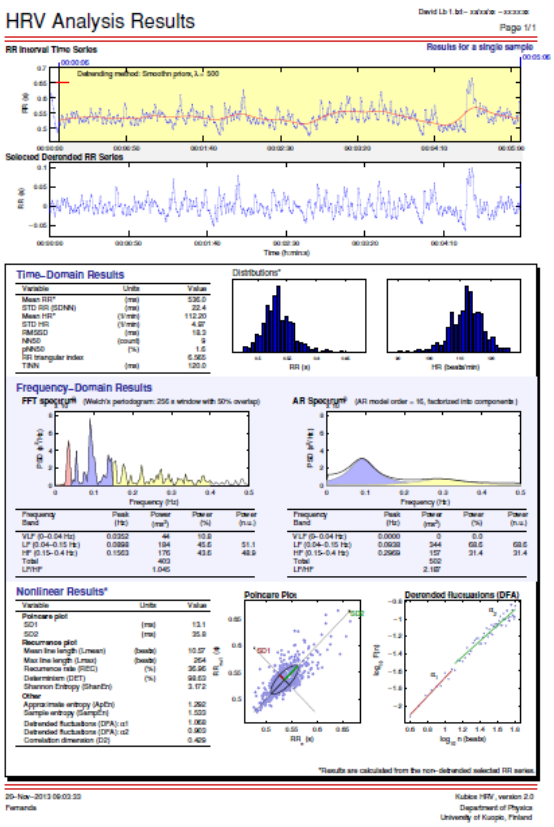


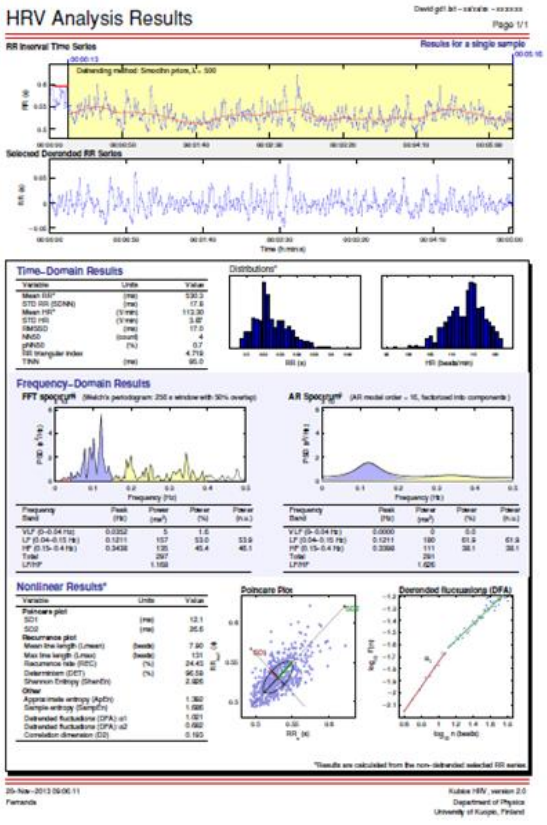



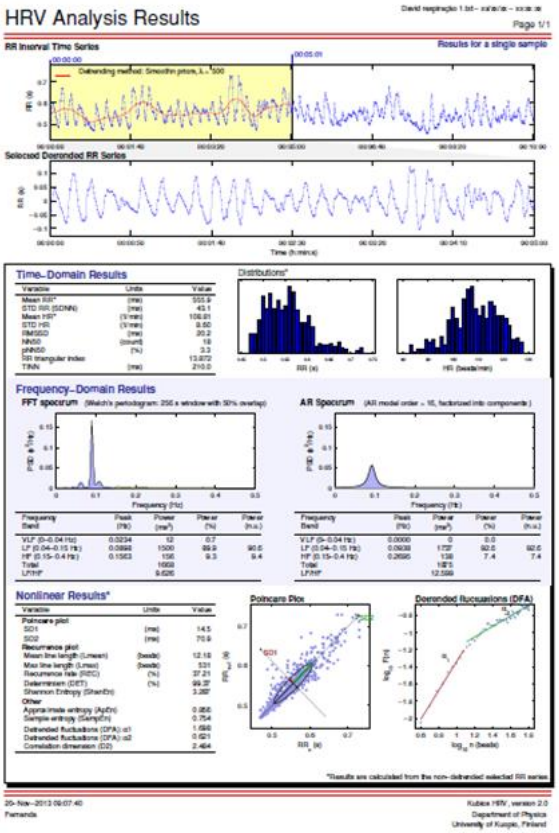



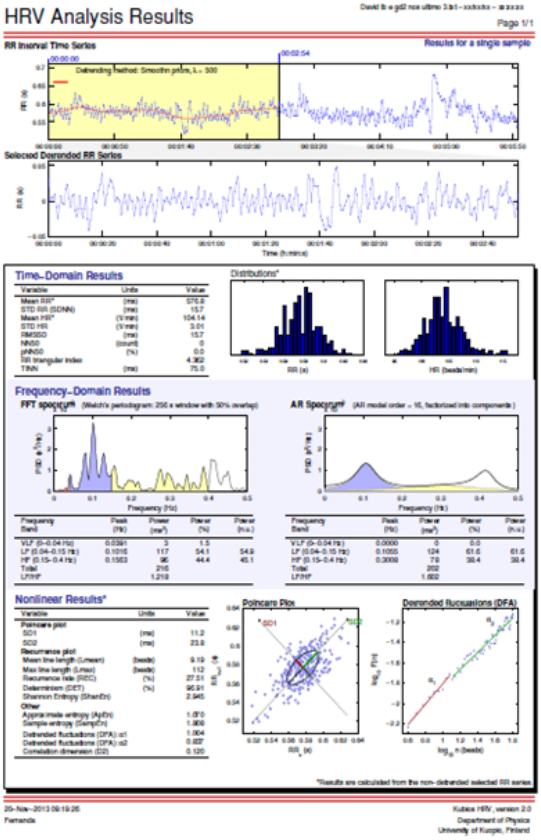




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

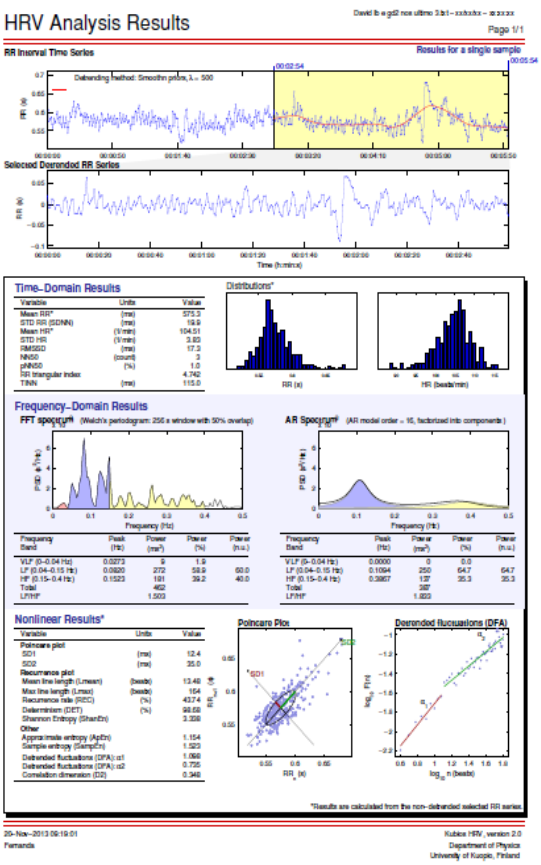


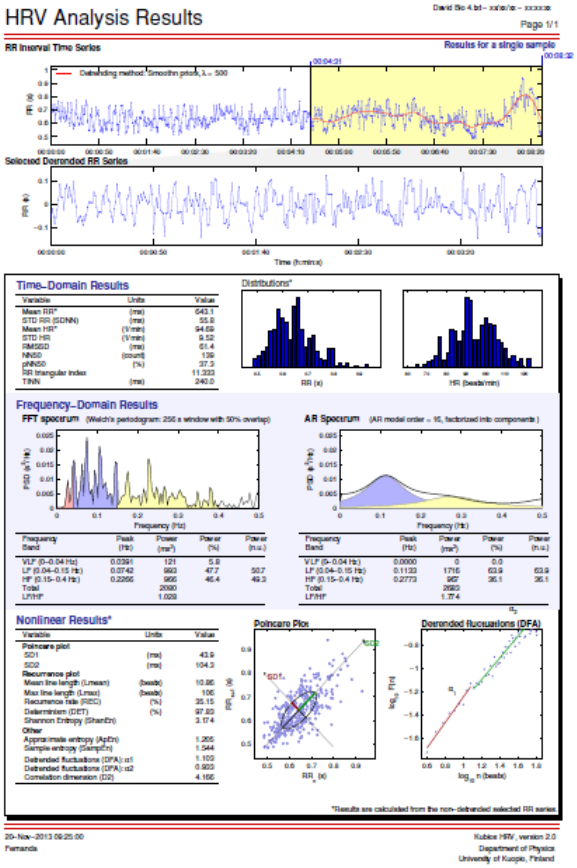



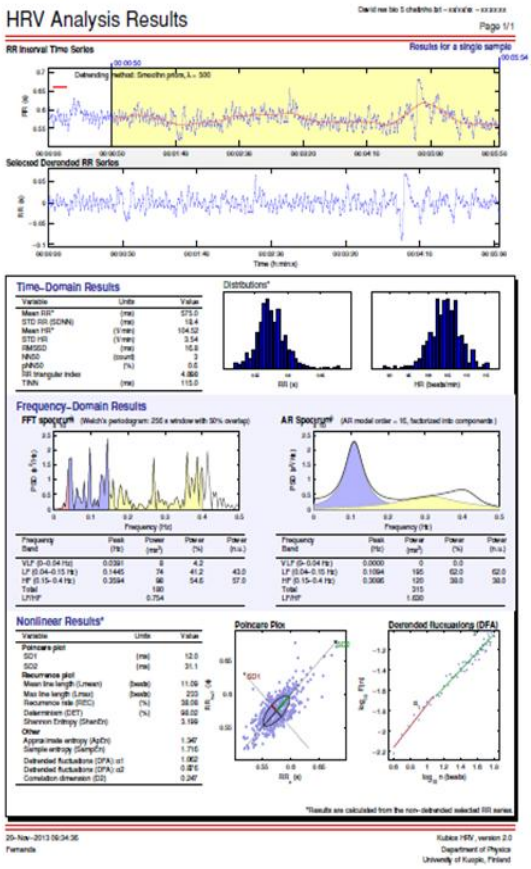



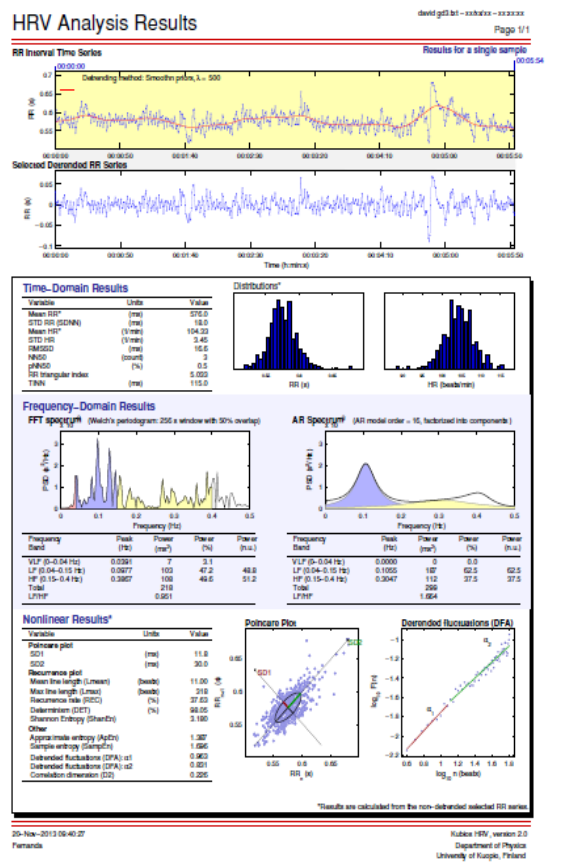




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

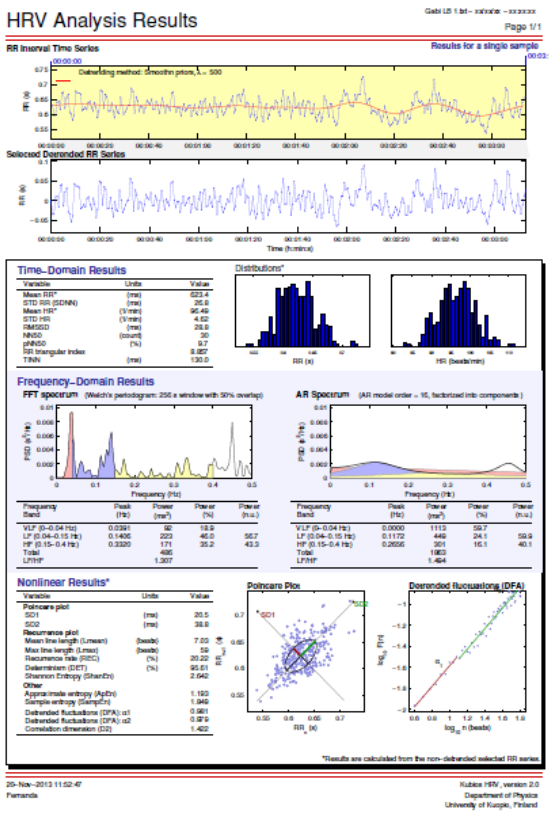


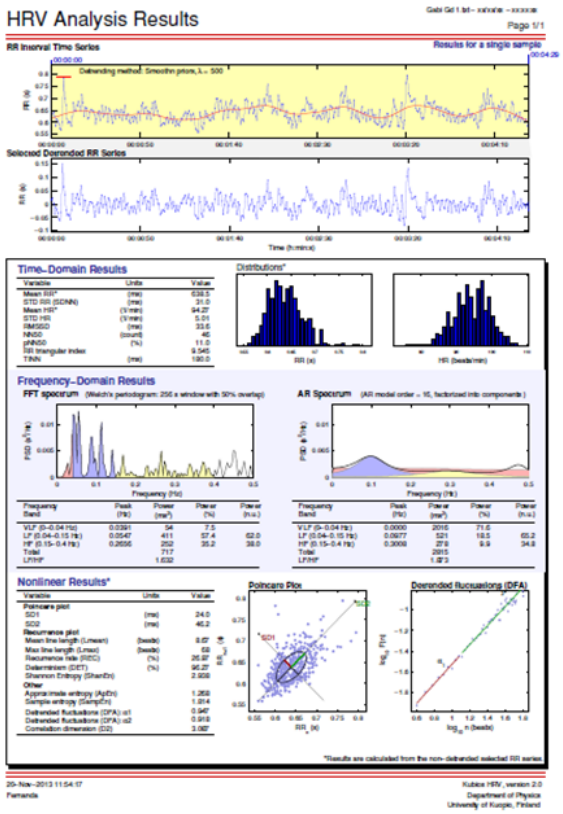



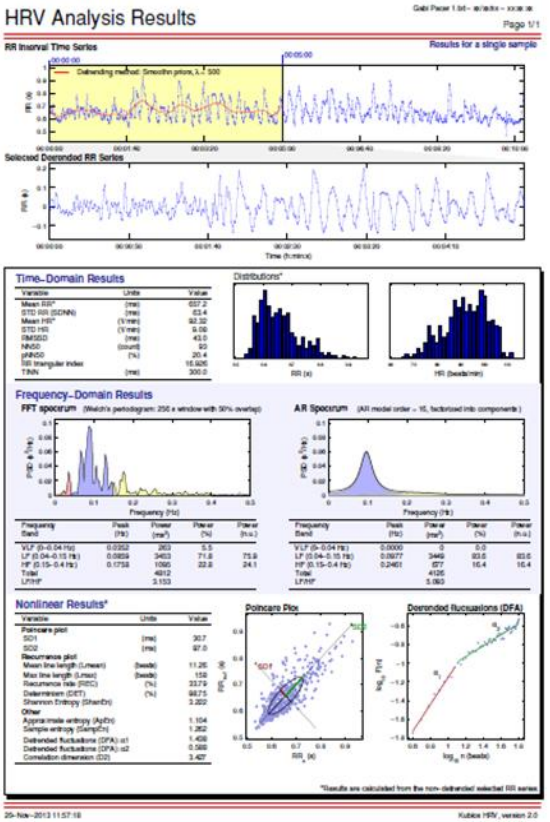



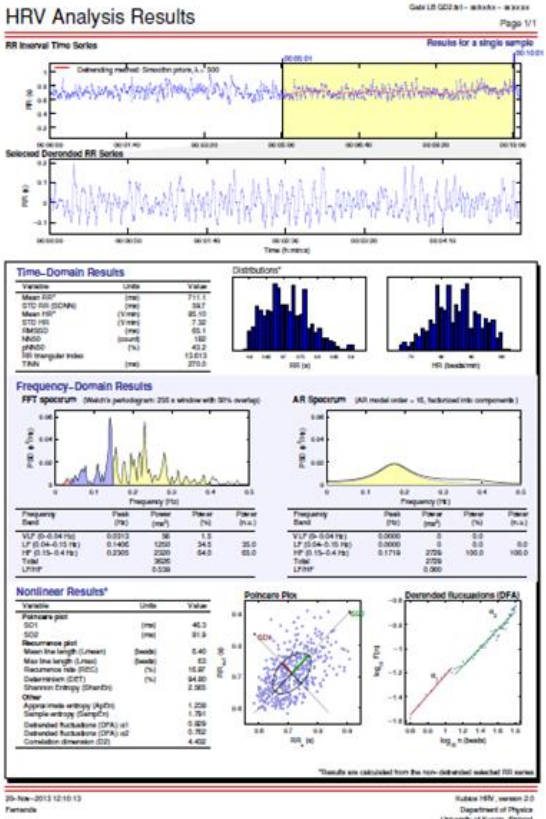




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

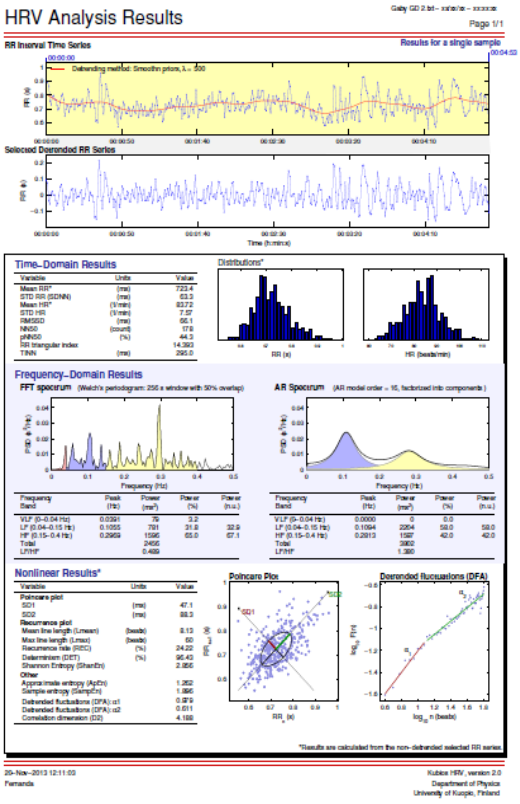



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Debinding method: Smoothn prior, λ = 500

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

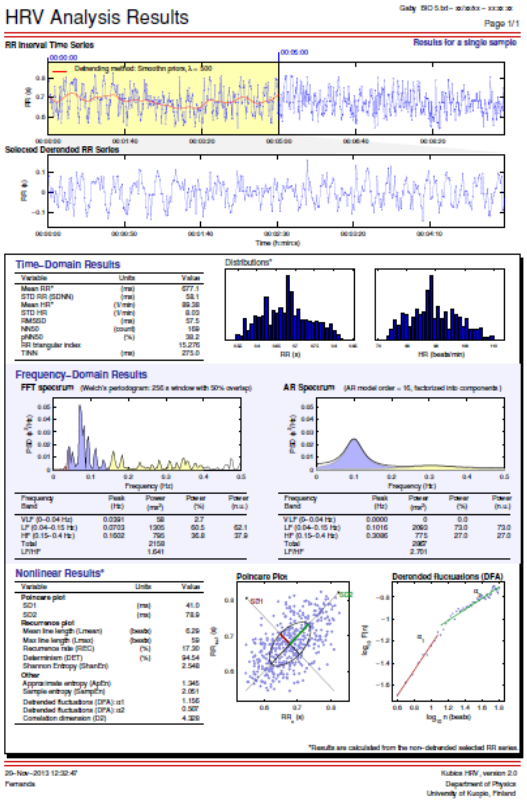
Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Debinding method: Smoothn prior, λ = 500

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

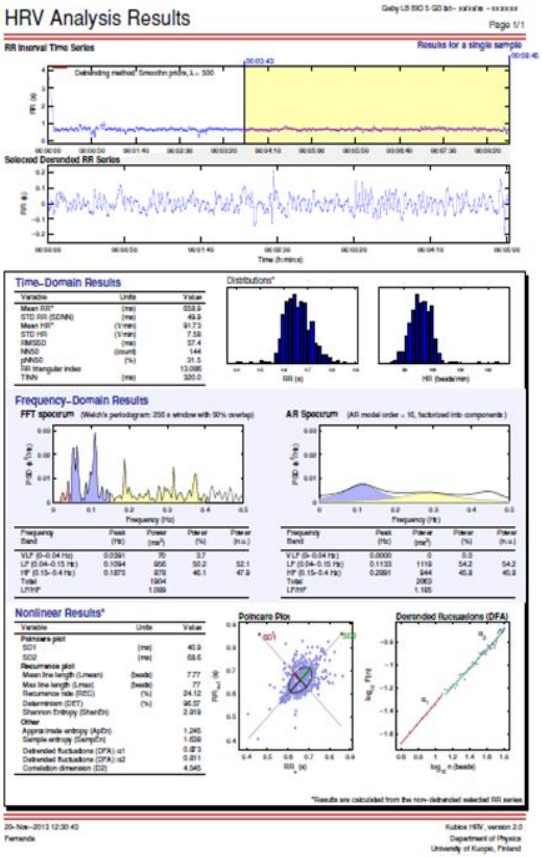
Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Debinding method: Smoothn prior, λ = 500

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

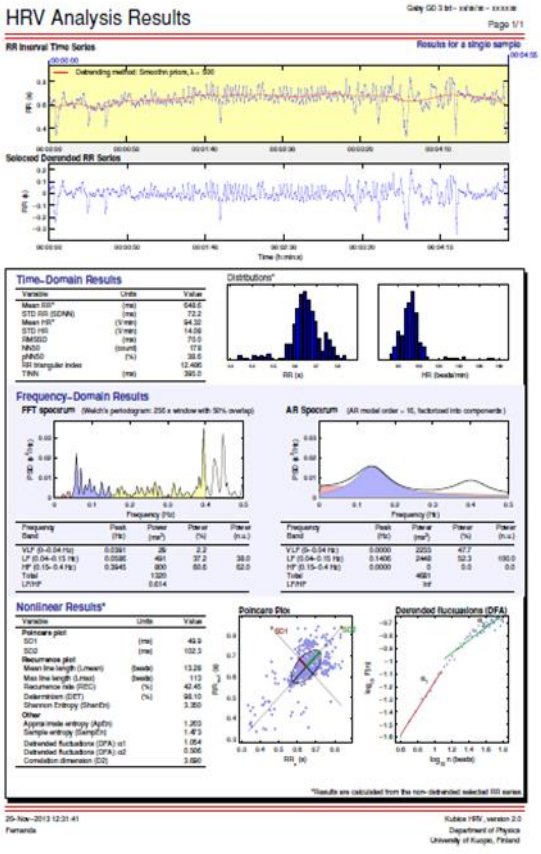
Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Debinding method: Smoothn prior, λ = 500

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

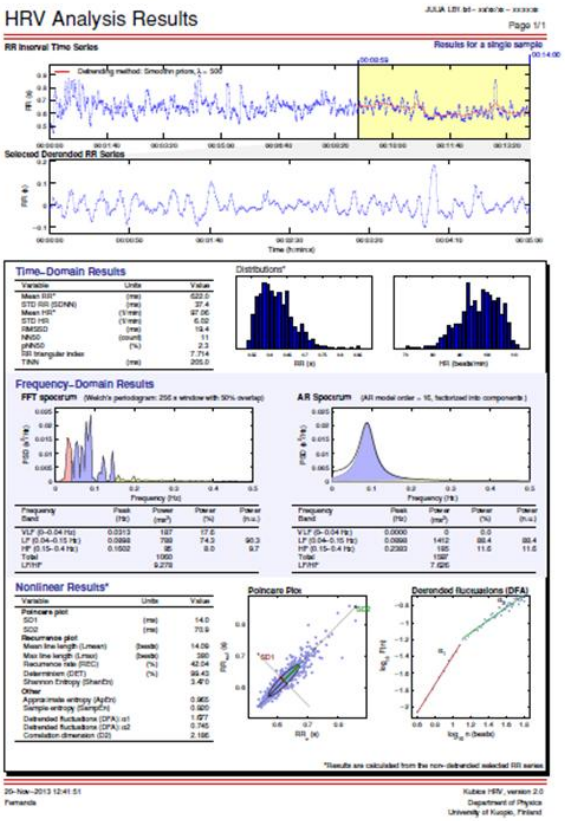
Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series

Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

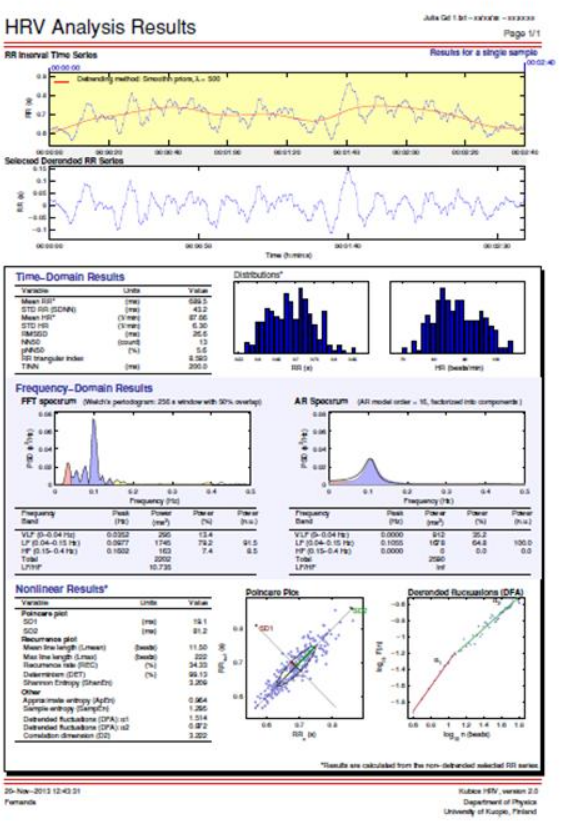
Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series

Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series

Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

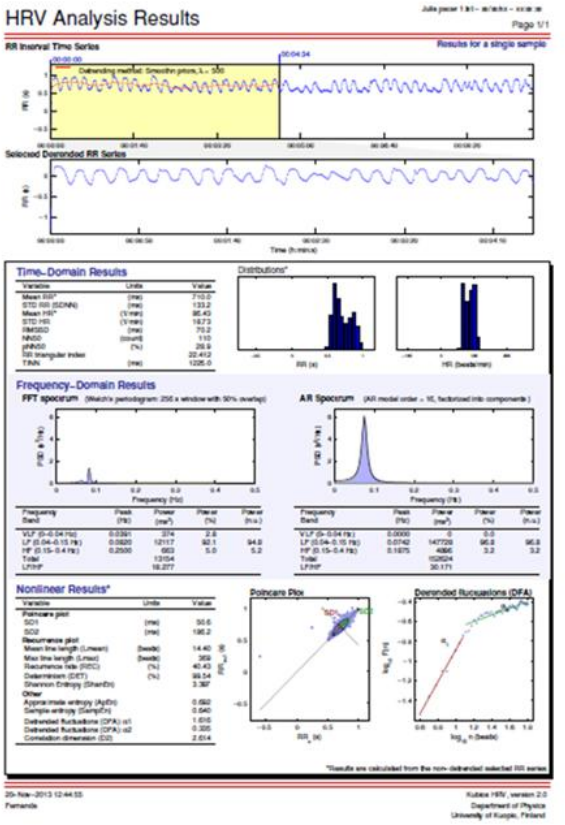
Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series

Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series

Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

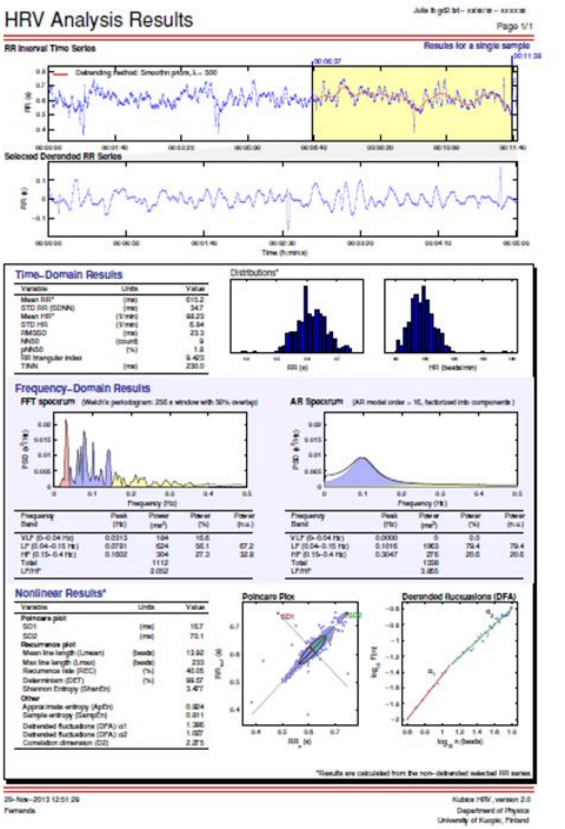
Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series

Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series

Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

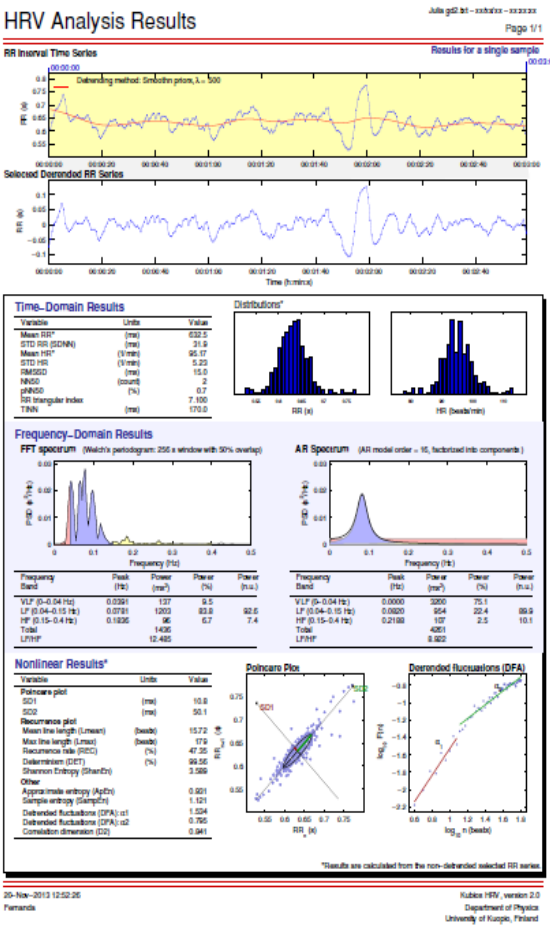
Poincare Plot

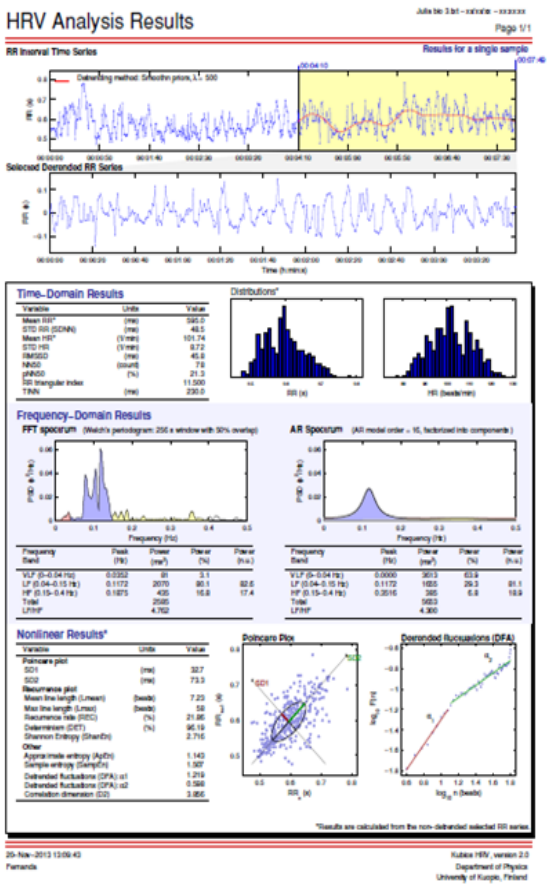
Detrended fluctuations (DFA)

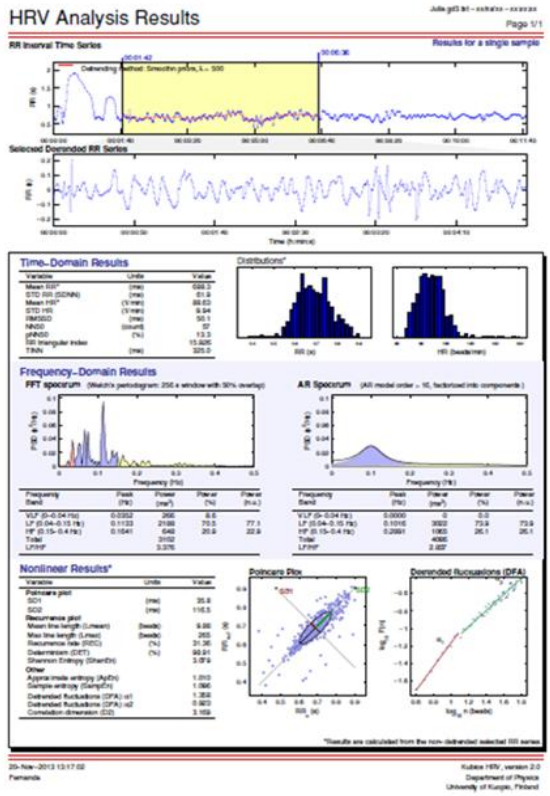
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series

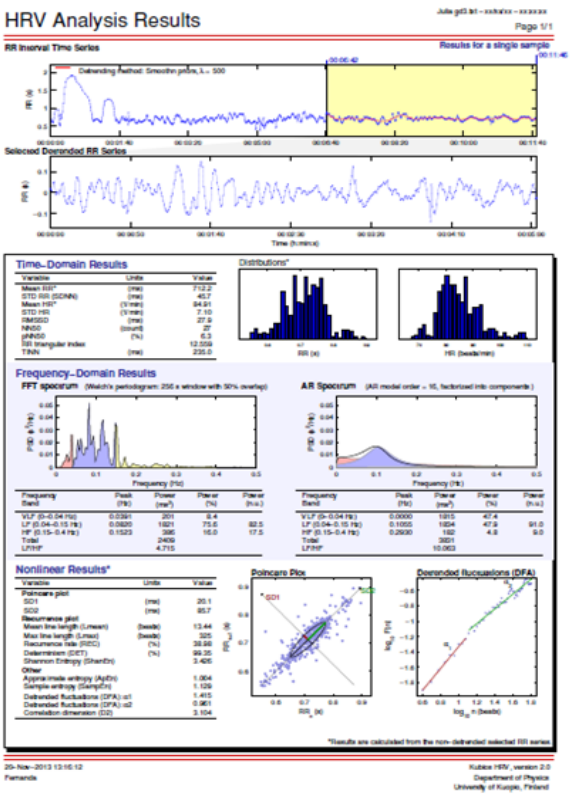
Kubios HRV, version 2.0
Department of Physics
University of Kuopio, Finland

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

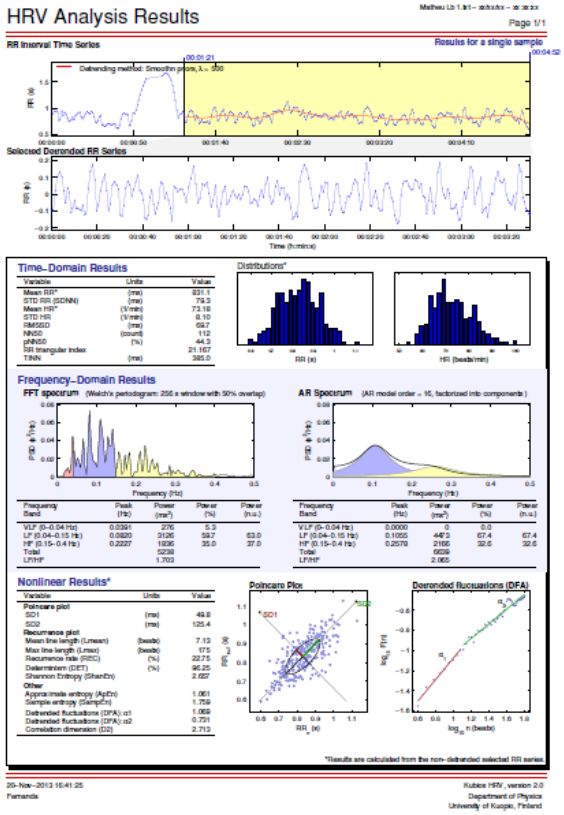



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

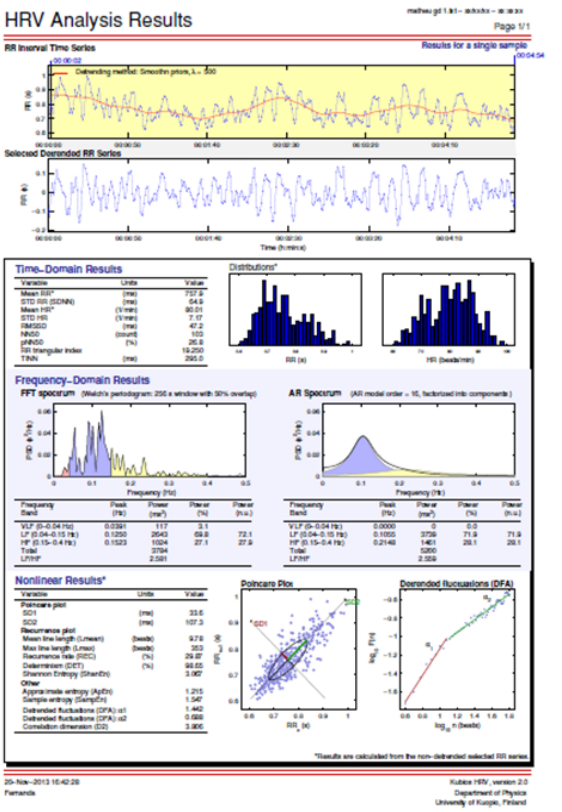
20-Nov-2013 16:41:25

Fernanda

Kubios HRV, version 2.0

Department of Physics

University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

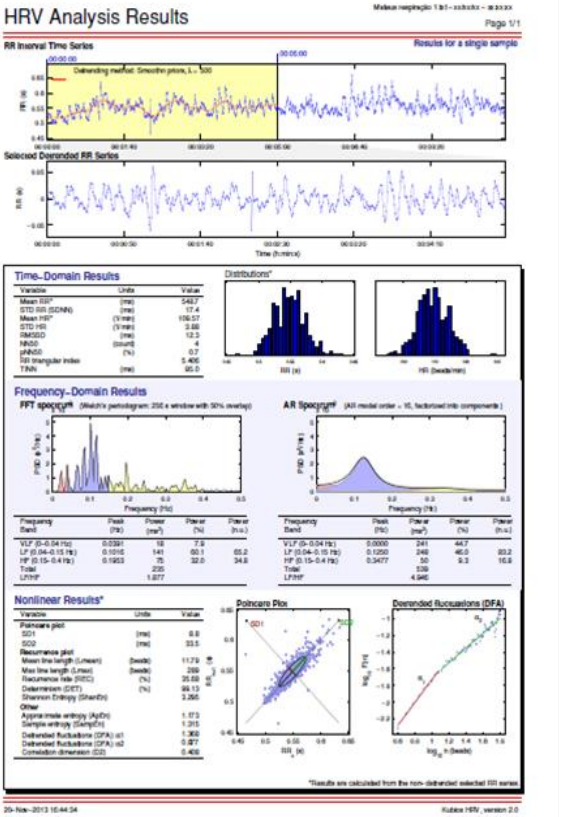
20-Nov-2013 16:42:29

Fernanda

Kubios HRV, version 2.0

Department of Physics

University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

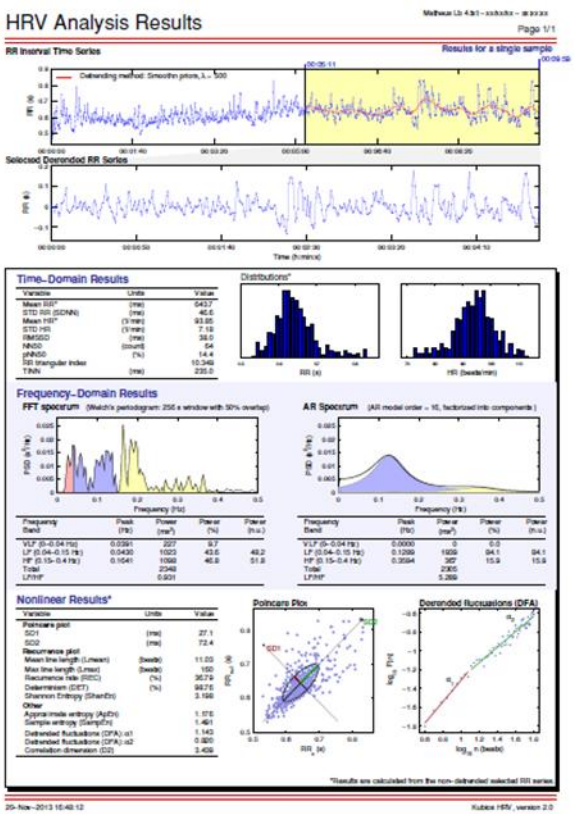
20-Nov-2013 16:44:34

Fernanda

Kubios HRV, version 2.0

Department of Physics

University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

20-Nov-2013 16:48:12

Fernanda

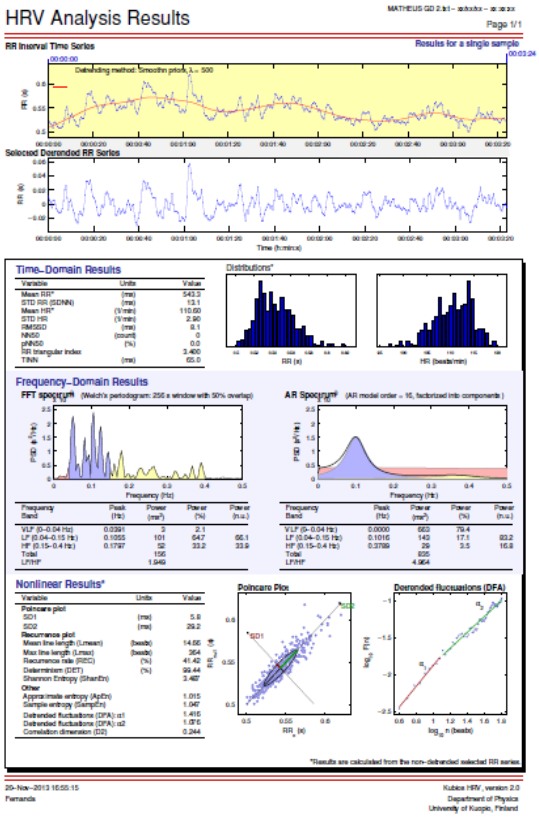
Kubios HRV, version 2.0

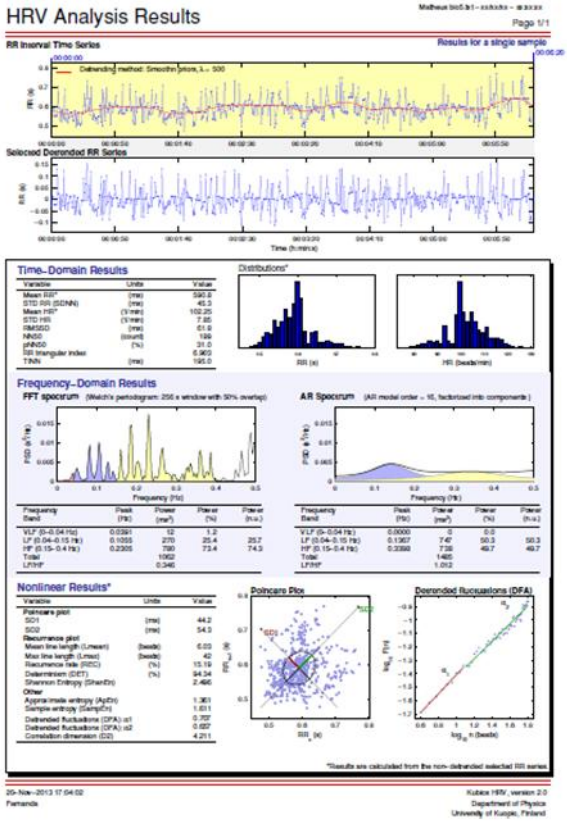
Department of Physics

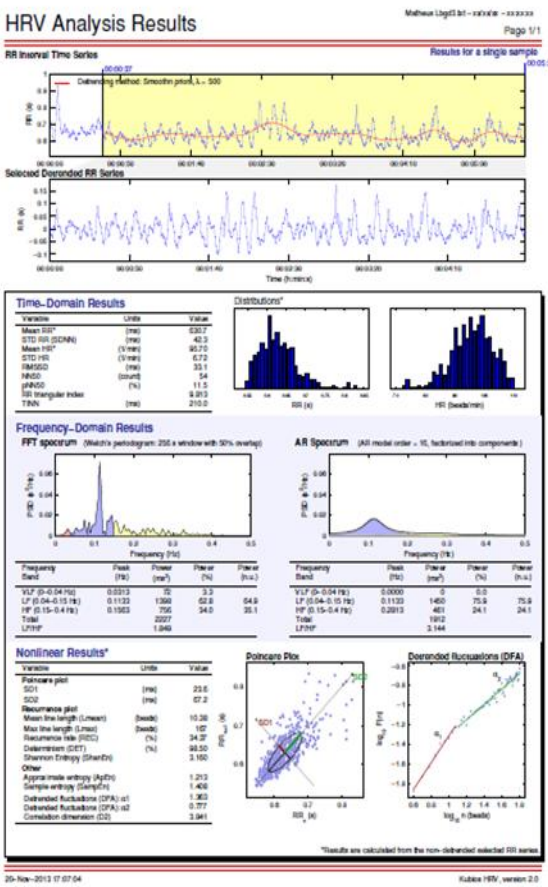
University of Kuopio, Finland

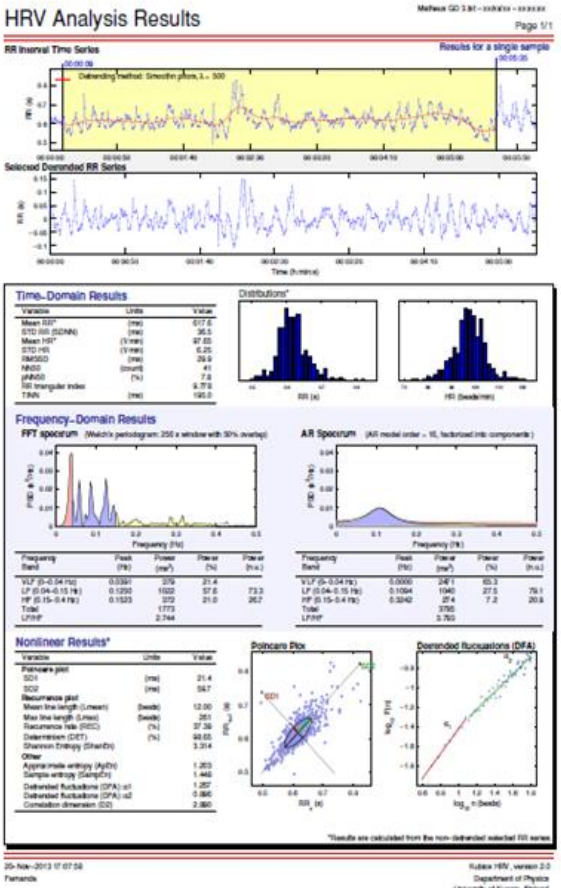
Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

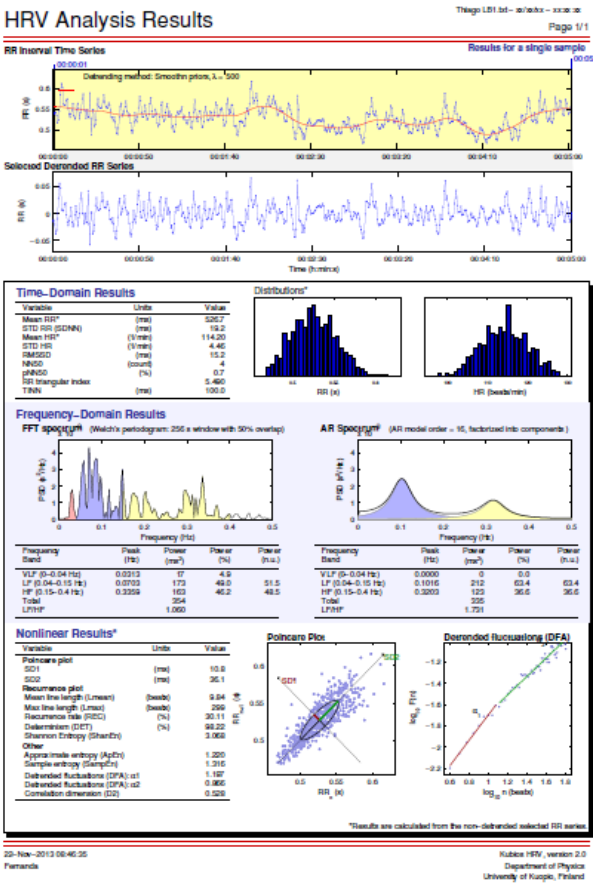


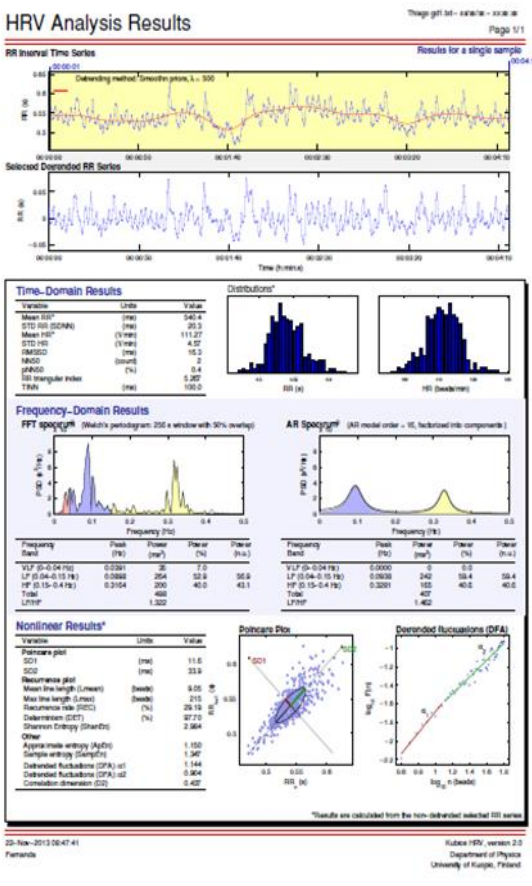



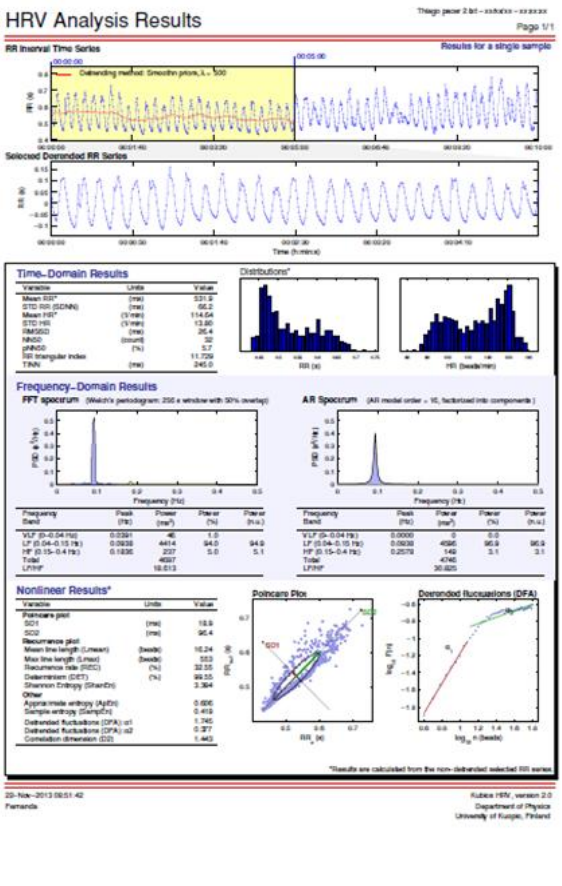



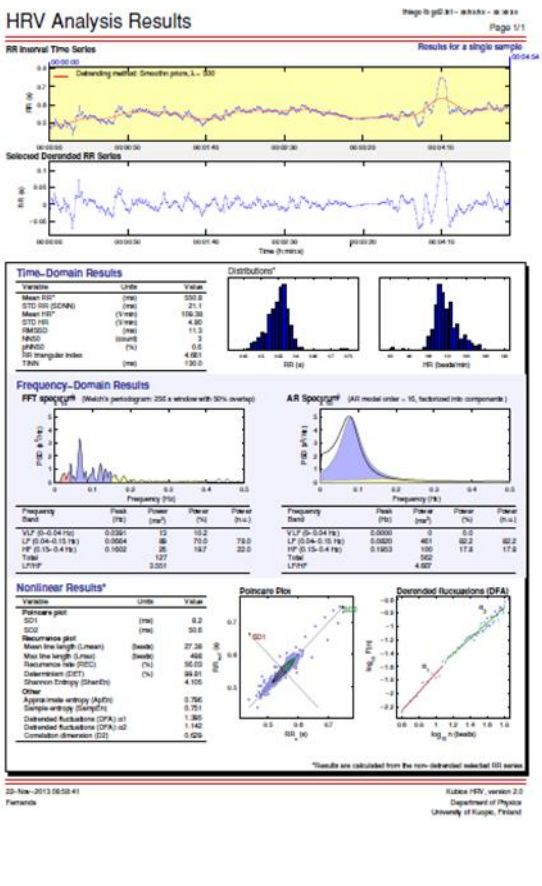




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

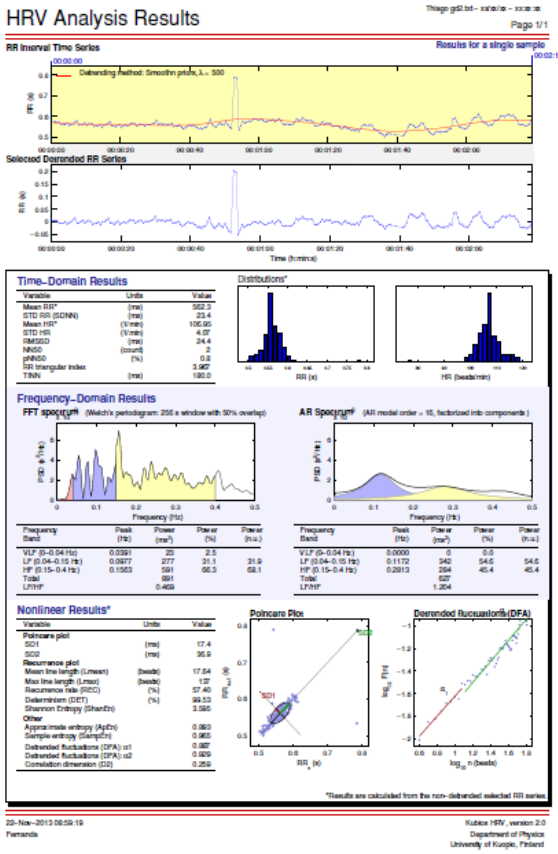


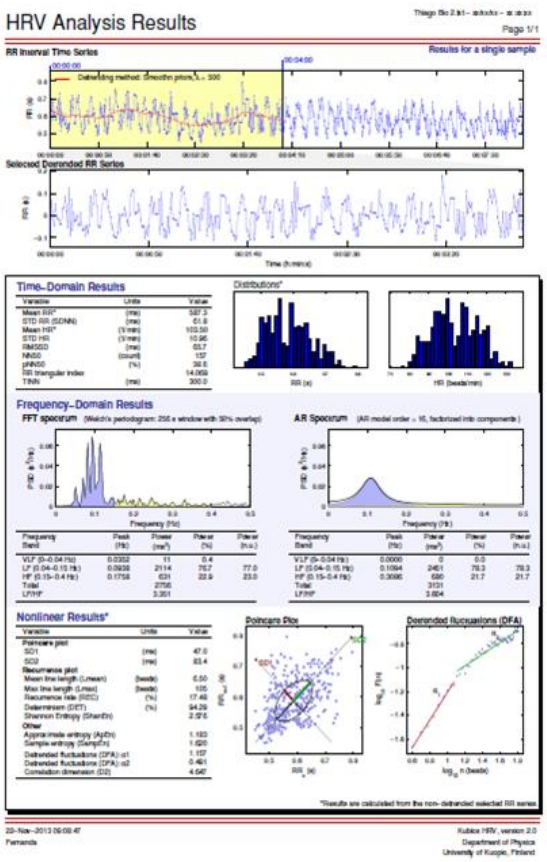



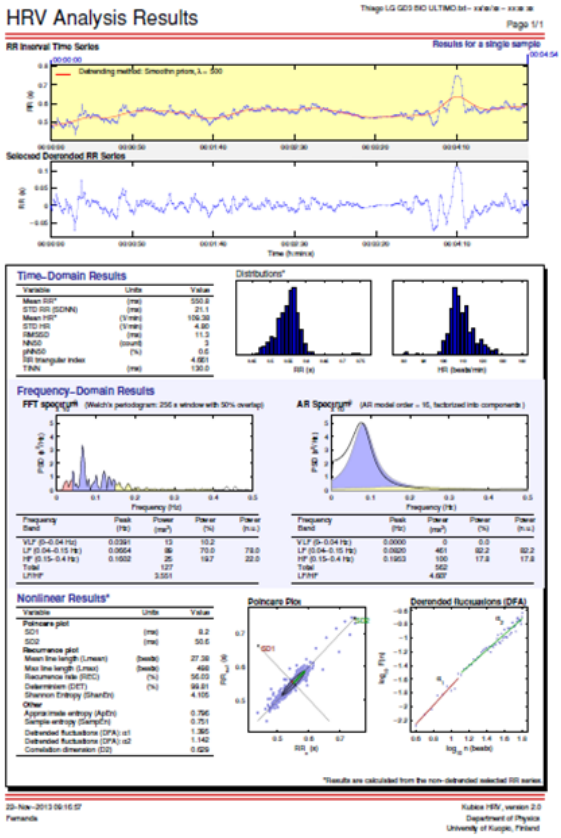



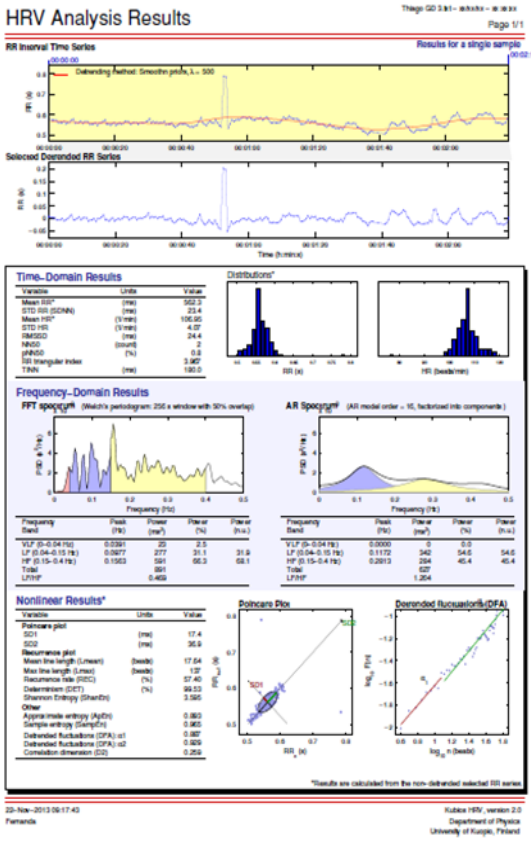




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

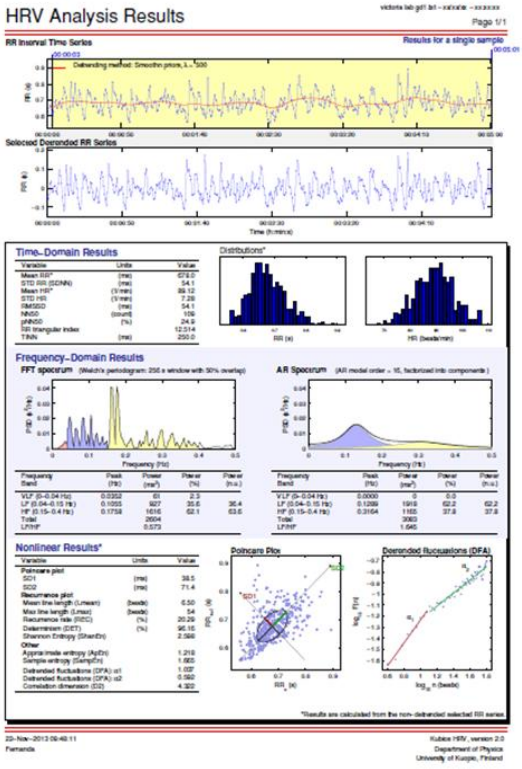


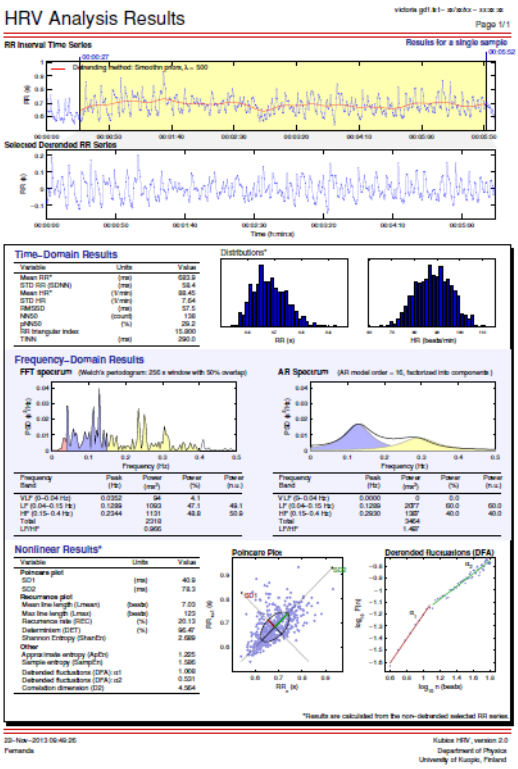



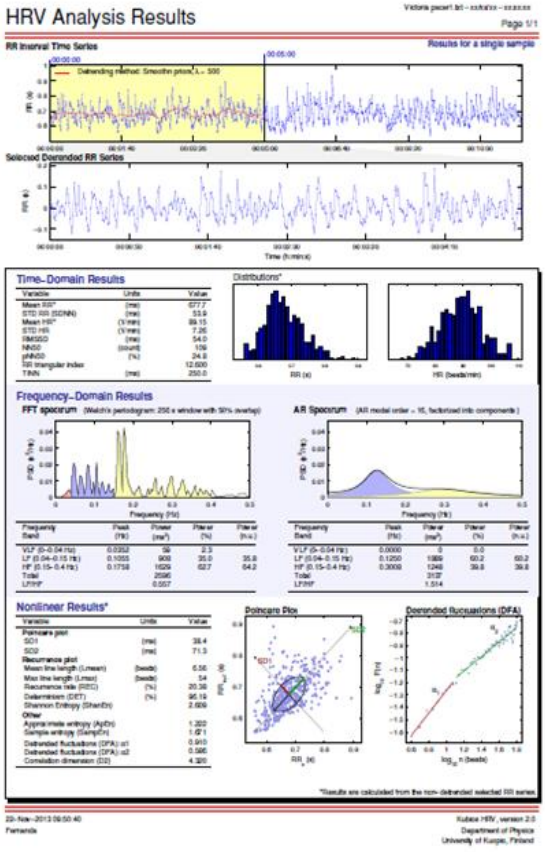



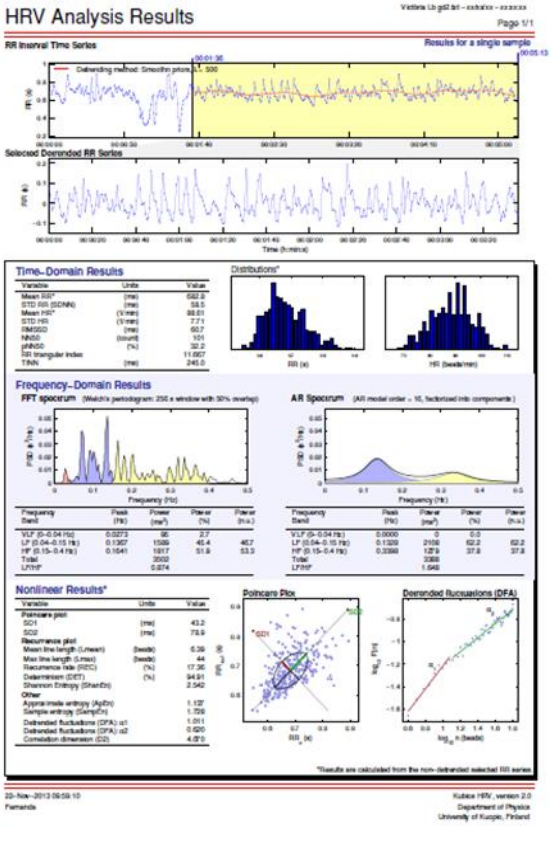




Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

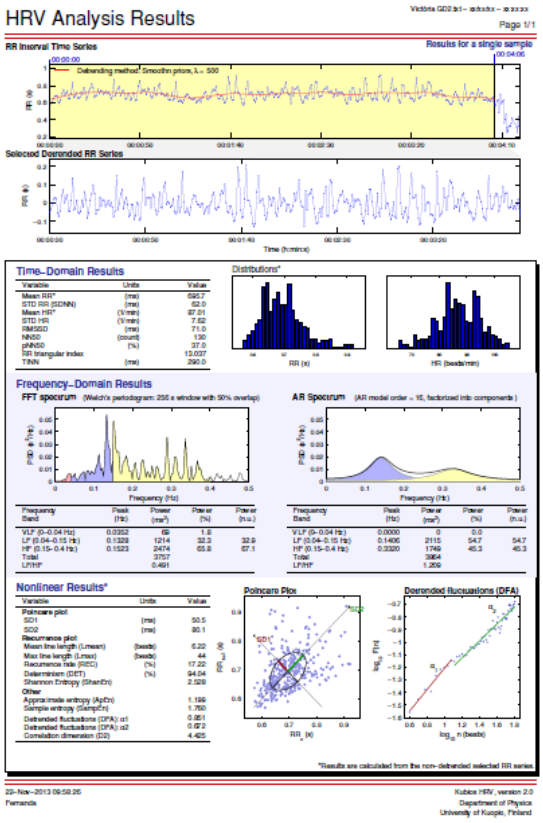



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

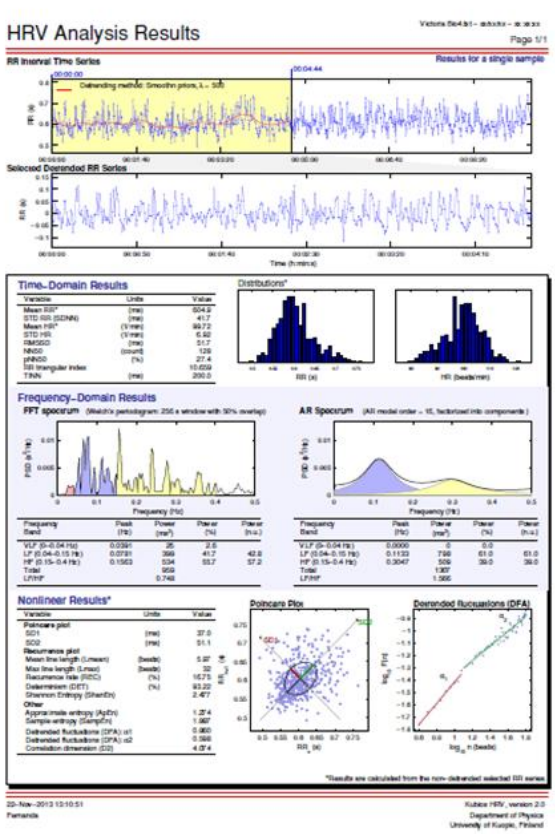
22–Nov–2013 09:58:25

Fernanda

Kubios HRV, version 2.0

Department of Physics

University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

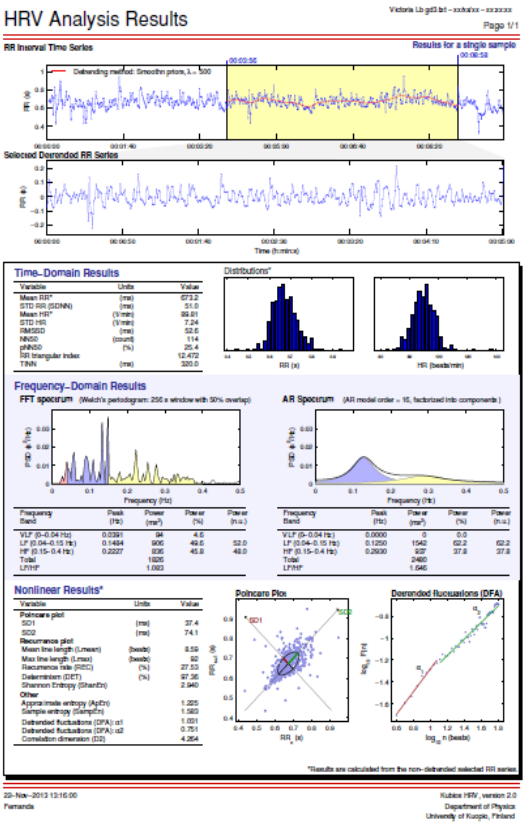
22–Nov–2013 13:10:51

Fernanda

Kubios HRV, version 2.0

Department of Physics

University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

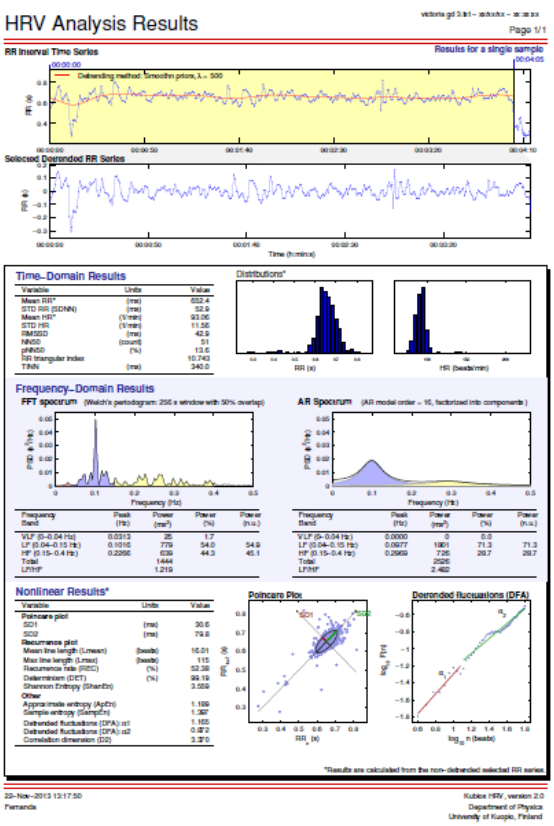
22–Nov–2013 12:16:00

Fernanda

Kubios HRV, version 2.0

Department of Physics

University of Kuopio, Finland


HRV Analysis Results

Page 1/1

RR Interval Time Series — Results for a single sample

Selected Detrended RR Series

Time–Domain Results

Distributions*

Frequency–Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)

AR Spectrum (AR model order = 16, factorized into components)

Nonlinear Results*

Poincare Plot

Detrended fluctuations (DFA)

*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

22–Nov–2013 13:17:50

Fernanda

Kubios HRV, version 2.0

Department of Physics

University of Kuopio, Finland

Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## ProA: Sistema de Monitoramento Neuropsicológico Computadorizado

# MANUAL DE INTERPRETAÇÃO DO RELATÓRIO DO ProA

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

ProA® : Sistema de Monitoramento Neuropsicológico Computadorizado

Manual de interpretação do relatório da bateria ProA, versão junho de 2010

**Índice**

1. Introdução..... 5

**2. Desempenho Geral nas Tarefas ProA**..... 5

**3. Tendências Cognitivas Gerais: Velocidade, Acurácia e Estabilidade**..... 6

**4. Desempenho cognitivo nos níveis de cada tarefa**..... 8

*Atenção Seletiva*

*Memória de Trabalho*

*Habilidade Visuo-Espacial*

*Habilidade Aritmética*

**5. Desempenho por tentativa: análise do processo**..... 16

*Atenção Seletiva*

*Memória de Trabalho*

*Habilidade Visuo-Espacial*

***6. ESTUDO DE CASO***..... 22

7. Referências..... 31

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

**Lista de Gráficos**

Gráfico 1. Escores padronizados do desempenho geral nas quatro tarefas do ProA..... 6

Gráfico 2. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Atenção Seletiva..... 9

Gráfico 3. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Memória de Trabalho..... 11

Gráfico 4. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Visuo-Espacial..... 13

Gráfico 5. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Aritmética..... 15

Gráfico 6. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Atenção Seletiva..... 17

Gráfico 7. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Memória de Trabalho..... 17

Gráfico 8. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Visuo-Espacial. ..... 18

Gráfico 9. Desempenho por tentativa, separados por níveis, da tarefa Visuo-Espacial..... 19

Gráfico 10. Gráfico de acompanhamento longitudinal da bateria ProA..... 20

Gráfico 11. Gráfico de desempenho no nível 3, sob pressão, da bateria ProA..... 21

Gráfico 12. Gráfico de desempenho geral tarefas ProA – estudo de caso..... 22

Gráfico 13. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Atenção Seletiva – estudo de caso..... 23

Gráfico 14. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Memória de Trabalho – estudo de caso..... 24

Gráfico 15. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Visuo-Espacial – estudo de caso..... 25

Gráfico 16. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Aritmética – estudo de caso..... 26

Gráfico 17. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Atenção Seletiva..... 27

Gráfico 18. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Memória de Trabalho – estudo de caso..... 28

Gráfico 19. Desempenho por tentativa no nível 1 da tarefa Memória de Trabalho– estudo de caso..... 28

Gráfico 20. Desempenho por tentativa no nível 2 da tarefa Memória de Trabalho– estudo de caso..... 29



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 21. Desempenho por tentativa no nível 3 da tarefa Memória de Trabalho– estudo de caso.....29

*Gráfico 22. Desempenho por tentativa, separados por níveis, da tarefa Visuo-Espacial* – estudo de caso..... 30

**Lista de Tabelas**

Tabela 1: Tendências Cognitivas Gerais: Velocidade, Acurácia e Estabilidade..... 7

Tabela 2*:* Erros na Memória de Trabalho..... 10

*Tabela 3: Tendências Cognitivas Gerais: Velocidade, Acurácia e Estabilidade*..... 23

Tabela 4*:* Erros na tarefa Memória de Trabalho – estudo de caso..... 24

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 1. Introdução

Nesse manual você encontra informações sobre como interpretar os resultados do relatório de avaliação de desempenho cognitivo da ProA. As instruções estão separadas pelas mesmas sessões apresentadas no modelo online, na mesma ordem. Para tornar a explicação mais didática, serão apresentados os indicadores e seus significados e os respectivos gráficos, ilustrando a aplicabilidade dos resultados.

Após essa etapa, segue uma sessão chamada "Estudo de Caso", onde será apresentado uma situação verídica, contextualizada, seguida pelo desempenho obtido através da bateria ProA. Nesse relato, os dados sobre a identidade do usuário foram omitidos, para preservar sua privacidade. O exemplo exposto deve servir apenas para guiar o leitor na compreensão dos indicadores e conceitos apresentados, pois existem muitas possibilidades e variações específicas do funcionamento cognitivo de cada indivíduo. Por isso, quanto mais aprofundado for o seu conhecimento a respeito do cérebro e cognição, mais interessantes serão as suas análises acerca dos resultados da bateria, bem como as aplicações da mesma na sua prática profissional.

## 2. Desempenho Geral nas Tarefas ProA

Essa sessão tem a função de apresentar uma síntese sobre o desempenho geral do cliente. Os indicadores utilizados como base para essa análises são chamados AETs, que consistem em uma equação que considera: a acurácia (acertos, erros) e a velocidade (tempo de resposta) nas tarefas de atenção e memória de trabalho; o número de acertos e a velocidade na tarefa visuo-espacial; e o número de cliques e a velocidade na tarefa de aritmética. Esses indicadores apresentam, na base normativa, distribuições normais (do ponto de vista estatístico) e, por essa razão, são demonstrados por meio de escores-z.

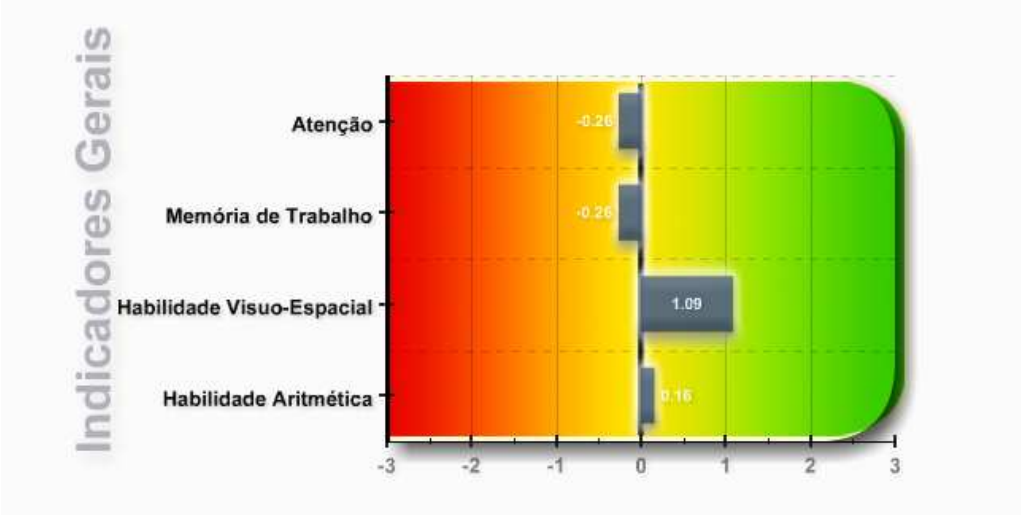
Os valores que você observa no gráfico 1, a seguir, são os escores-z dos AETs obtidos pelo cliente em cada habilidade cognitiva. O escore-z indica quantos desvios-padrão o cliente está acima ou abaixo da média estimada para a população da mesma faixa-etária. Valores entre -1 e +1 são considerados normais. Valores abaixo de -1 requerem atenção especial e



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

abaixo de -2 indicam que há um desvio significativo com a habilidade em questão. Valores acima de +1 indicam que o cliente apresenta alto desempenho cognitivo na habilidade, ainda mais expressivo se for acima de 2. Com essas referências, analise os resultados do gráfico 1.

Gráfico 1. Escores padronizados do desempenho geral nas quatro tarefas do ProA.




Você pode perceber que, nesse caso, o desempenho geral está dentro do esperado em todas as tarefas, mas um pouco acima na tarefa de habilidade visuo-espacial. As habilidades com menores escores, no gráfico apresentado, são a atenção seletiva e a memória de trabalho. No entanto, ambas estão dentro do esperado. A habilidade visuo-espacial está 1.09 desvios-padrão acima da média, o que indica que essa é uma função cognitiva em que o cliente apresenta alto desempenho.

**3. Tendências Cognitivas Gerais: Velocidade, Acurácia e Estabilidade**

Essa parte do relatório está destinada a investigar as tendências cognitivas do seu cliente. Para verificar as tendências, são unificadas as variáveis de velocidade, acurácia e estabilidade das tarefas de atenção e memória. Uma tendência cognitiva significa a forma como o cliente tende a responder a tarefa, por exemplo, é possível que ele responda com alta velocidade, mas erre muito, o que significa certa impulsividade na resposta. Outra



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

possibilidade é responder rápida e corretamente, mas apresentar baixa estabilidade (uma das características mais marcantes de pessoas com esquizofrenia e depressão, por exemplo). É possível também ter respostas lentas, mas estáveis e precisas.

Na tabela a seguir, observe os indicadores de velocidade, acurácia e estabilidade. A **velocidade** indica uma média do quão rápidas são as respostas do cliente. Essa variável é obtida através da média dos tempos de resposta do nível dois nas tarefas de atenção seletiva e memória de trabalho, sendo que o valor resultante utilizado na tabela é baseado no escore-z dessa média. Na tabela apresentada você observa que a velocidade está dentro do normal e que o valor do escore-z encontrado foi 0.5531 (0.5531 acima da média). Todos os valores entre 1 desvio-padrão acima ou abaixo do esperado (a média) são considerados dentro da faixa normal. Ao lado do escore encontrado (entre parênteses), você sempre observará, na mesma célula, a referência para a categoria.

Tabela 1: Tendências Cognitivas Gerais: Velocidade, Acurácia e Estabilidade

| Tendência | Muito abaixo do esperado | Abaixo do esperado | Normal | Acima do esperado | Muito acima do esperado |
|---|---|---|---|---|---|
| Velocidade | | | 0.5531 - (REF.: entre 1 e -1) | | |
| Acurácia | | | | | 0 - (REF.: menor que 1) |
| Estabilidade | | | -0.4170 - (REF.: entre 1 e -1) | | |

A **acurácia** indica o quão corretas foram as respostas. Essa variável é constituída pela soma dos erros na tarefa de atenção seletiva e de memória de trabalho do nível 2 e ter a acurácia muito abaixo da média indica que a pessoa errou bastante nessas tarefas. Como referência para os pontos de corte, utilizou-se os percentis (<5%=prejudicado/ 5%-25%=abaixo do esperado/ 25%-75% normal / 75%-95% acima do esperado / >95% muito acima do esperado). No exemplo apresentado na tabela, o cliente apresentou alta acurácia, o que sugere que ele não tenha cometido erros ou, se os fez, foi em número mínimo, pois a referência para se considerar “muito acima do esperado” é não ter erros, o que pode variar de acordo com a faixa etária.

A **estabilidade** é uma variável que indica o quanto variou a velocidade de resposta entre as tentativas, dada pela média do coeficiente de variação no nível dois das duas tarefas. A referência na tabela é o escore-z calculado, com a média do coeficiente de variação. No



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

exemplo, você observa que a estabilidade está um pouco abaixo da média (-0.4170), mas ainda dentro da faixa esperada. Quando o escore de variabilidade fica abaixo do esperado ou prejudicado significa que a velocidade de resposta não teve um padrão e variou muito durante a realização da tarefa. Ou seja, teve momentos em que a pessoa respondeu muito rápido e outros em que respondeu muito devagar. A estabilidade de resposta está inversamente relacionada com falhas sinápticas, sendo observado que quanto menor a estabilidade na resposta, maior a possibilidade da presença dessas falhas. Elas são especialmente presentes em pessoas com dependência química, esquizofrenia e depressão.

**4. Desempenho cognitivo nos níveis de cada tarefa**

Essa parte do relatório tem a função de descrever o desempenho do cliente em cada nível de cada tarefa, a fim de permitir uma análise mais aprofundada de cada etapa por ele realizada. Todas as tarefas têm como característica a presença de três níveis com funções distintas que permitem uma análise mais aprofundada dos processos cognitivos do cliente. O primeiro nível tem a função de treinar para a tarefa (exceto na tarefa de atenção seletiva, onde ele serve como linha de base da velocidade de resposta sem interferência). O segundo nível é o principal para mensuração da habilidade em si e funciona como medida referência para a obtenção da maioria dos indicadores gerais do relatório. O nível três tem como objetivo a análise do quanto a pressão do tempo afetou o desempenho na tarefa. No caso, a bomba funciona como um marcador de tempo, limitando o período para execução da tarefa, acompanhada do marcador sonoro, o que leva algumas pessoas a sentirem necessidade de terminar o nível mais rápido. Essa é a arquitetura geral do ProA, e isso sempre deve ser levado em consideração quando se trata da interpretação dos resultados por tarefa e por nível.

*Atenção Seletiva*

O gráfico da atenção seletiva demonstra os escores padronizados (escores-z) de quatro medidas principais nos três níveis do jogo: desempenho geral (escore-z dos AETs), coeficiente de variação (escore-z dos CVs), tempo de resposta (escores-z dos TMs), efeito stroop (escore-z dos ES resultante da subtração do tempo de resposta 1 do tempo de resposta 2). Destaca-se



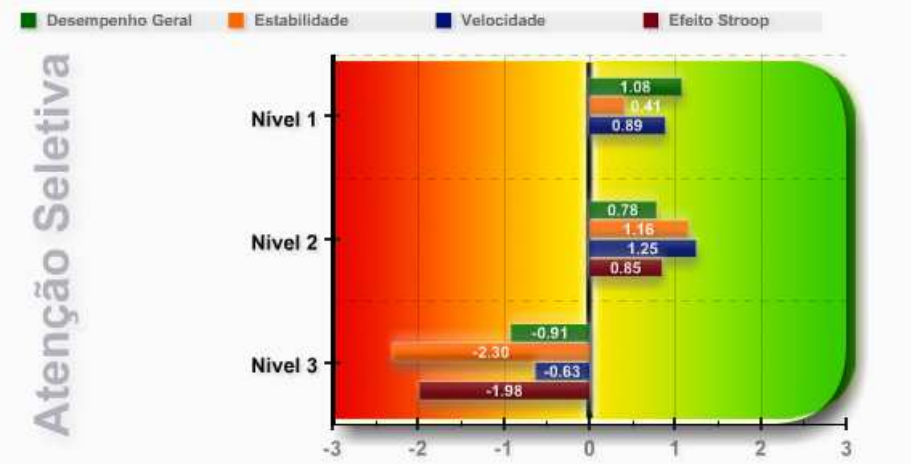
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

que, com o objetivo de facilitar a interpretação dos escores, os sinais dos escores-z das variáveis CV, TM e ES foram invertidos e por isso, foram renomeados, a fim de que os valores positivos sempre representem atribuições diretamente relacionadas com a habilidade. Por exemplo, na variável tempo de resposta (TM), quanto menor o valor, mais rápida a resposta e vice-versa, sendo assim, quanto maior o tempo menor a velocidade. Por essa razão, optou-se por inverter o valor do escore-z e denominar a variável como "velocidade" e não "tempo de resposta". O mesmo foi feito com a variável estabilidade e efeito stroop, de forma que elas podem ser interpretadas diretamente, sem que você tenha que inverter os sinais! Desse modo, nos gráficos elas são denominadas desempenho geral (escore-z dos AETs), estabilidade (escore-z dos CVs invertido), velocidade (escores-z dos TMs invertido) e efeito stroop (escore-z dos ES resultante da subtração do tempo de resposta 1 do tempo de resposta 2 invertido).

Lembre-se que no jogo de atenção seletiva, o nível 1 serve para ver a velocidade de resposta, de nomeação da cor que aparece no retângulo, sendo que apenas o nível 2 serve como medida de atenção seletiva. No entanto, é importante analisar o nível 1 a fim de verificar a velocidade de resposta, bem como a estabilidade das respostas, que é um dos indicadores mais úteis dessa tarefa.

No gráfico a seguir você observa um exemplo de resultado na tarefa de atenção seletiva. Antes de ler o parágrafo seguinte, observe o gráfico e tente identificar o que você entendeu sobre o desempenho dessa pessoa.

Gráfico 2. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Atenção Seletiva.






Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Os resultados no gráfico indicam que, no nível 1 (o primeiro, de cima para baixo), o desempenho em todos os indicadores está entre zero e um desvio-padrão acima da média, o que sugere que a atenção seletiva está dentro do esperado para a faixa etária. Lembre-se que o nível 1 tem o objetivo de testar simplesmente a velocidade da resposta e erros na tarefa de identificar a cor, e não a atenção seletiva em si. No nível 2 se observa a presença do efeito stroop, que representa o quanto a palavra escrita interferiu na velocidade de resposta, de forma que quanto menor o efeito stroop, melhor a atenção seletiva (nesse caso, melhor a pessoa conseguiu "filtrar" a interferência da palavra). Observe que, nesse caso, o efeito stroop ficou dentro do esperado, 0.85 desvios-padrão acima da média. As respostas foram bastante estáveis e rápidas (estabilidade e velocidade acima de 1 desvio-padrão acima da média).

Já no nível 3, observa-se uma queda no desempenho, especialmente na estabilidade e no efeito stroop, o que sugere uma interferência maior da pressão na atenção seletiva dessa pessoa (lembre-se, é preciso sempre certificar-se do ambiente de aplicação do ProA, a fim de evitar conclusões equivocadas sobre as razões de alteração no desempenho cognitivo). Considerando que essa bateria foi aplicada em ambiente silencioso, monitorado por um profissional, e sem interferências de outros tipos, pode-se sugerir que essa pessoa tem seu desempenho na atenção negativamente afetado pela pressão, o que pode prejudicá-la em situações cotidianas nas quais ela sinta pressionada.

*Memória de Trabalho*

Na tarefa de memória de trabalho, existem dois elementos centrais de análise: um gráfico e uma tabela. Isso foi necessário porque, apesar do número de erros na memória de trabalho sozinho ser um bom indicador da habilidade em si, ele não apresenta distribuição normal. Então, os pontos de corte tiveram que ser definidos com base nos percentis e não nos escores-z, o que obrigou a apresentação separada dessa variável.

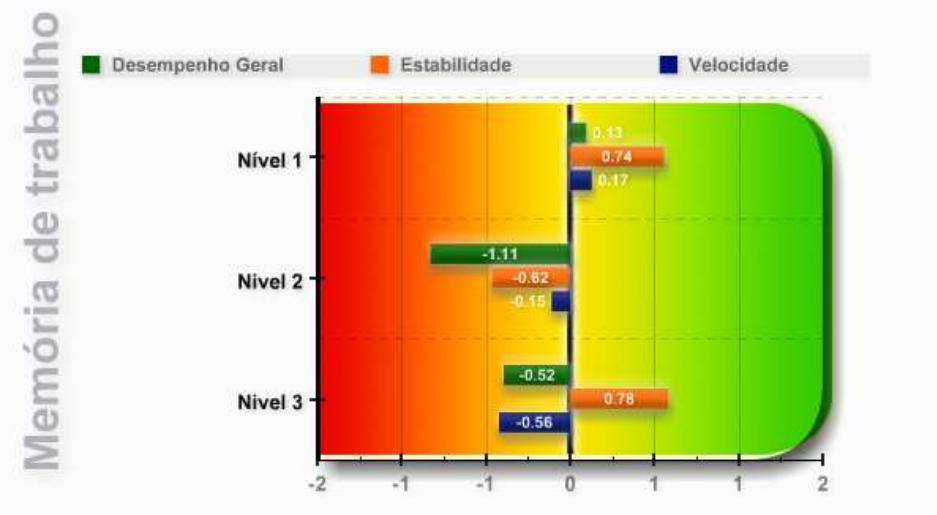
O gráfico da memória de trabalho foi estruturado da mesma forma que o de atenção seletiva, invertendo-se os sinais das variáveis tempo e coeficiente de variação a fim de facilitar a interpretação dos resultados. São apresentados no gráfico os escores padronizados (escores-z) de três medidas principais nos três níveis do jogo, incluindo: desempenho geral (escore-z dos AETs), estabilidade (escore-z dos CVs invertidos) e velocidade (escores-z dos TMs



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

invertidos). Observe o gráfico a seguir e veja se você consegue identificar o desempenho desse sujeito. Lembre-se que no nível 1 existem 3 elementos a serem memorizados e nos níveis 2 e 3 são quatro elementos. A memória de trabalho é visuo-espacial, pois se trata de lembrar os locais dos elementos sem necessariamente memorizar detalhes de cada um individualmente. Quanto mais a pessoa conseguir memorizar a organização como um todo, sem se fixar em cada elemento, melhor o seu desempenho.

Gráfico 3. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Memória de Trabalho.




Ao analisar o gráfico acima, você pode observar que no nível 1 o desempenho foi normal, um pouco acima da média, mas dentro do esperado (menos de 1 desvio padrão acima ou abaixo da média). No entanto, no nível 2, observa-se que o desempenho geral cai para -1.11 desvios-padrão, o que indica uma queda significativa quando o nível de dificuldade aumentou. Houve também uma queda nos outros indicadores, não tão significativa quanto o desempenho geral. No nível 3 o desempenho melhorou um pouco e a estabilidade melhorou bastante, o que indica que a pressão exerceu efeito positivo sobre a performance.

Além dos valores do gráfico, é necessário conferir a tabela de erros, isso porque muitas vezes a pessoa erra muito na memória de trabalho, mas compensa com respostas rápidas e estáveis, a ponto de fazer com que o indicador "desempenho geral" não seja tão afetado pelo seu alto número de erros. A tabela de erros descrita a seguir, apresenta o número absoluto de erros em cada nível do jogo, bem como uma classificação do significado ("Status") do número



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

de erros obtido a partir das referências da sua faixa etária (“Referência”). A seguir, observe um exemplo de tabela de erros na memória de trabalho e tente interpretar o resultado. Lembre-se que essa tabela pertence à mesma pessoa do gráfico de memória de trabalho descrito anteriormente:

Tabela 2: Erros na Memória de Trabalho

| | Erros | Status | Referência |
|---|---|---|---|
| Nível 1: | 1 erros | Bom | entre 1 e 0 |
| Nível 2: | 5 erros | Prejudicado | mais que 2 |
| Nível 3: | 3 erros | Regular | entre 3 e 1 |

Os resultados indicaram que essa pessoa demonstrou um desempenho prejudicado na memória de trabalho no nível dois, pois ela cometeu 5 erros no nível dois (acima de 2 erros na faixa etária desse sujeito considera-se “prejudicado”). No nível 3, ocorreram três erros, o que é considerado regular nesse nível, de acordo com as referências para a faixa etária. Esse resultado indica que a memória de trabalho desse cliente merece atenção especial, e que a dificuldade está mais relacionada aos aspectos visuo-espaciais da tarefa, pois ela não teve dificuldade no nível 1, quando haviam apenas 3 itens, mas teve muita dificuldade no nível dois, quando o número de itens subiu para quatro. Isso acontece porque quando precisamos lembrar a posição de muitos itens, a forma mais eficaz é lembrar a organização geral dos itens no espaço (todos juntos) e não da posição de cada item individualmente (um item por vez). Dessa forma, quando o sujeito precisa lembrar os quatro itens e não mais três, o seu desempenho cai muito, pois ele fica tentando gravar cada um dos elementos e não a sua posição relativa no espaço, por essa razão, o tempo acaba não sendo suficiente. A partir dessa tarefa da ProA, não se pode inferir nada sobre a capacidade de memória de trabalho para detalhes.

*Habilidade Visuo-Espacial*

O gráfico referente à habilidade visuo-espacial (tarefa de rotação mental) demonstra o desempenho na tarefa por meio de três indicadores principais: velocidade (escore-z do tempo

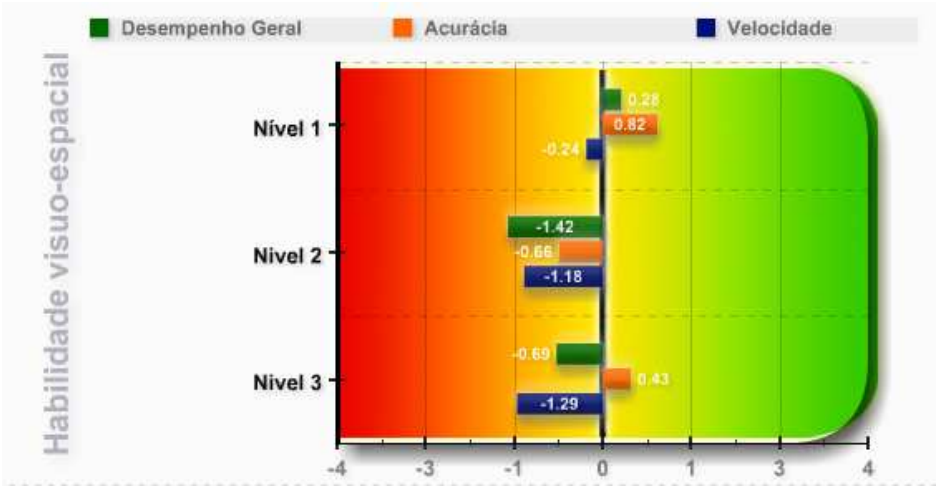


Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

de resposta TM invertido), acurácia (escore-z do número de acertos NA) e desempenho geral (escore-z AETs). A variável AET é calculada a partir do número de erros e tempo de resposta (para mais informações específicas dos cálculos das variáveis, consulte as tabelas no arquivo que descreve as propriedades psicométricas do ProA). A velocidade é o inverso do tempo de resposta, sendo que só as tentativas corretamente respondidas são consideradas nessa análise (se o cliente tiver errado todas, esse resultado não ficará disponível). A acurácia é o número de acertos, ou seja, quanto maior o número de acertos dos sujeitos na tarefa, melhor a habilidade de rodar mentalmente os objetos apresentados.

Lembre-se que todas as variáveis analisadas são apresentadas com seus respectivos escores-z, que indicam quantos desvios-padrão a pessoa está acima ou abaixo da média para pessoas da sua idade. Observe que o esperado está entre -1 e +1, e que poucos casos têm valores que ultrapassem -2 e +2. Lembre-se também que no nível 1, a rotação dos cubos é feita em graus pequenos, de 45° a 90° e 275° a 315°, o que exige uma habilidade visuo-espacial menor do que em relação aos níveis 2 e 3, nos quais a rotação é entre 135° e 180°. Por essa razão, da mesma forma que na memória de trabalho, é importante comparar os resultados dos níveis 1 e 2 para conhecer o quanto o grau de dificuldade da tarefa afetou o desempenho do cliente. No exemplo a seguir, você pode observar o desempenho de um sujeito na tarefa de habilidade visuo-espacial. Procure analisar conforme as orientações anteriores.

Gráfico 4. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Visuo-Espacial.






Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Observe que no nível 1 o desempenho do sujeito foi dentro do esperado, menos de 1 desvio-padrão acima ou abaixo da média, tendo inclusive uma acurácia 0.82 desvios-padrão acima da média. No entanto, no nível 2 o desempenho caiu bastante, tanto na variável desempenho geral quanto na velocidade. A acurácia que estava positiva no nível um, passou a ficar -0.66 desvios-padrão abaixo da média. Isso indica que a habilidade de rodar mentalmente objetos é uma dificuldade desse cliente, pois quando aumentou a necessidade de rotação mental, diminui o desempenho na tarefa. No nível três houve uma pequena melhora no desempenho, especialmente em relação à acurácia, mas a velocidade continuou baixa (piorando um pouco) e o desempenho geral melhorou um pouco. Nesse caso, a pressão exerceu um efeito positivo no desempenho, pois a pessoa acertou mais e, portanto, as respostas ficaram mais acuradas, provavelmente porque ao reduzir a velocidade, o cliente conseguiu acertar mais.

*Habilidade Aritmética*

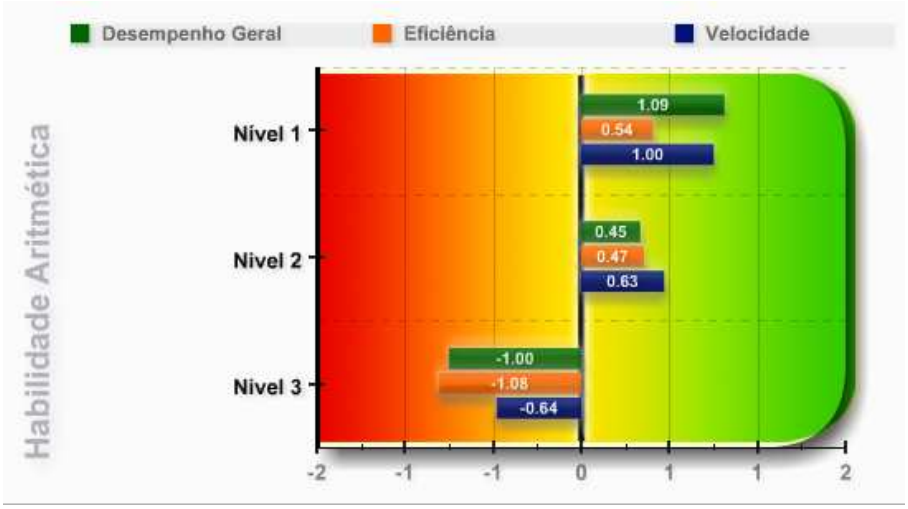
O gráfico de habilidade aritmética demonstra o desempenho do sujeito por meio de três indicadores principais: eficiência (escore-z do número de cliques – CL invertido), velocidade (escore-z do TM invertido) e desempenho geral (escore-z do AET). No jogo, quanto menos cliques o sujeito realizar para chegar ao resultado, mais eficiente a sua resposta. O número de cliques é também a base para determinar o nível de dificuldade da tentativa. No nível 1, todos os cálculos são possíveis de realizar com apenas uma operação, que constitui 4 cliques, pois o primeiro clique é o primeiro número, o segundo é a operação ( + ou –), o terceiro clique é o segundo número e o último clique é o sinal de igual (para dar a resposta). Por exemplo: para chegar em 7 com os números 9, 2 e 1, ela pode fazer 9 – 2 = 7, mas também poderia fazer 2+2+2+1=7. A primeira opção é claramente a mais eficiente e também a que tem o menor número de cliques (4 cliques na primeira contra 8 na segunda). Dessa forma, quanto menos cliques a pessoa fizer, mais eficiente a sua resposta. A velocidade é simplesmente o tempo que a pessoa demora em responder e, conseqüentemente, quanto mais tempo ela tiver que pensar para resolver, menor sua habilidade aritmética. O desempenho geral é uma equação que considera o número de cliques e a velocidade da resposta, procurando equilibrar as duas características para mensurar de forma geral a habilidade aritmética.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Lembre-se que a diferença na dificuldade entre os níveis 1, 2 e 3 é o número de operações requeridas para chegar ao resultado. Todas as tentativas do nível um são solucionáveis com uma operação (ou uma soma ou subtração), enquanto todas as tentativas dos níveis 2 e 3 são solucionáveis com 2 operações (porém a pessoa pode resolver com quantas forem necessárias, mas sempre existe uma solução de duas operações em todas as tentativas). Com base nessas explicações, procure interpretar os resultados de um cliente no exemplo a seguir.

Gráfico 5. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Aritmética.




Como você deve ter analisado, o desempenho do cliente no nível 1 foi normal, acima da média na velocidade e no desempenho geral. Quando a dificuldade aumentou, no nível 2, o desempenho do cliente caiu um pouco, mas ainda pode ser considerado dentro do normal. No entanto, quando houve a pressão, o desempenho aritmético caiu bastante, para próximo de 1 desvio-padrão abaixo da média em todos os indicadores, o que indica que a pressão provocou uma queda no desempenho dessa habilidade. Alguns estudos (Chen & Lin, 2009) indicam que a ansiedade provoca maiores quedas no desempenho de habilidades que não temos uma boa auto-eficácia Provavelmente, o cliente do exemplo ficou ansioso com a avaliação dessa habilidade em si, pois o seu desempenho estava dentro do esperado nos níveis 1 e 2 e ficou mais de um desvio-padrão abaixo da média no nível 3, nos indicadores de desempenho geral e eficiência.



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

## 5. Desempenho por tentativa: análise do processo

Nessa parte do relatório você pode analisar com profundidade como foi o desempenho do seu cliente ao longo das tentativas de cada tarefa, em cada nível. Essa análise, denominada "análise do processo", permite investigar a fundo como foi realizada cada tarefa, em que momentos foram cometidos erros, a variabilidade das tentativas, bem como processos de aprendizagem das próprias tarefas (observados por meio de curvas de aprendizagem). A seguir, consta uma explicação de cada gráfico. Por exemplo, pessoas que apresentam erros muito concentrados no início dos níveis podem estar tendo dificuldades para aprender a tarefa, e dessa forma, o seu desempenho na habilidade em si fica prejudicado. Outras pessoas podem estar cansadas ou fadigar facilmente, o que vai fazer com que os erros sejam cometidos mais para o final dos níveis ou das tarefas. Erros concentrados no nível 3 podem indicar problemas para lidar com a pressão, enquanto que erros distribuídos ao longo dos níveis podem indicar problemas com a habilidade específica mensurada.

*Atenção Seletiva*

Nesse gráfico, na horizontal (eixo x) consta o número da tentativa (na seqüência), e na vertical (eixo y) o tempo de resposta da mesma. As tentativas que foram respondidas incorretamente estão marcadas no gráfico ("Errou"). Os níveis um, dois e três são representados com diferentes cores, conforme está explicado na legenda. No sistema online, ao clicar no nome do nível na legenda, ele desaparecerá do gráfico. Isso serve para que você possa isolar o nível e analisar um por vez, ou analisar os três juntos.

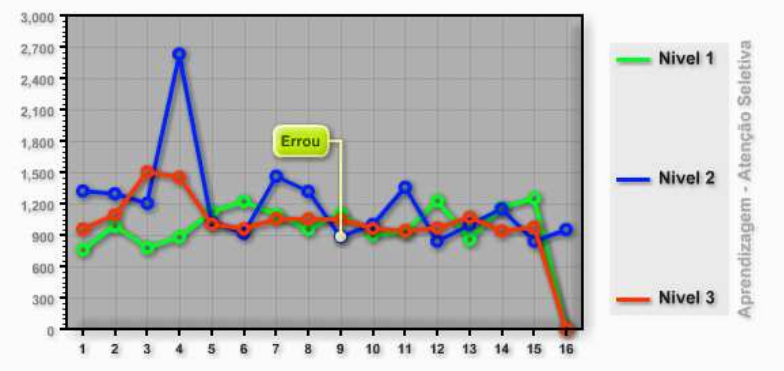
Nesse gráfico é possível visualizar os três níveis juntos, mas você poderia selecioná-los interativamente caso estivesse analisando esse relatório na sua conta online. No modelo apresentado, mesmo com todos os gráficos na mesma figura, é possível observar que no primeiro nível (resposta simples – em verde), as respostas são relativamente estáveis após a sexta tentativa. No nível 2 (efeito *stroop* – em azul), as respostas oscilam mais, e tem a presença de um erro na nona tentativa. No nível 3 (pressão – em vermelho) as respostas foram estabilizadas, possivelmente pela adaptação ao estímulo, proporcionada pela prática repetida



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

da tarefa. Observe que no nível 1 e no 3 a tentativa 16 tem como valor zero, isso ocorre porque no nível 2 houve uma tentativa a mais, por causa do erro, dessa forma, a tentativa 16 não existe nos outros níveis e por isso não deve ser interpretada.

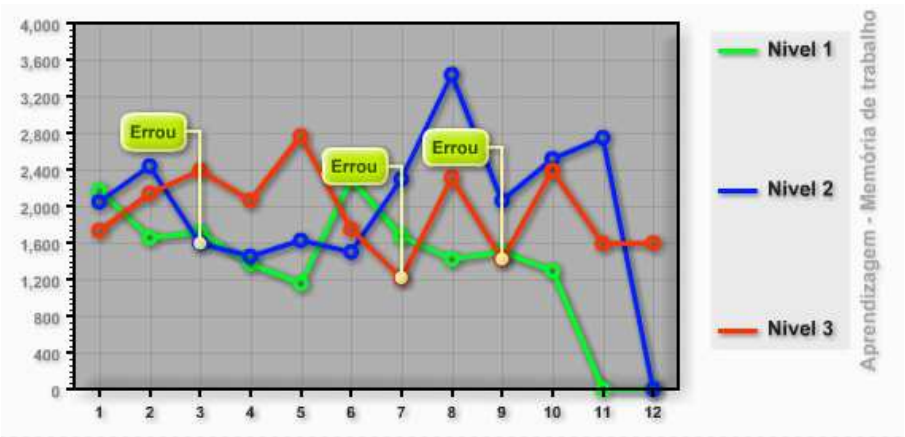
Gráfico 6. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Atenção Seletiva.




*Memória de Trabalho*

No gráfico de memória de trabalho, por tentativa, você vê a mesma organização e variáveis do jogo anterior, de atenção seletiva, ou seja, velocidade de cada tentativa e os erros, nos três níveis. Observe atentamente o exemplo a seguir e procure identificar os processos cognitivos vivenciados pelo cliente ao longo da bateria.

Gráfico 7. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Memória de Trabalho.





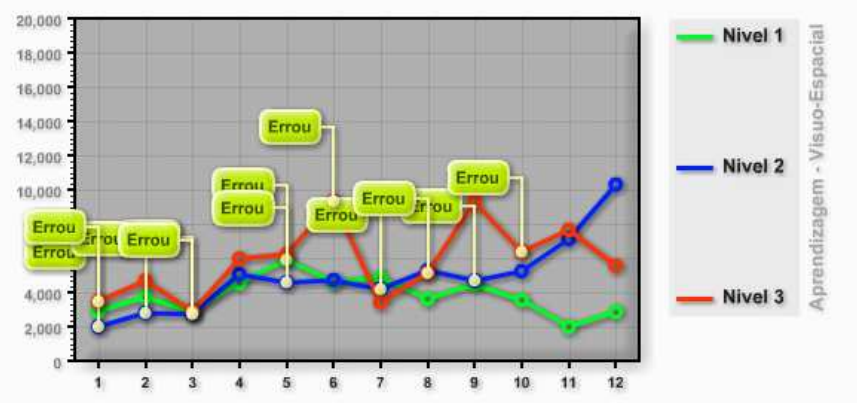

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Como você pode observar, o cliente cometeu três erros ao longo da bateria, sendo que destes, 1 foi no nível 2 (azul, tentativa 3) e dois foram no nível 3 (vermelho, tentativas 7 e 9). Pelo comportamento do gráfico, pode-se inferir certa instabilidade nos tempos de resposta, especialmente nos níveis 2 e 3. O nível dois (azul) apresentou dois momentos, o primeiro, com velocidade de respostas mais rápidas (até a sexta tentativa) e o segundo com redução da velocidade de resposta, mas sem erros. No nível 3, os dois erros foram aproximados, o que pode ser um indício de fadiga.

*Habilidade Visuo-Espacial*

No gráfico de habilidade visuo-espacial, por tentativa, você vê a mesma organização e variáveis dos jogos anteriores, ou seja, velocidade de cada tentativa e os erros, nos três níveis. Observe atentamente o exemplo a seguir e procure identificar os processos cognitivos vivenciados pelo cliente ao longo da bateria. Na habilidade visuo-espacial, é comum haver muitos erros, pois é a tarefa onde as pessoas erram mais. A seguir um exemplo do gráfico, tente analisá-lo.

Gráfico 8. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Visuo-Espacial.



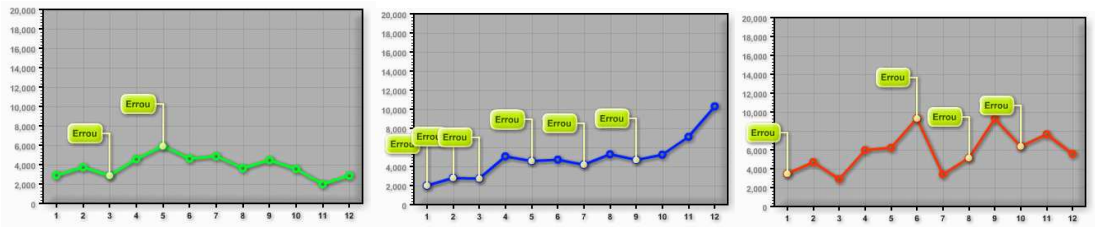

Pode-se observar, no gráfico, que nos níveis 1 e 2 os tempos de resposta foram mais estáveis em relação ao nível 3, quando já se percebe uma oscilação maior no tempo de cada tentativa. Para analisar a distribuição dos erros, é necessário que você selecione um nível por



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

vez para visualização. A seguir os gráficos em tamanhos reduzidos de cada um dos três níveis disposto lateralmente na seguinte ordem: nível 1 (verde), nível 2 (azul) e nível 3 (vermelho).

Gráfico 9. Desempenho por tentativa, separados por níveis, da tarefa Visuo-Espacial.



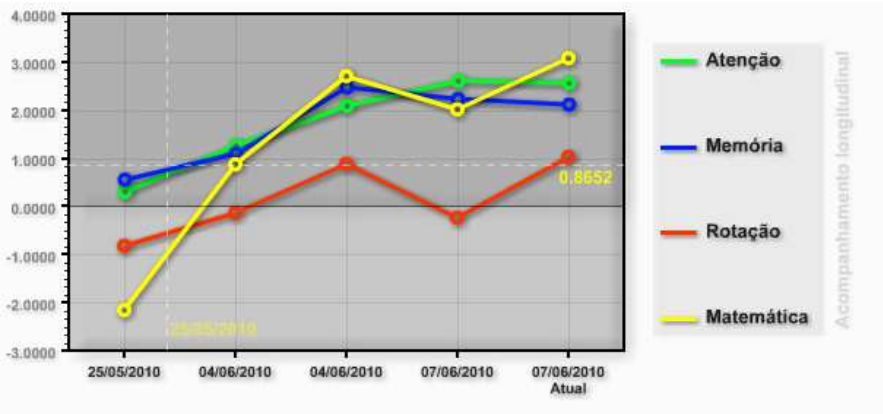

Observe que no primeiro nível, houve apenas dois erros, sendo que quando a dificuldade aumentou, o cliente cometeu mais erros, mas manteve os tempos de resposta até a tentativa 10, sendo que nas tentativas 11 e 12 houve um aumento no tempo de resposta, talvez pela fadiga. No nível três, o tempo de resposta volta a ser mais baixo no início da tarefa (como na metade do nível 2) e então sobe progressivamente, com alguns erros na metade do nível, bem como tempos de resposta maiores. Esses resultados demonstram que o cliente lidou bem com a pressão, mas oscilou mais em relação ao tempo de resposta.

***Gráfico de acompanhamento longitudinal***

Esse é um gráfico geral de acompanhamento de clientes, de modo que é possível visualizar seus desempenhos anteriores a cada vez que ele repetir a bateria. Os indicadores utilizados no gráfico são os escores padronizados (z) dos AETs, ou seja, o desempenho geral de cada tarefa no nível dois. Nas próximas atualizações do ProA, o relatório deverá abranger mais variáveis na análise longitudinal. No gráfico a seguir, observe a trajetória das habilidades ao longo de cada avaliação, cuja data aparece na base do gráfico (eixo x). Os valores do eixo Y do gráfico são os escores-z dos AETs de cada tarefa.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 10. Gráfico de acompanhamento longitudinal da bateria ProA.



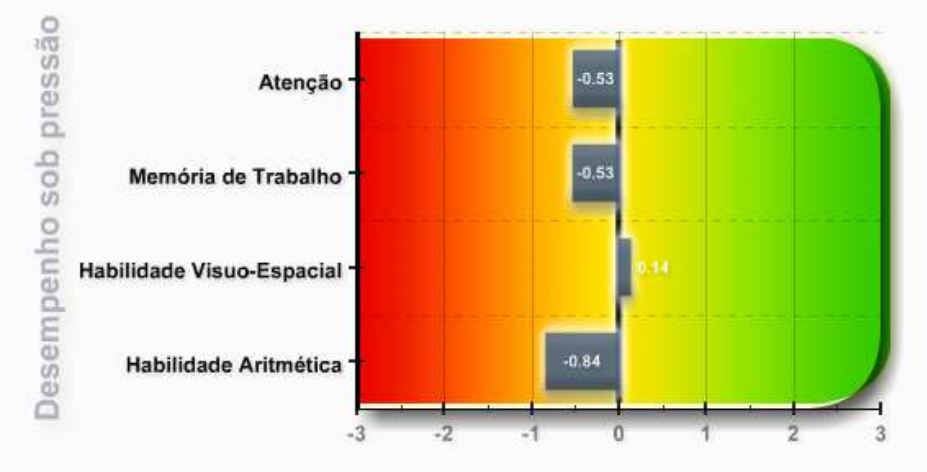

Observe que o desempenho em aritmética (amarelo) melhorou bastante desde a primeira avaliação, assim como a atenção seletiva e a memória de trabalho. A habilidade visuo espacial também melhorou, com menos destaque que as outras habilidades. Ressalta-se que essa análise é apenas uma simulação, pois as datas são muito próximas, e não é recomendado repetir o ProA com menos de uma semana de intervalo.

***Desempenho cognitivo sob pressão***

Nessa parte do relatório, são apresentados os valores de mudança do desempenho sobre pressão. Para chegar a esses valores, dividiu-se o escore-z do AET do nível 3 pelo escore-z do AET do nível 2 de cada jogo. Essa medida mostra o quanto o sujeito foi afetado pela pressão em função da limitação do tempo que ocorre no nível 3, realizada pelo pavio da bomba queimando e pelo estímulo sonoro. Valores negativos indicam que o desempenho piorou com a pressão enquanto valores positivos indicam uma melhora na performance quando sob pressão. Observe o gráfico a seguir e tente interpretar o resultado.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Gráfico 11. Gráfico de desempenho no nível 3, sob pressão, da bateria ProA.



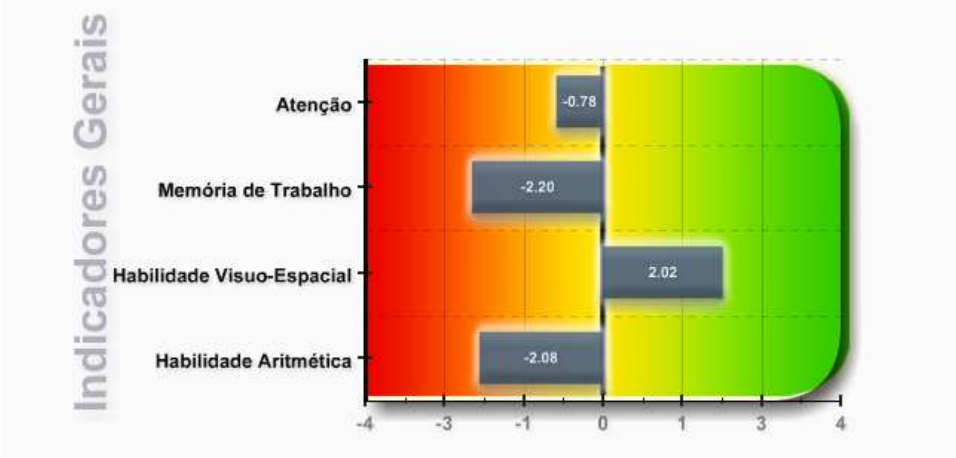

Como você pode observar, o desempenho desse cliente na maioria das tarefas piorou com a pressão, especialmente na habilidade aritmética. Na habilidade visuo-espacial ficou praticamente inalterado.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

***ESTUDO DE CASO**:*

*O caso apresentado é sobre um cliente de 10 anos de idade, com dificuldades no aprendizado da matemática. Associada a essa dificuldade, foi relatado que a criança tem dificuldade em prestar atenção, nem sempre conseguindo completar as tarefas por não entendê-las. Não apresenta problemas de relacionamento com colegas e familiares. Observe no gráfico dos indicadores gerais indícios de que a memória de trabalho está prejudicada, uma vez que ele está 2.2 desvios-padrão abaixo da média de referência da sua idade. A habilidade aritmética também está abaixo da média, o que justifica sua dificuldade, vinculada às operações aritméticas básicas. A sua atenção seletiva também está um pouco abaixo da média, mas ainda assim está dentro do esperado. A habilidade visuo-espacial está acima da média, o que reforça ainda mais a hipóteses de que a dificuldade no raciocínio aritmético pode estar ocorrendo em função da baixa eficiência na memória de trabalho.*

*Gráfico 12. Gráfico de desempenho geral tarefas ProA – estudo de caso.*




*Observando-se os **indicadores de tendência cognitiva,** verifica-se que, apesar de o desempenho no teste de atenção seletiva estar abaixo da média nos indicadores gerais, o cliente apresenta velocidade e estabilidade dentro do considerado normal, mas a acurácia de resposta prejudicada. Esses resultados sugerem que esse cliente apresentou dificuldade em responder corretamente nas tarefas de atenção seletiva e memória de trabalho, o que pode ser um indicativo de dificuldade nessas habilidades em si, característico de transtorno do déficit de atenção, com ou sem hiperatividade (TDA ou TDAH).*



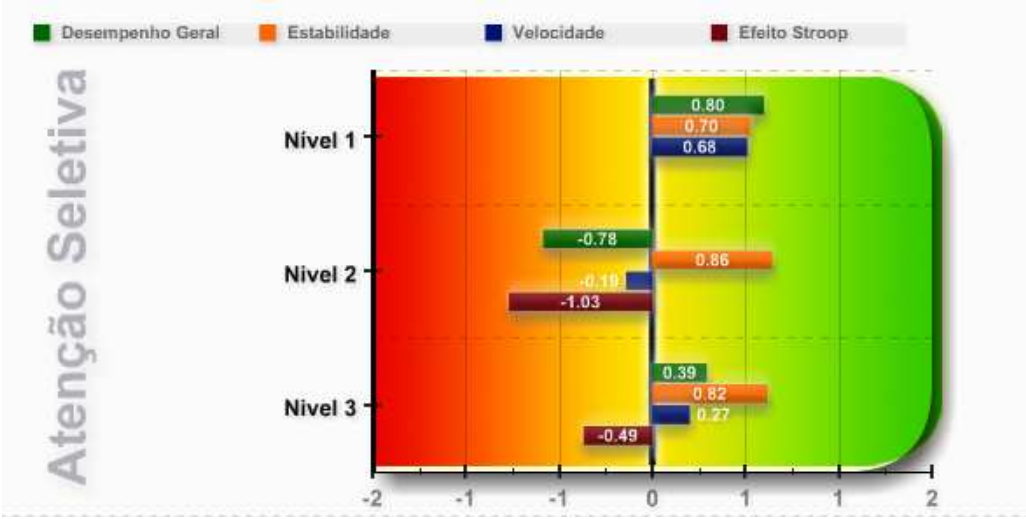
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*Tabela 3: Tendências Cognitivas Gerais: Velocidade, Acurácia e Estabilidade*

| Tendência | Muito abaixo do esperado | Abaixo do esperado | Normal | Acima do esperado | Muito acima do esperado |
|---|---|---|---|---|---|
| Velocidade | | | 0.1862 - (REF.: entre 1 e -1) | | |
| Acurácia | 11 - (REF.: maior que 5) | | | | |
| Estabilidade | | | -0.3243 - (REF.: entre 1 e -1) | | |

*Considerando-se que os indicadores de tendência são obtidos a partir dos dados das duas primeiras tarefas, é interessante observar mais atentamente o desempenho dos indicadores nas tarefas específicas. A partir do desempenho geral, temos a variável relacionada à atenção seletiva está abaixo da média, e acurácia muito abaixo do esperado. Observe o gráfico, com base no que você aprendeu na explicação do manual, e tente interpretar os resultados na atenção seletiva.*

*Gráfico 13. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Atenção Seletiva – estudo de caso*




*Como você pode observar, o desempenho no nível 1 foi dentro do esperado, o que indica que a velocidade de resposta e nomeação da cor estão normais (lembre-se, o nível 1 serve como uma linha de base da velocidade de resposta do sujeito à uma tarefa simples, que consiste em visualizar uma cor e nomeá-la clicando no botão com o respectivo nome). No nível 2 o sujeito deve inibir leitura da palavra e realizar a mesma tarefa de nomeação da cor, e é justamente nesse nível que se observa uma queda no desempenho desse cliente. Observe que o efeito stroop está 1.08 desvios-padrão abaixo da média, o que indica uma dificuldade na habilidade de inibir um estímulo e selecionar outro, relevante à tarefa.*



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*Ressalta-se também que as respostas foram bastante estáveis (sua velocidade de reposta foi similar em todas as tentativas), o que indica uma dificuldade específica ao filtro do estímulo e não necessariamente na consistência entre as tentativas. No nível 3, com pressão, o cliente continuou com o efeito stroop abaixo da média, mas dentro do esperado, 0.49 desvios-padrão abaixo da média. Os demais indicadores melhoraram, o que indica um efeito positivo da pressão no seu desempenho. Ressalta-se que pessoas com níveis de ativação muito baixos têm maior probabilidade de melhorar o desempenho quando são pressionadas, considerando a teoria sobre a relação entre ativação e desempenho do U invertido (Arent & Landers, 2003).*

*O gráfico e a tabela de erros, a seguir, mostram seu desempenho na memória de trabalho. Tente agora analisar os resultados do próximo gráfico a partir da explicação e do exemplo fornecido anteriormente. Você consegue interpretar esses resultados?*

*Gráfico 14. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Memória de Trabalho – estudo de caso.*

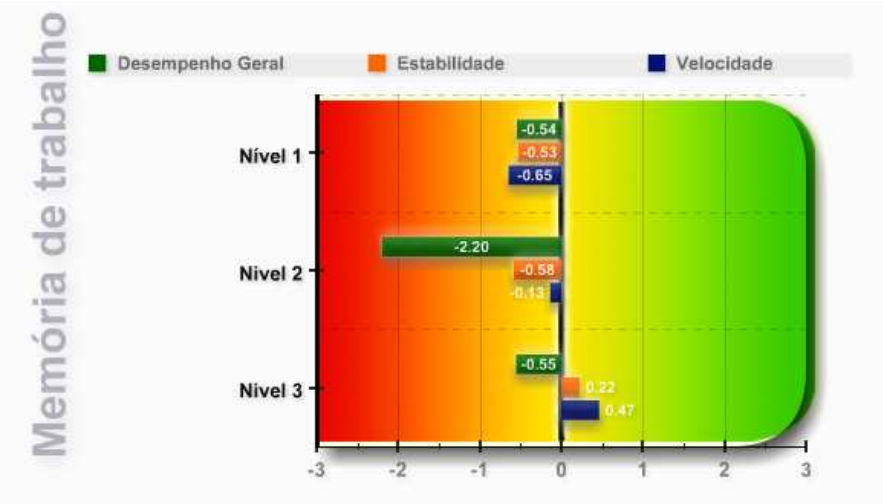



*Tabela 4: Erros na tarefa Memória de Trabalho – estudo de caso.*

| | Erros | Status | Referência |
|---|---|---|---|
| Nível 1: | 1 erros | Bom | entre 1 e 0 |
| Nível 2: | 9 erros | Prejudicado | mais que 2 |
| Nível 3: | 5 erros | Prejudicado | mais que 3 |



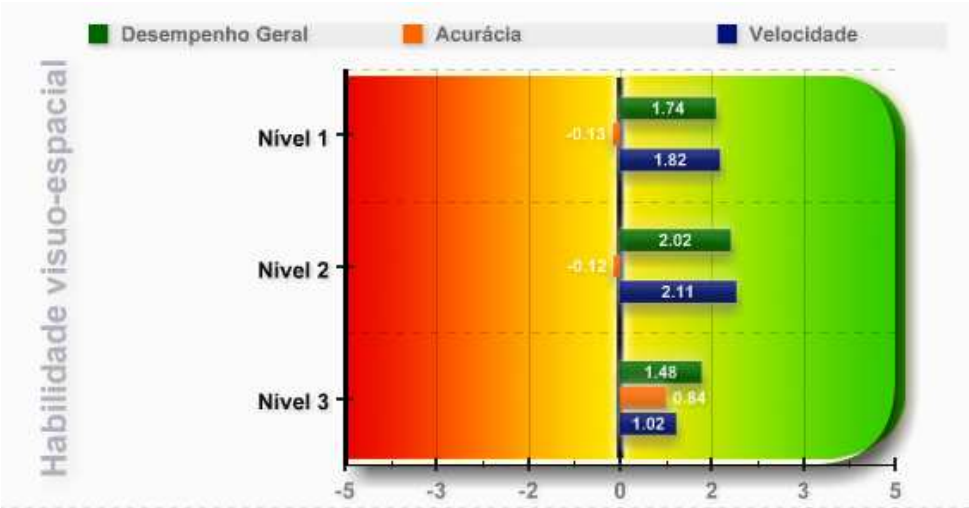
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*No nível 1, o cliente apresentou desempenho dentro do esperado, em todos os indicadores. No entanto, os seus resultados no nível 2 indicam que ele está -2.20 desvios-padrão abaixo da média para a sua idade (gráfico) e que o seu número de erros foi bastante elevado para a sua idade (9 erros, referência para "prejudicado" é mais de dois erros). No nível 3 o seu desempenho melhorou um pouco, mas o número de erros (olhar na tabela), continua elevado para a faixa etária.*

*Se você comparar os resultados da tarefa de atenção seletiva com os resultados da memória de trabalho, perceberá que ele teve um desempenho pior na memória de trabalho em relação à atenção seletiva. Hoje em dia, sabe-se que um dos principais fatores para aprender matemática é a memória de trabalho (Berg, 2008; Hitch, 1978; Imbo, Duverne, & Lemaire, 2007). Um estudo (McLean & Hitch, 1999) com crianças com dificuldade na aprendizagem da matemática demonstrou que a memória de trabalho visuoespacial (que é mensurada no ProA) é a principal variável que diferencia as crianças que tem facilidade e dificuldade na realização de operações aritméticas, de forma que o grupo com dificuldade em matemática foi o que teve o pior desempenho em memória de trabalho visuo-espacial. O interessante é que esses grupos não apresentaram diferenças em relação a outros tipos de memória de trabalho.*

*A seguir temos o gráfico com os resultados desse cliente para a tarefa de habilidade visuo-espacial. Analise-o, procurando interpretar seu desempenho nos três níveis dessa tarefa.*

*Gráfico 15. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Visuo-Espacial – estudo de caso.*



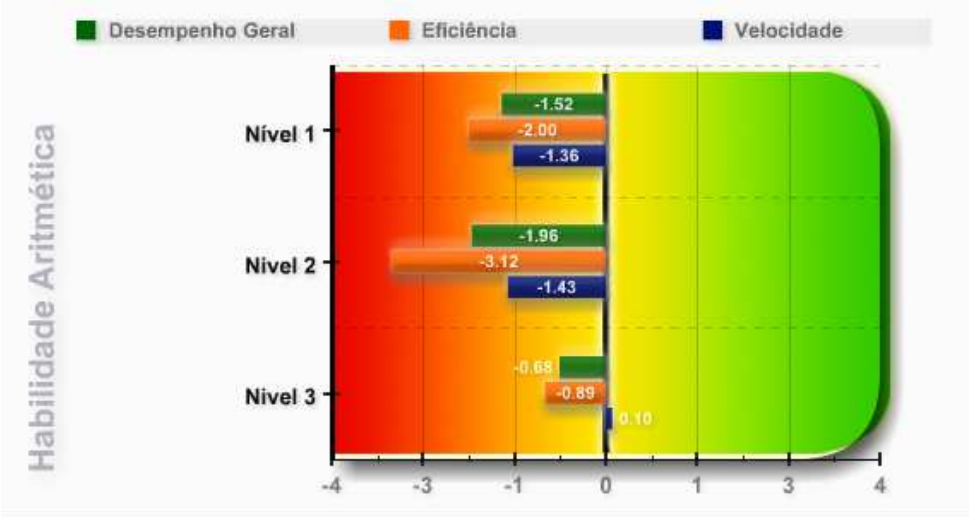



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*Observa-se que o desempenho do cliente nos níveis 1, 2 e 3 está acima da média, especialmente nas variáveis desempenho geral e velocidade. A acurácia melhora no nível três, o que reforça os achados anteriores de que a pressão exerce uma influência positiva na sua acurácia. No entanto, para melhorar a acurácia no nível três o cliente precisou responder mais devagar, dada a queda na sua velocidade de resposta. Alguns estudos (Grabner, et al., 2009; Ward, Sagiv, & Butterworth, 2009) demonstram que a habilidade visuo-espacial é essencial para realizar operações aritméticas com eficiência. No entanto, a habilidade visuo-espacial não está prejudicada nesse cliente e, portanto, não é algo que esteja afetando sua aprendizagem em matemática. Essa análise ajuda a identificar, também, que uma das formas eficazes de processamento de informações, realizada por esse cliente, é visuo-espacial, e isso pode contribuir na seleção de estratégias de ensino que o ajudem a utilizar esse recurso para realizar cálculos.*

*Os resultados desse cliente para a tarefa de habilidade aritmética são apresentados a seguir.*

Gráfico 16. Desempenho cognitivo nos níveis da tarefa Aritmética – estudo de caso




*Como você deve ter observado no gráfico, seu desempenho foi ruim na tarefa de aritmética, pois os valores nos três indicadores estão mais de um desvio-padrão abaixo da média. No nível 2, quando a dificuldade da tarefa aumenta, o desempenho cai bastante, o que*



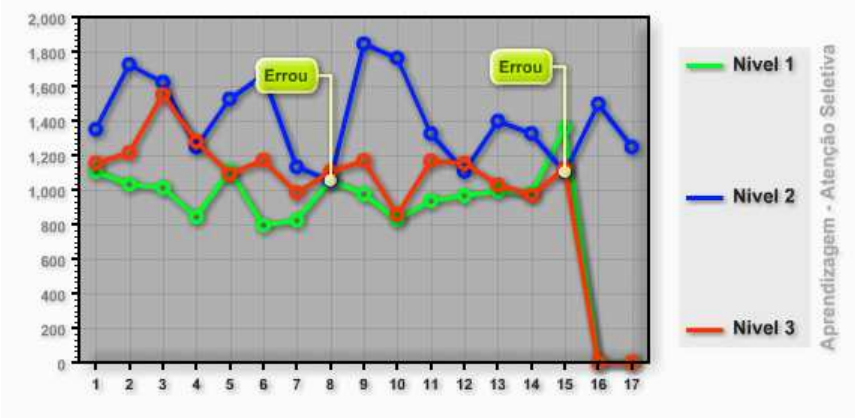
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*indica a dificuldade específica em organizar mentalmente os cálculos, o que é evidenciado pelo indicador com o maior valor negativo: a eficiência.*

*Esse resultado indica que o cliente está realizando muitas operações para cálculos que exigiriam poucos cliques, ou seja, está com dificuldade em realizar os cálculos mentalmente, antes de executá-lo na tarefa. Uma hipótese é que a principal estratégia que ele esteja usando seja a tentativa e erro, e não a elaboração mental do raciocínio aritmético. Adicionalmente, pode-se notar que o cliente melhorou no nível três, quando foi pressionado pela bomba e marcador de tempo. Da mesma forma que nas outras tarefas, a pressão exerceu um efeito positivo no seu desempenho. Esses resultados na aritmética confirmam a dificuldade do aluno em aprender matemática, que parece também estar associada à sua baixa habilidade de fazer operações aritméticas mentalmente, de forma eficaz.*

*Através do gráfico de desempenho por tentativas da tarefa de atenção seletiva, é possível observar que o desempenho foi mais estável no nível 1 (resposta de identificação simples). No nível 2 (em azul), o sujeito apresentou grandes oscilações de velocidade de resposta e cometeu dois erros, um na oitava tentativa e outro na décima quinta. No nível 3, sob pressão, ele reduziu os tempos de resposta e manteve maior estabilidade, sem errar. Esses dados reforçam que esse cliente reage bem sob pressão.*

*Gráfico 17. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Atenção Seletiva – estudo de caso*



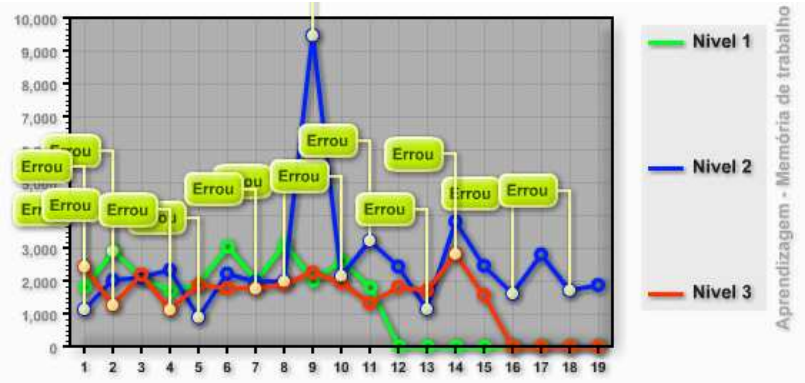

*Conforme esperado devido à observação dos gráficos anteriores, o gráfico de desempenho por tentativas da tarefa de memória de trabalho demonstra que o cliente errou bastante na tarefa de memória de trabalho. Note que a observação e a análise dos níveis,*



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

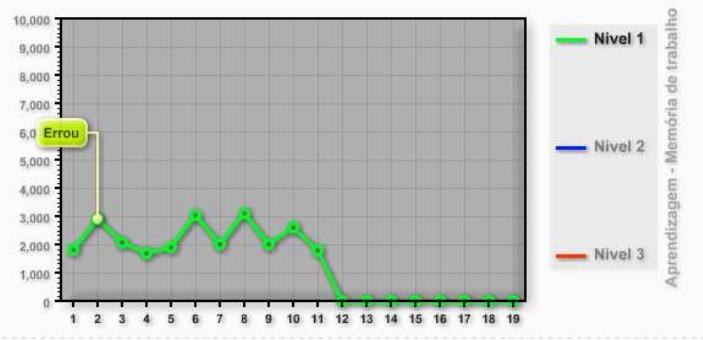
*nesse gráfico, ficam dificultadas devido à sobreposição das linhas e ao excesso de marcadores de erro. Para melhorar a visualização, o ideal é selecionar o nível que deseja visualizar, um por vez. Como esse manual apresenta as figuras estáticas, foram selecionadas as imagens de cada nível separadamente.*

*Gráfico 18. Desempenho por tentativa nos níveis da tarefa Memória de Trabalho*




*Observe que no gráfico do nível 1 do jogo de memória houve só um erro, cometido no início da bateria, na segunda tentativa.*

*Gráfico 19. Desempenho por tentativa no nível 1 da tarefa Memória de Trabalho – estudo de caso*

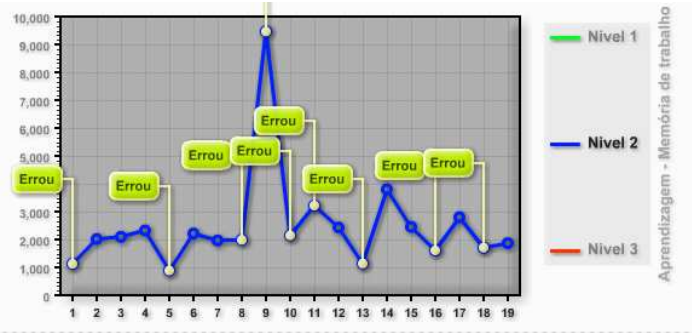



*No nível dois, onde o número de itens aumenta para quatro, se observa um maior número de erros, que não estão localizados nem no fim nem no inicio da bateria, sugerindo um problema na memória de trabalho que não está relacionado com aprendizagem da tarefa, nem com fadiga de execução da bateria.*



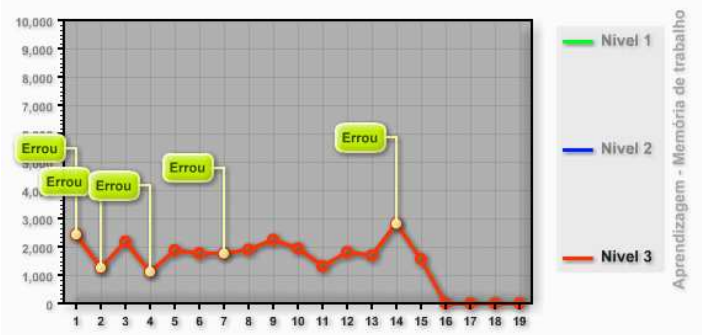
Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*Gráfico 20. Desempenho por tentativa no nível 2 da tarefa Memória de Trabalho – estudo de caso*




*No nível 3, com a pressão, observa-se uma melhora do desempenho do cliente, que comete menos erros, concentrados no início da bateria (com exceção de um na tentativa 14). Isso reforça os outros indicadores que a resposta do cliente melhora sob pressão, que parece contribuir positivamente para a sua performance.*

*Gráfico 21. Desempenho por tentativa no nível 3 da tarefa Memória de Trabalho – estudo de caso*




*Ao analisar-se os gráficos por tentativa na habilidade visuo-espacial, pode-se notar que ele teve praticamente o mesmo número de erros em cada nível, 4 nos dois primeiros e 3 no último. Observa-se também que os tempos de resposta oscilaram mais no nível 1, estabilizaram até a tentativa 7 do nível dois e subiram no nível 3, que foi o nível com menos erros. Como observamos nos gráficos anteriores desse cliente, a habilidade visuo-espacial pode ser considerada o ponto forte das funções cognitivas mensuradas e, dessa forma, menos energia será gasta na interpretação dessa parte do relatório.*



Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

*Gráfico 22. Desempenho por tentativa, separados por níveis, da tarefa Visuo-Espacial*

*A seguir, pode-se analisar o desempenho apenas no nível 3, sob pressão. Observa-se que o desempenho nas tarefas de atenção e memória de trabalho (executivas) melhorou bastante sobre pressão, enquanto as outras duas permaneceram semelhantes. Uma possibilidade que explica esse resultado seria que, em função de esse cliente ter o nível de ativação cortical (arousal) muito baixo, sob pressão ele consegue ativar-se e desempenhar melhor na tarefa, o que costuma ser verificado em crianças com TDA (Brennan & Arnsten, 2008).*

A análise de todos os resultados desse cliente indica que a sua dificuldade na aprendizagem da matemática está vinculada principalmente à memória de trabalho. A atenção seletiva também mostrou um funcionamento abaixo do esperado, o que também indica que há necessidade de ficar atento a essa função. A habilidade visuo-espacial é o forte desse cliente, e por isso, algumas estratégias de ensino podem utilizar-se dessa habilidade para facilitar a aprendizagem da matemática nesse cliente.

Publicaciones y Divulgación Científica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

7. **Referências**


Arent, S. M., & Landers, D. M. (2003). Arousal, anxiety, and performance: a reexamination of the Inverted-U hypothesis. *Res Q Exerc Sport, 74*(4), 436-444.

Berg, D. H. (2008). Working memory and arithmetic calculation in children: the contributory roles of processing speed, short-term memory, and reading. *J Exp Child Psychol, 99*(4), 288-308.

Brennan, A. R., & Arnsten, A. F. (2008). Neuronal mechanisms underlying attention deficit hyperactivity disorder: the influence of arousal on prefrontal cortical function. *Ann N Y Acad Sci, 1129*, 236-245.

Chen, M. C., & Lin, H. J. (2009). Self-efficacy, foreign language anxiety as predictors of academic performance among professional program students in a general English proficiency writing test. *Percept Mot Skills, 109*(2), 420-430.

Grabner, R. H., Ischebeck, A., Reishofer, G., Koschutnig, K., Delazer, M., Ebner, F., et al. (2009). Fact learning in complex arithmetic and figural-spatial tasks: the role of the angular gyrus and its relation to mathematical competence. *Hum Brain Mapp, 30*(9), 2936-2952.

Hitch, G. J. (1978). The role of short-term working memory in mental arithmetic. *Cognitive Psychology, 10*(3), 302-323.

Imbo, I., Duverne, S., & Lemaire, P. (2007). Working memory, strategy execution, and strategy selection in mental arithmetic. *Q J Exp Psychol (Colchester), 60*(9), 1246-1264.

McLean, J. F., & Hitch, G. J. (1999). Working memory impairments in children with specific arithmetic learning difficulties. *J Exp Child Psychol, 74*(3), 240-260.

Ward, J., Sagiv, N., & Butterworth, B. (2009). The impact of visuo-spatial number forms on simple arithmetic. *Cortex, 45*(10), 1261-1265.



Publicaciones y Divulgación Científica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA