

# A potencialidade do treino por *Neurofeedback* no aumento da variabilidade cardíaca

## Autores

Christophe Domingos<sup>1,2</sup>; André Antunes<sup>1</sup>; Pedro Prazeres<sup>3</sup>; Inês Esteves<sup>1</sup>; Agostinho Rosa<sup>2</sup>

[christophedomingos@campus.ul.pt](mailto:christophedomingos@campus.ul.pt)

## Resumo

O treino por *Neurofeedback* é uma técnica já utilizada com sucesso em aplicações do domínio clínico mas a nível desportivo tem dado os seus primeiros passos. Deste modo, ainda há pouca informação sobre os benefícios que esta ferramenta pode ter em atletas, nomeadamente num indicador fundamental como a variabilidade da frequência cardíaca. Alguns estudos já comprovaram a eficácia do treino por *Neurofeedback* na alteração deste indicador, no entanto e pelo facto do *Neurofeedback* se encontrar numa fase embrionária no domínio desportivo, não se sabe qual o protocolo que leva a melhores resultados nesta variável. O principal objetivo do trabalho passa por perceber se a frequência semanal do treino por *Neurofeedback* para aumento da amplitude relativa da banda alfa individual influencia o aumento da variabilidade cardíaca. Apenas o protocolo de três sessões por semana revela melhorias significativas na amplitude relativa no final das 12 sessões de treino ( $p = 0.001$ ) e apesar de nenhum dos protocolos aumentar a variabilidade da frequência cardíaca ao fim das 12 sessões de treino, o protocolo mais frequente explica em 49% o aumento da variabilidade da frequência cardíaca ao longo das sessões enquanto que o protocolo menos frequente apenas explica aproximadamente 22%. Em suma, o protocolo de 3 sessões semanais é o único que cumpre o objectivo central do treino e simultaneamente explica melhor o impacto que o treino por *Neurofeedback* pode ter no aumento da variabilidade da frequência cardíaca.

**Palavras-chave:** Neurofeedback, Variabilidade da Frequência Cardíaca, Atletas, Banda alfa individual, RMSSD.

---

<sup>1</sup> Laboratório de Fisiologia e Bioquímica do Exercício, Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa, Cruz Quebrada, Portugal.

<sup>2</sup> Laboratório de Sistemas Evolutivos e Engenharia Biomédica, Instituto de Sistemas e Robótica, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Lisboa, Portugal

<sup>3</sup> Faculty of Health Sciences and Sport, University of Stirling, Stirling, Scotland, UK.

## INTRODUÇÃO

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) corresponde à variação observada no intervalo de tempo entre batimentos cardíacos – intervalos R-R do sinal de eletrocardiograma <sup>[1]</sup>, sendo relevante no estudo do comportamento cardíaco em diferentes contextos <sup>[2]</sup> e na aferição do estado do sistema nervoso autónomo (SNA)<sup>[3]</sup>.

O sinal temporal da VFC pode ser decomposto num espectro de frequências de potência <sup>[4]</sup>, com as bandas de alta frequência a indicarem predomínio da atividade parassimpática na modulação da atividade cardíaca e vegetativa. Para recolhas de curta duração ( $\leq 5$  minutos), o indicador que tem revelado mais consistência na análise é a raiz quadrada da média das diferenças sucessivas ao quadrado entre intervalos R-R adjacentes (RMSSD), demonstrando maior reprodutibilidade <sup>[5]</sup>.

Relações têm sido estabelecidas entre as diferenças individuais na função simpatovagal, expressa através da VFC, e o desempenho cognitivo e regulação emocional <sup>[6, 7]</sup>, em que valores elevados correspondem a uma maior capacidade de processamento de informação e de manutenção do foco atencional, sugeridos como aspetos importantes para responder a alterações nas condições do envolvimento <sup>[8, 9]</sup>.

Pelo contrário, uma menor VFC parece estar relacionada com uma maior hiper-reatividade simpática <sup>[10]</sup>, por sua vez associada a elevado *stress* <sup>[11]</sup>. Este tem sido apontado como fator que pode influenciar de forma negativa o desempenho desportivo <sup>[12]</sup>, sendo também associado a piores prognósticos clínicos <sup>[13, 14]</sup>.

Dado as capacidades de processar e selecionar informação situacional <sup>[15]</sup> e de regulação emocional <sup>[16]</sup> serem aspetos relevantes nos âmbitos clínico e desportivo, é pertinente compreender como diferentes intervenções e a sua estrutura (frequência, duração, estímulo) influenciam a resposta da VFC.

O treino por neurofeedback (NF), em que um indivíduo pode aprender a modificar a sua atividade elétrica cerebral, tem sido utilizado maioritariamente em situações terapêuticas, com resultados positivos em várias situações psiquiátricas <sup>[17]</sup>. Presentemente, ocorre um alargamento do seu uso no aumento do desempenho desportivo <sup>[18]</sup>. Tem sido demonstrado que o NF promove melhorias na capacidade cognitiva, tempo de reação e habilidades viso-espaciais <sup>[19, 20]</sup>, fornecendo aos atletas uma base para formular estratégias de autorregulação <sup>[21]</sup>. Esta, além de essencial para estabilização e aumento do desempenho <sup>[22]</sup>, pode ser melhorada através do uso do NF e conseqüente levar a maior desempenho <sup>[21, 23-25]</sup>. Estes dados estão em

conformidade com estudos anteriores que relacionam valores elevados da VFC com a atividade do SNA e um aumento do desempenho [26], além de uma redução do *stress* tanto em atletas como pacientes com patologias cardiovasculares e dores crónicas [22].

Assim, e visto que atualmente ainda se desconhece como os resultados do NF são afetados pela frequência das sessões, é necessário um maior foco na periodização e frequência dos protocolos de modo a obter diretrizes que possam ser reproduzidas [22], pelo que o presente estudo pretende auferir quais as diferenças registadas na VFC em dois protocolos de treino em NF, respetivamente com 2 e 3 sessões por semana.

## **METODOLOGIA**

### **Participantes**

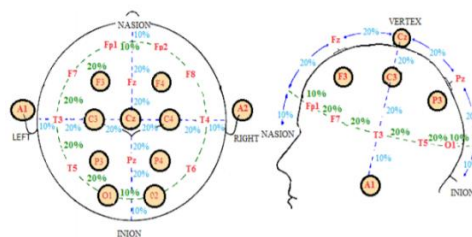
Um total de 27 estudantes atletas do género masculino com idades entre os 18 e 27 anos ( $22,60 \pm 1,92$ ) participaram na experiência que decorreu durante o período académico. Os participantes estavam envolvidos em desportos federados ou praticavam atividade física regularmente (mínimo de 30 minutos de intensidade moderada, pelo menos, 5 vezes por semana)<sup>[27]</sup> por mais de 5 anos <sup>[28]</sup>. Os critérios de inclusão foram os seguintes: 1) todos os participantes não apresentavam histórico de distúrbios psiquiátricos ou neurológicos; 2) nenhum medicamento psicotrópico ou drogas para dependência; 3) visão normal ou corrigida ao normal; 4) idade mínima de 18 anos e idade máxima de 35 anos; e 5) praticar exercícios vigorosos pelo menos 5 vezes por semana (desporto ou ginásio), independentemente do nível de experiência. Todos os estudantes atletas foram informados sobre os possíveis riscos da investigação antes de fornecer o consentimento informado por escrito para participarem. Este estudo foi realizado de acordo com as recomendações das diretrizes de ética locais, Comitê de Ética da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa. com consentimento informado por escrito de todos os sujeitos. Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento informado, de acordo com a Declaração de Helsínquia <sup>[29]</sup>. O protocolo foi aprovado pelo Comité de Ética da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa. Todos os dados recolhidos foram armazenados num banco de dados com proteção por senha,

ao qual apenas os investigadores relacionados ao projeto NFT têm acesso. O anonimato foi garantido.

## Aquisição de Sinais

Durante as sessões de treino, os participantes estavam numa sala onde foi possível controlar o ruído e a luminosidade desta, uma vez que estas duas variáveis influenciam a capacidade dos sujeitos em manter o foco.

Os indivíduos sentaram-se em frente a um monitor a uma distância entre 90 a 100 cm deste. Após isto, foi colocada uma touca de eletroencefalografia com 24 elétrodos na cabeça do participante e o cardiofrequencímetro polar. Cada elétrodo recolhe sinais elétricos específicos de cada zona da cabeça (por exemplo, os elétrodos Fp1, Fp2, F3, F4, Fz, F7 e F8 recolhem informação relativamente à área frontal). Para o feedback em si, utilizou-se apenas o elétrodo CZ (foi escolhido por estar no córtex motor primário e ter sido associado ao processamento de informações sensoriais na área sensório-motora e fornecer uma medida da atividade nos hemisférios e no lobo frontal)<sup>[30, 31]</sup>, de acordo com o sistema internacional 10-20. Usou-se uma frequência de amostragem de 256 Hz, tendo-se colocado o elétrodo terra na área frontal da cabeça dos atletas e usando-se como referências os mastoídes esquerdo e direito.



**Figura 1.** Sistema Internacional 10-20 de colocação de elétrodos adaptado de <sup>[42]</sup>

O sinal foi amplificado por um sistema de 24 canais amplificadores (referência Vertex 823 da Medritron Electromedicina Ltda, SP, Brasil) e foi gravado pela plataforma de software Somnium (Cognitron, SP, Brasil). A impedância do circuito esteve abaixo dos 10 k $\Omega$ , de modo a reduzir os erros da medição (erro aproximado de 1% do valor de referência sobre impedância de elétrodos) em todos os elétrodos.

Para análise da VFC foi feita a recolha dos intervalos R-R no decorrer da sessão de treino, de acordo com as considerações metodológicas avançadas pela Associação Europeia de Cardiologia (1996) e por Billman e associados (2015)<sup>[32, 33]</sup>. A duração dos ciclos cardíacos, e respetivos intervalos R-R foram recolhidos com recurso a um cardiófrequencímetro Polar H7 (Kempele, Finlândia). Os dados de intervalo R-R que foram recolhidos foram emparelhados com a aplicação de recolha Elite HRV, e processados e analisados com recurso ao software Kubios (Kuopio, Finlândia).

### Desenho Experimental

Na primeira sessão, todos os participantes da intervenção executaram uma sessão de instrução NF de 5 minutos para entenderem como alcançar a banda alfa (aumentar a amplitude relativa da banda alfa - ou seja, a potência - e o tempo que conseguiam permanecer dentro desse intervalo). Tanto o grupo das duas sessões por semana como o das três sessões por semana realizaram 12 sessões de NF. As sessões de NF consistiram em 25 tentativas de 60 s, com 5 s de pausa entre as tentativas. O tempo total de cada sessão NF para cada sujeito foi de 300 minutos nos dois grupos de intervenção. Embora inibir a conversa interna pareça ser uma das melhores estratégias <sup>[34-38]</sup>, os participantes foram solicitados a se concentrarem apenas nas suas atividades desportivas durante o máximo de tempo possível. O cronograma das sessões de treino do NF apresenta-se na Figura 2.

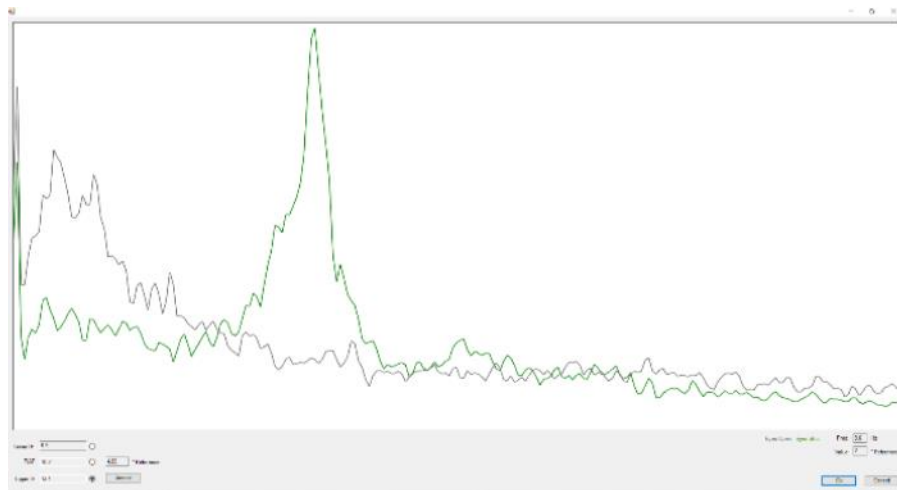
Meses		1				2			
Semanas		1	2	3	4	5	6	7	8
3 sessões/semana	Sessões								
2 sessões/semana	Sessões								

**Figura 2.** Cronograma das sessões de treino do NFT.

### Medidas

A banda alfa individual (BAI) de cada participante foi determinada antes e depois do NF. O registo da BAI consistiu em quatro momentos temporais de 30 segundos: dois com os olhos abertos e dois com os olhos fechados durante o período de descanso ( $1,56 \pm 0,28$  para o protocolo de duas sessões e  $1,65 \pm 0,34$  para o protocolo de três sessões). As gravações de olhos abertos e fechados no momento antecedente

ao NF fornecem dados para o cálculo da dessincronização e sincronização da banda alfa, respectivamente, permitindo determinar as faixas de frequência individualmente através dos cruzamentos das faixas de amplitude [38]. A diferença entre a atividade cortical de olhos abertos e de olhos fechados é registada, o que nos permite identificar o pico da frequência alfa e as interseções entre os espectros de olhos abertos e os olhos fechados (representado na Figura 3). A BAI diz respeito ao intervalo de frequências entre a primeira interseção dos olhos abertos/olhos fechados (normalmente acontece 4Hz abaixo do pico da frequência alfa) e a segunda interseção (por norma acontece 2Hz acima do pico da frequência alfa)[38].



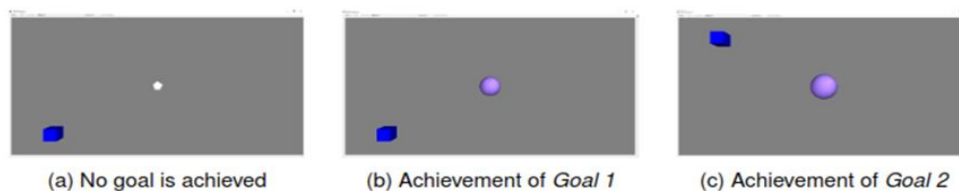
**Figura 3.** Exemplo de olhos abertos e olhos fechados do Espectro por justaposição, adaptado da Tese de Doutoramento de Christophe Domingos.

O *feedback* é a fase fundamental do protocolo. Alguns parâmetros da atividade cerebral são transformados em sinais visuais (feedback visual) e apresentados ao participante de uma forma simples e direta (Figura 4).

Neste estudo foi usada a amplitude relativa ( $mv^2$ ) da BAI para que fosse possível comparar a amplitude relativa da mesma entre os sujeitos. Esta é calculada através da Equação (1) onde a amplitude da banda corresponde à amplitude da BAI e a amplitude do EEG está entre os 4 Hz e os 30 Hz.

$$\textit{Amplitude Relativa} = \frac{\textit{Amplitude da Banda}}{\textit{Amplitude do EEG}} \quad (1)$$

A exibição do feedback visual contém dois objetos tridimensionais: um losango/esfera e um cubo. O raio da esfera/losango reflete o valor da amplitude relativa de feedback em tempo real e, se atingir um determinado valor de amplitude relativa (objetivo 1), a sua cor muda (as cores oscilam entre o branco e o roxo, sendo que o roxo significa a máxima concentração). A figura tem várias arestas (inicialmente quatro - um losango), e quanto mais o individuo estiver concentrado, mais arestas a figura ganha e estas tornam-se mais suaves (formando um círculo). Quando o indivíduo perde o foco atencional a figura perde arestas e volta a ter até um mínimo de 4 arestas. Em relação ao cubo, a sua altura está relacionada com o período de tempo em que o objetivo 1 é alcançado continuamente; aquele sobe e desce dependendo do tempo em que o participante tem uma amplitude relativa superior a um valor previamente definido. Se atingir mais de 2 segundos (objetivo 2) o cubo sobe, caso contrario o cubo não sobe; se o sujeito atingir este objectivo e de seguida perder o foco o cubo desce [39].



**Figura 4.** Feedback visual das sessões de NFT, adaptado da Tese de Doutoramento de Christophe Domingos.

A plataforma de recolha Somnium possui vários níveis de dificuldade, na primeira sessão este será definido como 1, mas ao longo das sessões poderá ser ajustado de acordo com o relatório da sessão anterior, mais concretamente, se o sujeito atingir o objectivo 1 mais de 60% do tempo da sessão a dificuldade da sessão seguinte aumenta em 0,1. Por outro lado, se a percentagem de tempo for inferior a 20%, a dificuldade será diminuída em 0,1 na sessão seguinte [40].

### Análise Estatística

A comparação das médias das sessões relativas à amplitude relativa da BAI e da VFC foram realizadas usando o *Student's t-test* para amostras independentes e o teste *Mann-Whitney U* quando a normalidade não foi verificada. Comparação de médias de grupo entre a primeira e a última sessão foram analisadas usando *Student's*



*t-test* para amostras emparelhadas e o teste de *Wilcoxon* foi realizado quando a normalidade não se verificava. Foi ainda realizado um modelo de regressão linear para se verificarem os coeficientes de determinação. Os dados foram analisados com a aplicação SPSS para Windows versão 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL). A significância estatística foi estabelecida em  $p < 0.05$  para todos os testes.

## RESULTADOS

Diferenças entre a amplitude relativa da BAI e da VFC durante o treino por NF entre os dois protocolos estão apresentados na tabela 1. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre grupos para as duas variáveis.

A tabela 2 apresenta a amplitude relativa da BAI e da VFC das sessões 1 e 12 (ambos os protocolos), sessões 4 e 12 (protocolo mais frequente) e sessões 5 a 12 (protocolo menos frequente). Foram encontradas diferenças significativas na BAI no protocolo das 3 sessões semanais entre as sessões 1 e 12 ( $p = 0.001$ ). Em relação à VFC só foram encontradas diferenças significativas no protocolo de 2 sessões semanais entre as sessões 4 e 12 ( $p = 0.015$ ).

A amplitude relativa da BAI e a VFC ao longo das sessões de NF encontram-se apresentadas nas figuras 5 e 6, respectivamente. Para a amplitude relativa da BAI, o protocolo menos frequente apresenta um declive negativo e um poder explicativo de apenas 5% enquanto o protocolo mais frequente não apresenta apenas um declive positivo como também explica em 41% a influência da frequência semanal de NF no aumento da amplitude relativa da BAI ( $R^2 = 0.49$ ).



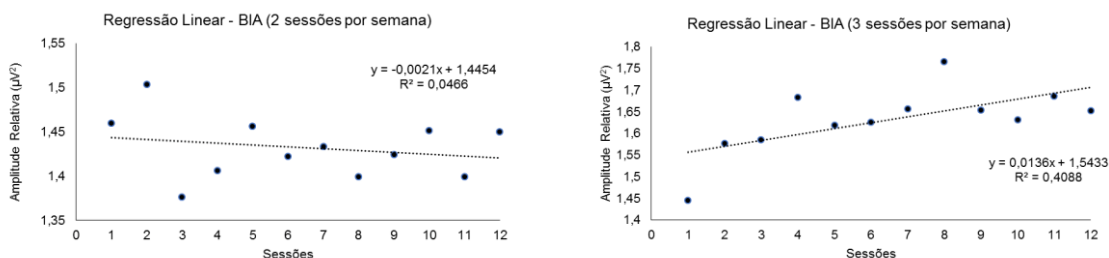
**Tabela 1.** Diferenças na amplitude relativa da banda alfa individual e na variabilidade da frequência cardíaca entre protocolos.

	M ± DP		p
	Protocolo de 2 sessões (n=13)	Protocolo de três sessões (n=14)	
BAI S1	1.56±0.31	1.52±0.27	0.722 <sup>a</sup>
BAI S4	1.51±0.20	1.68±0.40	0.155 <sup>a</sup>
BAI S5	1.57±0.40	1.62±0.42	0.749 <sup>a</sup>
BAI S12	1.58±0.44	1.75±0.31	0.062 <sup>a</sup>
Diferença entre BAI (S12-S4)	0.05±0.25	-0.03±0.33	0.502 <sup>a</sup>
Diferença entre BAI (S12-S5)	-0.007±0.22	0.03±0.25	0.669 <sup>a</sup>
Diferença entre BAI (S12 - S1)	0.03±0.30	0.22±0.21	0.050 <sup>a</sup>
VFC S1	59.05±19.83	57.11±23.42	0.308 <sup>b</sup>
VFC S4	57.49±28.91	49.14±17.53	0.369 <sup>a</sup>
VFC S5	48.03±23.80	55.91±21.55	0.375 <sup>a</sup>
VFC S12	68.27±9.88	62.02±29.03	0.458 <sup>a</sup>
Diferença entre VFC (S12-S1)	9.22±19.39	4.91±25.51	0.628 <sup>a</sup>
Diferença entre VFC (S12-S4)	10.78±27.13	12.88±26.18	0.840 <sup>a</sup>
Diferença entre HRV (S12-S5)	20.24±25.72	6.11±26.58	0.173 <sup>a</sup>

M, média; DP, desvio padrão; BAI, banda alfa individual; VFC, variabilidade da frequência cardíaca; S1, sessão 1; S12, sessão 12

<sup>a</sup> Diferenças entre grupos testada com o *Student's t-test*

<sup>b</sup> Diferenças entre grupos testada com o *Mann-Whitney U*



**Figura 5.** Regressão linear da média da BAI ao longo das sessões para cada protocolo.

**Tabela 2.** Diferenças entre as sessões 1 e 12 (ambos os protocolos), 4 e 12 (protocolo de 3 sessões por semana) e 5 e 12 (protocolo de 2 sessões por semana) para a VFC e BAI para cada protocolo.

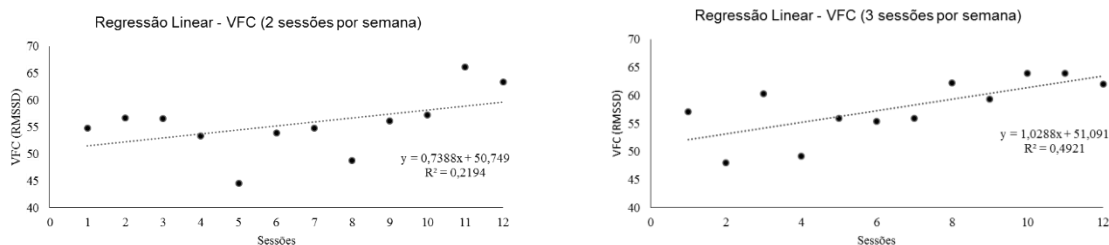
	M±SD		p
	Sessão 1	Sessão 12	
<b>Protocolo de 2 sessões</b>			
VFC	59.05±19.83	68.27±9.88	0.112 <sup>a</sup>
BAI	1.56±0.31	1.58±0.44	0.820 <sup>a</sup>
<b>Protocolo de 3 sessões</b>			
VFC	57.11±23.42	62.02±29.03	0.683 <sup>b</sup>
BAI	1.52±0.27	1.75±0.31	0.001 <sup>a</sup>
	Sessão 4	Sessão 12	p
<b>Protocolo de 3 sessões</b>			
VFC	49.14±17.53	62.02±29.03	0.089 <sup>a</sup>
BAI	1.68±0.40	1.75±0.31	0.735 <sup>a</sup>
	Sessão 5	Sessão 12	p
<b>Protocolo de 2 sessões</b>			
VFC	48.03±23.80	68.27±9.88	0.015 <sup>a</sup>
BAI	1.57±0.40	1.58±0.44	0.913 <sup>a</sup>

M, média; DP, desvio padrão; BAI, banda alfa individual; VFC, variabilidade da frequência cardíaca

<sup>a</sup> Diferenças entre grupos testada com o *Student's t-test*

<sup>b</sup> Diferenças entre grupos testada com o *Wilcoxon test*

Para a VFC, ambos os protocolos apresentam declives positivos mas apenas o protocolo mais frequente explica em 49% a influência da frequência semanal de NF no aumento da VFC ( $R^2 = 0.49$ ).



**Figura 6.** Regressão linear da média da VFC ao longo das sessões para cada protocolo.

## DISCUSSÃO

Valores mais elevados de VFC têm sido correlacionados com uma maior capacidade de processamento de informação e de manutenção do foco atencional, sugeridos como aspetos importantes para responder a alterações nas condições do envolvimento [9]. De acordo com Lehrer e associados (2000) alterações na VFC decorrentes do treino de *biofeedback* de controlo respiratório estão também associadas a uma maior capacidade de regulação da frequência cardíaca, que os autores sugerem estar associado a uma ação mais eficaz dos baroreflexos [8].

Outras intervenções que conduziram a um aumento da VFC parecem estar relacionados com alterações em aspetos importantes do desempenho desportivo, como uma melhor técnica [24] e menores índices de ansiedade [24].

De acordo com o apresentado na Tabela 2, quando consideramos o período total de treino (12 semanas), verificamos que não se observaram alterações significativas na VFC, expressa por alterações no valor da RMSSD, de nenhum dos grupos com frequências de treino distintas ( $p > \alpha = 0,05$ ). No entanto, quando nos centramos nas alterações que ocorreram na VFC em períodos específicos, observamos algo distinto. O grupo exposto a uma frequência de treino de 3 sessões por semana começou a registar maiores incrementos na VFC a partir da quarta sessão, enquanto o grupo exposto a uma frequência de treino de 2 sessões por semana apenas registou este incremento à quinta sessão. Sugerimos que este incremento mais precoce no grupo exposto a uma maior frequência de treino possa estar associado ao efeito do protocolo de treino, que resultou em alterações mais precoces no padrão de resposta dos sujeitos.

O grupo de treino exposto a uma frequência de 3 sessões de treino por semana, a partir da quarta sessão e até ao final da intervenção demonstrou tendência para aumentar a VFC mais rapidamente e de forma mais linear, observável pela distribuição e declive da reta de regressão linear ( $R^2 = 0,49$ ). Ainda que as alterações observadas não tenham sido significativas no período observado, sugerimos que uma intervenção mais longa possa produzir alterações significativas uma vez que uma explicação em 49% indica um efeito moderado [41].

Para o grupo de treino exposto a uma frequência de treino de 2 sessões por semana, observaram-se diferenças significativas na VFC entre a 5ª e a 12ª semana. Estes resultados podem em parte ser explicados pelo valor médio mais baixo de VFC

que estes sujeitos demonstram na 5ª sessão, partindo assim de um valor de base mais reduzido. De facto, se nos centrarmos na tendência de alteração da VFC neste grupo, expresso pelo valor de  $R^2$  associado à reta de regressão, verificamos que a tendência de incremento da VFC é menor e apresenta uma resposta menos linear.

Outro dado importante a referir prende-se ao coeficiente de determinação ser semelhante no protocolo mais frequente tanto para a BAI ( $R^2 = 0.41$ ) como para a VFC ( $R^2 = 0.49$ ) o que reforça a tendência para ambas se complementarem ao longo das sessões de treino.

## CONCLUSÕES

Dado que foi possível observar uma tendência mais consistente para se registarem incrementos na VFC no grupo sujeito a uma frequência cardíaca de três semanas, sugerimos que este protocolo possa ser clinicamente mais relevante para produzir alterações na VFC.

A importância destes resultados prende-se ao facto de demonstrar que há maior probabilidade de se encontrarem aumentos da VFC se for aplicado um protocolo semanal mais frequente.

## REFERÊNCIAS

1. Ernst, G., *Heart-Rate variability—More than Heart Beats?* *Frontiers in public health*, 2017. **5**: p. 240.
2. Beckers, F., B. Verheyden, and A.E. Aubert, *Aging and nonlinear heart rate control in a healthy population*. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2006. **290**(6): p. H2560-70.
3. Wolf, S., *The end of the rope: the role of the brain in cardiac death*. *Can Med Assoc J*, 1967. **97**(17): p. 1022-5.
4. Akselrod, S., et al., *Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis*. *Am J Physiol*, 1985. **249**(4 Pt 2): p. H867-75.
5. Shaffer, F. and J.P. Ginsberg, *An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms*. *Front Public Health*, 2017. **5**: p. 258.
6. Thayer, J.F. and J.F. Brosschot, *Psychosomatics and psychopathology: looking up and down from the brain*. *Psychoneuroendocrinology*, 2005. **30**(10): p. 1050-8.
7. Thayer, J.F. and E. Sternberg, *Beyond heart rate variability: vagal regulation of allostatic systems*. *Ann N Y Acad Sci*, 2006. **1088**(1): p. 361-72.
8. Lehrer, P.M., E. Vaschillo, and B. Vaschillo, *Resonant frequency biofeedback training to increase cardiac variability: rationale and manual for training*. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2000. **25**(3): p. 177-91.
9. Thayer, J.F., et al., *Heart rate variability, prefrontal neural function, and cognitive performance: the neurovisceral integration perspective on self-regulation, adaptation, and health*. *Ann Behav Med*, 2009. **37**(2): p. 141-53.
10. La Rovere, M.T., et al., *Baroreflex sensitivity and heart-rate variability in prediction of total cardiac mortality after myocardial infarction*. *ATRAMI (Autonomic Tone and Reflexes After Myocardial Infarction) Investigators*. *Lancet*, 1998. **351**(9101): p. 478-84.
11. Lucini, D., et al., *Impact of chronic psychosocial stress on autonomic cardiovascular regulation in otherwise healthy subjects*. *Hypertension*, 2005. **46**(5): p. 1201-6.
12. Gould, D., S. Jackson, and L. Finch, *Sources of Stress in National Champion Figure Skaters*. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 1993. **15**(2): p. 134-159.

13. Kiecolt-Glaser, J.K., et al., *Emotions, morbidity, and mortality: new perspectives from psychoneuroimmunology*. *Annu Rev Psychol*, 2002. **53**(1): p. 83-107.
14. Cohen, S., D. Janicki-Deverts, and G.E. Miller, *Psychological stress and disease*. *JAMA*, 2007. **298**(14): p. 1685-7.
15. Walton, C.C., et al., *The Potential Role for Cognitive Training in Sport: More Research Needed*. *Front Psychol*, 2018. **9**: p. 1121.
16. Wagstaff, C.R., *Emotion regulation and sport performance*. *J Sport Exerc Psychol*, 2014. **36**(4): p. 401-12.
17. Fernandez, T., et al., *EEG and behavioral changes following neurofeedback treatment in learning disabled children*. *Clin Electroencephalogr*, 2003. **34**(3): p. 145-52.
18. Hammond, D.C., *What is neurofeedback: An update*. *Journal of Neurotherapy*, 2011. **15**(4): p. 305-336.
19. Doppelmayr, M. and E. Weber, *Effects of SMR and theta/beta neurofeedback on reaction times, spatial abilities, and creativity*. *Journal of Neurotherapy*, 2011. **15**(2): p. 115-129.
20. Egner, T. and J.H. Gruzelier, *EEG biofeedback of low beta band components: frequency-specific effects on variables of attention and event-related brain potentials*. *Clin Neurophysiol*, 2004. **115**(1): p. 131-9.
21. Perry, F.D., L. Shaw, and L. Zaichkowsky, *Biofeedback and neurofeedback in sports*. *Biofeedback*, 2011. **39**(3): p. 95-100.
22. Mirifar, A., J. Beckmann, and F. Ehrlenspiel, *Neurofeedback as supplementary training for optimizing athletes' performance: A systematic review with implications for future research*. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 2017. **75**: p. 419-432.
23. Shaw, L., V. Wilson, and S. Nihon, *Getting off the bench: EEG and HRV differences between starters and nonstarters*. *Biofeedback*, 2012. **40**(1): p. 34-38.
24. Gruzelier, J.H., et al., *Application of alpha/theta neurofeedback and heart rate variability training to young contemporary dancers: state anxiety and creativity*. *Int J Psychophysiol*, 2014. **93**(1): p. 105-11.
25. Rijken, N.H., et al., *Increasing Performance of Professional Soccer Players and Elite Track and Field Athletes with Peak Performance Training and*

- Biofeedback: A Pilot Study*. Appl Psychophysiol Biofeedback, 2016. **41**(4): p. 421-430.
26. Garet, M., et al., *Individual interdependence between nocturnal ANS activity and performance in swimmers*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2004. **36**(12): p. 2112-2118.
27. World Health Organization. Global recommendations on physical activity for health. 2010; Geneva: World Health Organization:[Available from: [http://whqlibdoc.who.int/publications/2010/9789241599979\\_eng.pdf](http://whqlibdoc.who.int/publications/2010/9789241599979_eng.pdf)].
28. Baker, J., J. Cote, and J. Deakin, *Expertise in ultra-endurance triathletes early sport involvement, training structure, and the theory of deliberate practice*. Journal of Applied Sport Psychology, 2005. **17**(1): p. 64-78.
29. World Medical Association, *World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects*. Bulletin of the World Health Organization, 2001. **79**(4): p. 373.
30. Mann, C.A., M.B. Sterman, and D.A. Kaiser, *Suppression of EEG rhythmic frequencies during somato-motor and visuo-motor behavior*. Int J Psychophysiol, 1996. **23**(1-2): p. 1-7.
31. Pfurtscheller, G., et al., *Visually guided motor imagery activates sensorimotor areas in humans*. Neurosci Lett, 1999. **269**(3): p. 153-6.
32. Malik, M., *Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use: Task force of the European Society of Cardiology and the North American Society for Pacing and Electrophysiology*. Annals of Noninvasive Electrocardiology, 1996. **1**(2): p. 151-181.
33. Billman, G.E., et al., *An introduction to heart rate variability: methodological considerations and clinical applications*. Front Physiol, 2015. **6**: p. 55.
34. Wilson, V.E., E. Peper, and D. Moss, " *The Mind Room*" in *Italian Soccer Training: The Use of Biofeedback and Neurofeedback for Optimum Performance*. Biofeedback, 2006. **34**(3).
35. Hatfield, B.D., A.J. Haufler, and T.W. Spalding, *A cognitive neuroscience perspective on sport performance*. 2006: In E. Ekkekakis & E. Acevedo (Eds.), *Psychobiology of Pshysical Activity* (pp. 221-240). Champaign, IL: Human Kinetics. 221-240.



36. Harkness, T., *Psykinetics and Biofeedback: Abhinav Bindra Wins India's First-Ever individual Gold Medal in Beijing Olympics*. *Biofeedback*, 2009. **37**(2): p. 48-52.
37. Hosseini, F. and E. Norouzi, *Effect of neurofeedback training on self-talk and performance in elite and non-elite volleyball players*. *Medicina Dello Sport*, 2017. **70**(3): p. 344-353.
38. Klimesch, W., *EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis*. *Brain Res Brain Res Rev*, 1999. **29**(2-3): p. 169-95.
39. Rodrigues, J.P., D.G. Migotina, and A.C. da Rosa. *EEG training platform: Improving Brain-Computer Interaction and cognitive skills*. in *3rd International Conference on Human System Interaction*. 2010. IEEE.
40. Nan, W., et al., *Peripheral visual performance enhancement by neurofeedback training*. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2013. **38**(4): p. 285-91.
41. Chin, W.W., *The partial least squares approach to structural equation modeling*. *Modern methods for business research*, 1998. **295**(2): p. 295-336.
42. Marzbani, H., H.R. Marateb, and M. Mansourian, *Neurofeedback: A Comprehensive Review on System Design, Methodology and Clinical Applications*. *Basic Clin Neurosci*, 2016. **7**(2): p. 143-58.