2018/2019

# Neurofeedback: Reforço do Ritmo Sensoriomotor com Montagem Bipolar em Jovens Surfistas

Leonard T. Belime

Faculdade de Psicologia e Ciências da Educação

Mestrado Integrado em Psicologia

Cabeçalho: REFORÇO SMR EM JOVENS SURFISTAS

# Universidade do Porto

# Faculdade de Psicologia e Ciências da Educação

# NEUROFEEDBACK: REFORÇO DO RITMO SENSORIOMOTOR COM MONTAGEM BIPOLAR EM JOVENS SURFISTAS

Leonard T. Belime

10/2019

Dissertação apresentada no Mestrado Integrado de Psicologia, Faculdade de Psicologia e de Ciências da Educação da Universidade do Porto, orientada pelo Professor Doutor **João Marques-Teixeira** (FPCEUP).

#### **AVISOS LEGAIS**

O conteúdo desta dissertação reflete as perspectivas, o trabalho e as interpretações do autor no momento da sua entrega. Esta dissertação pode conter incorreções, tanto conceptuais como metodológicas, que podem ter sido identificadas em momento posterior ao da sua entrega. Por conseguinte, qualquer utilização dos seus conteúdos deve ser exercida com cautela.

Ao entregar esta dissertação, o autor declara que a mesma é resultante do seu próprio trabalho, contém contributos originais e são reconhecidas todas as fontes utilizadas, encontrando-se tais fontes devidamente citadas no corpo do texto e identificadas na secção de referências. O autor declara, ainda, que não divulga na presente dissertação quaisquer conteúdos cuja reprodução esteja vedada por direitos de autor ou de propriedade industrial.

\_

# Agradecimentos

Devo um especial agradecimento ao meu orientador Professor Doutor João Marques-Teixeira e toda a equipa do NEUROBIOS pelo apoio na realização desta tese, sem os quais este projeto não teria sido possível. Outro obrigado especial à equipa da Onda Pura, aos participantes e aos pais dos participantes por se voluntariar e acreditarem no projeto até ao fim. Ao José Miguel Pereira, juiz da Federação Portuguesa de Surf, que julgou as provas de surf voluntariamente e sempre com uma boa disposição divina para ajudar os outros. Aos meus pais e finalmente a FPCEUP e todos os meus professores e colegas de curso que moldaram o meu percurso académico até à conclusão desta tese.

Obrigado!

#### Resumo

Este estudo procurou explorar os efeitos do neurofeedback (NF) na otimização do desempenho e no electroencefalograma quantitativo (qEEG) de jovens surfistas com idades compreendidas entre os 10 e os 16 anos. Os participantes (N = 8) foram distribuídos de forma semi-aleatória em dois grupos equivalentes, um experimental (n = 5) cujo foi reforçado o ritmo sensoriomotor (SMR, 12 - 15 Hz) e inibido teta (4 - 8 Hz) e beta alto (23 – 38 Hz) numa montagem bipolar C3-C4, e outro grupo de controlo que recebeu um treino NF falso. Todos realizaram 12 sessões NF (2 por dia), assim como uma medição EEG das bandas treinadas e uma prova de surf, ambas medidas antes e depois do NF. Devido ao tamanho reduzido da amostra, os resultados de comparação entre-grupos não indicaram diferenças significativas. Uma análise de casos indica que a maioria dos participantes tiveram um aumento de teta (menor diferença significativa: p = .002, d = .002(0.75) e uma redução de beta alto (menor diferença significativa: p = .006, d = 0.65) fruto do NF, sugerindo uma melhoria na atenção, concentração e possível maior resistência à pressão competitiva. Este estudo também propõe uma nova fórmula de cálculo de rácio para medir o efeito do NF nas bandas de frequência cerebrais e explora a metodologia de avaliação do desempenho no surf para futuras investigações naquele desporto.

**Plavras-chave**: Neurofeedback, Electroencefalografia, EEG, Ritmo Sensoriomotor, SMR, Montagem Bipolar, Rácio, Otimização do Desempenho, Desporto, Surf.

# Abstract

This study explored the effects of neurofeedback (NF) on peak performance and quantitative electroencephalography (qEEG) in young surfers between 10 and 16 years of age. The participants (N = 8) were semi-randomly assigned in two equivalent groups, one experimental (n = 5) that received reinforcement of the sensorimotor rhythm (SMR, 12 - 15 Hz) and inhibition of theta (4 - 8 Hz) and high beta (23 - 38 Hz) with a C3-C4 bipolar montage, and another control group (n = 3) which received a sham NF. They all completed

12 NF sessions (2 sessions per day), and were assessed on their EEG and surfing performance both prior and after the NF training sessions. Due to the small sample, the results between-group comparison did not show any significant changes. A case analyses of the experimental group showed that most participants enhanced theta (least significant difference: p = .002, d = 0.75) and reduced high beta (least significant difference: p = .006, d = 0.65) as a result of NF, suggesting a better capacity for attention, concentration and possibly better resistance to competitive pressure. This study also suggests a new ratio calculus formula to measure the effects of NF on the targeted frequency bands and explores a surfing assessment methodology to investigate performance in the sport for future research.

**Key-words**: Neurofeedback, Electroencephalography, EEG, Sensoriomotor Rhythm, SMR, Bipolar Montage, Ratio, Peak Performance, Sport, Surf.

## Résumé

Cette investigation a exploré les effets du *neurofeedback* (NF) sur l'optimisation de la performance et l'électroencéphalogramme quantitatif (qEEG) avec des jeunes surfeurs d'âge compris entre 10 et 16 ans. Les participants (N = 8) ont été répartis de façon semi-aléatoire en deux groupes équivalents, un expérimental (n = 5), soumis à un renforcement du rythme sensorimoteur (SMR, 12 - 15 Hz) et à l'inhibition de theta (4 - 8 Hz) et haut beta (23 - 38 Hz) en suivant un montage bipolaire C3-C4, et un autre groupe de contrôle (n = 3) qui a reçu un entraînement NF simulé. Tous les participants ont reçu 12 sessions de NF (2 par jour), et ont été mesuré les trois bandes de fréquence citées ainsi que les performances en surf, avant et après le NF. À cause de la petite taille de l'échantillon, les résultats obtenus par comparaison entre les deux groupes n'indiquent aucune différence significative. Une analyse de cas indique que la plupart des participants ont augmenté l'amplitude de theta (plus petite différence significative: p = .006, d = 0.65) pendant le NF. Ceci suggère une amélioration de la capacité d'attention et de concentration, et une

éventuelle amélioration de la réponse au stress en compétition. Cette étude propose aussi une nouvelle formule d'un ratio pour analyser l'effet du NF, et explore la méthodologie de mesure de la performance de surf pour de futures investigations dans ce sport.

**Mots-clé**: Neurofeedback, Électroencéphalographie, EEG, Rythme Sensorimoteur, SMR, Montage Bipolaire, Ratio, Optimisation, Performance, Sport, Surf.

# Índice

1. Introdução	1
1.1 Neurofeedback Sensoriomotor	2
1.2 Otimização do desempenho	3
1.3 Questões de investigação	6
2. Método	7
2.1 Participantes	7
2.2 Treino Neurofeedback	8
2.3 Medidas	10
2.4 Procedimentos estatísticos	13
3. Resultados	14
3.1 Comparação entre-grupos	14
3.2 Comparação intra-sujeitos	16
3.3 Análise de casos	18
4. Discussão	26
5. Conclusão	32
6. Bibliografia	33

# 1. Introdução

Como Hammond (2007) refere, nos anos 60 e 70 e com base no electroencefalograma (EEG), foi possível recondicionar/treinar as ondas cerebrais através de uma técnica de neuromodelação – o *neurofeedback* (NF). A primeira descoberta sobre resultados de treino NF pertence a Sterman, LoPresti e Fairchild (1969) contextualizada numa condição experimental com gatos. Reforçando os picos das ondas SMR (11 – 15 Hz) por condicionamento operante, os gatos ficaram mais resistentes a um gás indutor de convulsões. Com o desenvolver desta técnica, o NF foi definido como uma intervenção psicofisiológica de modelação neuronal com base eletrofisilógica (Perry, Shaw e Zaichkowsky, 2011).

No desporto, a atividade EEG permite prever o desempenho de atletas em desportos estáticos como o golf (Babiloni et al., 2008; Cheng et al., 2015) ou o tiro ao alvo (Cheng et al., 2017; Hatfield, Haufler e Contreras-Vidal, 2009). Se a atividade EEG tiver uma relação de causa-efeito com o desempenho, será possível alterar o desempenho, alterando a atividade cerebral através do NF. Numa revisão metodológica Weber, Frank e Doppelmayr (2011) salientam que nem todos os participantes conseguem alterar a sua atividade cerebral com treino NF, no entanto, as mudanças EEG nem sempre correspondem a mudanças comportamentais. Dito por outras palavras o treino NF pode produzir alterações psicológicas e/ou comportamentais sem necessariamente ser observada uma alteração correspondente no sinal EEG (Kober et al., 2015; Shaw, Zaichkowsky e Wilson, 2012), e vice-versa.

Numa revisão sistemática sobre otimização do desempenho no desporto por NF, Mirifar, Beckmann e Ehrlenspiel (2017) reviram 14 estudos, dos quais 12 reportaram efeitos positivos do NF em atletas. Esta técnica é reportada ter sucesso em diversos desportos como o golf (ex.: Arns et al., 2008; Kao, Huang e Hung, 2014; Sime, 2012; Ford, Wyckoff, e Sherlin, 2016), ginástica (Dekker et al., 2014; Perry et al., 2011), baseball (Sime, 2012), tiro ao alvo (Hatfield et al., 2009), natação, esgrima, atletismo, taekwondo e judo (Mikicin et al., 2015).

Os estudos existentes de treinos NF para otimização do desempenho procuraram geralmente reforçar alfa (8 - 12 Hz) ou SMR (12 - 15 Hz), inibindo teta (4 - 8 Hz). Mas enquanto o treino alfa demostrou resultados inconsistentes, o treino SMR tem vindo a apresentar resultados positivos constantes (Gruzelier, 2014b).

# 1.1 Neurofeedback Sensoriomotor.

O ritmo sensoriomotor (SMR) está associado a um estado de alerta mental e de relaxamento físico (Marzbani, Marateb e Mansourian, 2016). Durante a inibição de movimento, o ritmo sensoriomotor (SMR), produzido por uma rede tálamo-cortical, é superior na área do córtice sensoriomotor (Kober et al., 2015). Uma maior amplitude das ondas SMR foi observada durante um treino de controlo da variabilidade do ritmo cardíaco (Reid, Nihon, Thompson e Thompson, 2013) e está associada a um melhor desempenho no golf (Cheng et al., 2015) e no tiro ao alvo (Cheng et al., 2017). Os estudos mais recentes sobre treinos NF que visam aumentar as ondas SMR, obtiveram melhorias em provas cognitivas (Cochran, 2011; Doppelmayr e Webber, 2011; Egner e Gruzelier, 2001; Egner e Gruzelier, 2004; Gruzelier, 2014a; Kober et al., 2015), na música (Gruzelier, Holmes e Leach, 2014), com cirurgiões (Ros et al., 2009) e no desporto (Cheng et al., 2015; Paul, Ganesan, Sandhu e Simon, 2012; Shaw, Wilson e Nihon, 2012; Shaw, Zaichkowsky e Wilson, 2012). A maioria dos estudos supracitados foram feitos treinando SMR em Cz com referência no lobo auricular, com a exceção de Egner e Gruzelier (2001) e Gruzelier (2014a) que colocaram o elétrodo ativo em C4 com referência no lobo auricular ipsilateral e Doppelmayer e Webber (2011) cujos os participantes treinaram ambos C3 e C4 com referências auriculares. Todos os estudos, foram feitos com uma montagem monopolar.

Não foi encontrado nenhum estudo que explora o efeito do *neurofeedback* no surf até à data, pelo que este estudo exploratório procura preencher esta lacuna.

Para além da introdução ao NF no surf, é aqui introduzido a montagem bipolar para o treino de otimização do desempenho. Por experiência clínica, Othmer (2005) notou, em

montagens monopolares, que o treino do hemisfério esquerdo era mais confortável para os indivíduos, com um intervalo de frequência superior ao treinado no hemisfério direito. Porém, na prática considerou difícil manter um equilíbrio na ativação cerebral (sobre-ativar ou sobre-inibir o tónus do indivíduo), e resolveu adotar o treino interhemisférico (montagem bipolar) como solução.

A montagem bipolar C3-C4 (elétrodo ativo em C3 e referência em C4), regista um sinal eletroencefalográfico que representa a diferença de amplitude entre os dois elétrodos. De acordo com Othmer (2005) este protocolo pode ser aplicado e dar resultados na maioria dos indivíduos. O autor também defende que este protocolo para além de reforçar mudanças de amplitude, reforça alterações de fase entre os dois elétrodos C3 e C4. Estas mudanças na amplitude e fase promovem a auto-regulação do cérebro e é visto como um exercício para ativar ou acalmar o cérebro. Este exercício de ativação/inibição da atividade cerebral, poderia explicar a eficácia deste protocolo em variáveis comportamentais, muito embora essa mudança não se reflita de forma esperada no EEG (Othmer, 2005). Segundo Putman e Othmer (2007) na montagem bipolar interhemisférica o *feedback* é definido principalmente pela relação de fase entre os dois pólos. Este método de treino NF permite melhorar a auto-regulação e a gestão emocional assim como o nível de tónus (Othmer, 2005), melhora a capacidade de atenção (Putman et al., 2005) e consequentemente, é ideal para a otimização do desempenho.

# 1.2 Otimização do desempenho

Para proporcionar um treino NF adequado às necessidades de um atleta desportista, o conceito de otimização de desempenho (OD) permite esclarecer algumas das necessidades psicológicas desse atleta.

Tradicionalmente o desempenho foi caracterizado como funcionando ao longo de um contínuo com o desempenho disfuncional num extremo e o desempenho ótimo no outro. A intervenção que visa melhorar o desempenho pode treinar um indivíduo com um

desempenho disfuncional para um funcionamento mais normativo, ou treinar um indivíduo que se encontra na norma, aproximar-se de um desempenho ótimo (Vernon, 2005).

Do ponto de vista fisiológico, a perícia requer eficácia na programação motora (Park, Fairweather e Donaldson, 2015). No que diz respeito à atividade cortical, a eficácia é um resultado da inibição das áreas irrelevantes para uma dada tarefa e, simultaneamente, da ativação das áreas relevantes para a tarefa (Haier et al., 1992).

No domínio da otimização do desempenho, Bertollo et al. (2016) definem a proficiência como a habilidade de um indivíduo realizar uma tarefa específica e complexa alternando de um desempenho automático e eficiente para um controlo mais dispendioso e ponderado quando as condições o exigem como em situações novas, incomuns ou inesperadas. Esta proficiência atinge os seus níveis mais elevados quanto mais treino e conhecimento existir pela parte do indivíduo.

A otimização do desempenho no desporto é vista como uma aproximação ao ponto ótimo da eficácia psicomotora. Segundo Hatfield e Hillman (2001), no desempenho de uma tarefa psicomotora, a eficácia traduz-se numa proporção entre o comportamento psicomotor e a alocação dos recursos neuronais. Por outras palavras, a eficácia do desempenho é melhor quanto mais a ação psicomotora for específica em relação à necessidade da tarefa, recorrendo apenas aos recursos neuronais necessários e específicos do comportamento.

Ainda, o aumento da eficácia psicomotora permite reservar os recursos adicionais para situações novas ou inesperadas que necessitam de atenção específica para adaptar e/ou ajustar o comportamento com o objetivo de desempenhar a tarefa da melhor forma possível (Bertollo et al., 2016; Hatfield e Hillman, 2001).

Para além da necessidade de proficiência na execução motora, atletas, nomeadamente de competição, estão sujeitos a elevados níveis de pressão psicológica para ter êxito. A ansiedade criada pela pressão competitiva produz uma maior ativação cortical e interfere com a qualidade do desempenho (Hatfield et al., 2009). Assim, os atletas necessitam de usar as suas capacidades proficientes adquiridas com elevado treino para manter um desempenho ótimo e lidar com situações onde a pressão para ter êxito é muito elevada (Bertollo et al., 2016).

Segundo Collins et al. (2001) a perícia resulta numa maior coordenação e controlo que permite desenvolver resistência a fatores interferentes como a ansiedade e/ou a pressão competitiva.

Segundo Bertollo et al. (2016), estudos sobre a eficácia de processamento sugerem que níveis elevados de ansiedade estão associados a uma maior ativação cortical, comparados com baixos níveis de ansiedade (Bishop, 2009; Righi, Mecacci e Viggiano, 2009; Savostyanov et al., 2009). Deste modo, níveis elevados de pressão nos atletas podem interferir com a eficácia de processamento e colocar em risco o desempenho ótimo do atleta. Justamente, o treino NF para otimização do desempenho permite treinar o indivíduo para abstrair-se de fatores distratores, assim como, ativá-lo e desativá-lo de forma mais eficiente (Pacheco, 2016) e, deste modo, tornar-se mais resistente à pressão competitiva.

Quando se fala em otimização do desempenho, deve-se ter alguma consideração pela atenção e comportamentos impulsivos. Numa tarefa em que é necessário exceder-se, um nível elevado de controlo atencional e comportamental faculta uma maior capacidade de OD. Gruzelier, Egner e Vernon (2006), descrevem estudos NF (ex.: Egner e Gruzelier, 2001) que utilizaram uma prova de *oddball* para medir efeitos de um protocolo, quer na atenção, quer nos comportamentos impulsivos. Na prova de *oddball* os participantes ouviam dois tipos de estímulos diferentes, (1) uns eram os alvos em que o participante devia responder o mais rapidamente possível e (2) outros eram distratores em que o participante devia inibir a sua resposta motora. Com protocolos SMR, os participantes melhoraram o desempenho nesta prova. No desporto a atenção e o controlo dos impulsos permitem tomar decisões mais adequadas que às vezes ocorrem numa fração de segundo.

Cheng et al. (2017) numa experiência de tiro ao alvo, verificaram que o poder de SMR estava positivamente correlacionado com o desempenho (distância do alvo), o que sustenta não só o conceito da eficácia psicomotora como, o de melhoria do processo atencional e do controlo dos impulsos. Xiang (2018) faz uma revisão sistemática sobre o efeito do NF na otimização do desempenho no desporto e propôs que o aumento do poder de SMR, por representar uma inibição dos processos somatosensoriais e sensoriomotores, pode reduzir o processamento consciente e aumentar o processo autonómico envolvido no

controlo motor, reduzindo deste modo, a possibilidade de interferência de processos mentais conscientes.

Conclui-se que, procurando elevar a eficácia, a resistência à pressão e o controlo/manutenção da atenção e dos comportamentos dos atletas, o NF revela ter um elevado potencial.

Mas se a eficácia do NF na otimização do desempenho é promissora, a limitação de conhecimentos e da evidência científica faz com que esta técnica ainda não seja muito utilizada nestes contextos (Perry et al., 2011).

Os estudos laboratoriais e a grande dificuldade de recolha de informação de EEG durante as atividades em tempo real (devido aos movimentos e artefactos), limita consideravelmente a informação disponível sobre os padrões de ativação cortical dos atletas e, consequentemente, limita a proposta de protocolos de treino NF que sejam baseados na evidência empírica (Park et al., 2015; Thompson, Steffert, Ros, Leach, e Gruzelier, 2008).

# 1.3 Questões de investigação

Esta investigação exploratória procura enriquecer os conhecimentos acerca do NF para a otimização do desempenho. Para responder a este desejo, foram colocadas duas questões de investigação circunstanciais: (1) Qual o efeito do treino SMR por neurofeedback na atividade EEG em atletas de surf? (2) Qual o efeito do treino SMR por neurofeedback no desempenho competitivo no surf?

No que diz restpeito ao efeito do NF na atividade EEG, a investigação existente tem vindo a obter resultados inconsistentes (Park et al., 2015). Estudos sobre a otimização do desempenho, geralmente não observam alterações EEG específicas após um treino NF numa comparação pré-pós (Perry et al., 2011; Shaw, Zaichkowsky e Wilson, 2012; Vernon, 2005), enquanto que uma modelação durante as sessões é evidente (Kober et al., 2015). Seguindo a evidência citada, a primeira (1) hipótese colocada é que uma modelação das bandas EEG treinadas seja observável durante as sessões NF. Dado que o objetivo

deste estudo exploratório é aumentar a atividade SMR ao mesmo tempo que controlar teta e beta alto, a segunda (2) hipótese colocada, é que o treino SMR NF aumentará a amplitude média de SMR, e/ou reduz teta e beta alto numa comparação pré-pós. Uma terceira (3) hipótese é que o treino SMR NF melhora o desempenho competitivo dos atletas. Dado que Putman (2007) sugere que o treino NF bipolar tem como efeito reduzir a coerência entre os dois elétrodos. Também adicionamos uma quarta (4) hipótese segundo a qual o treino NF irá reduzir a coerência C3-C4 numa comparação pré-pós.

# 2. Método

# 2.1 Participantes

**Tabela 1.**Dados demográficos

Grupo experimental						Grupo de controlo				
Participante	1	2	3	4	5	6	7	8		
Idade	12	12	13	14	16	12	10	15		
Peso (Kg)	33	42	57	50	75	39	37	50		
Altura (M)	1.46	1.60	1.60	1.72	1.80	1.50	1.41	1.65		

Para este estudo exploratório foram recrutados N=10 participantes compreendidos entre os 10 e 16 anos de idade (M=13.33, DP=2.06). A maioria dos atletas fazem parte da escola de surf Onda Pura, exceto 1 que treina no Clube de Surf do Porto. Estes foram divididos em dois grupos de 5 em que o grupo experimental (n=5, idade média = 13.4, DP=1.67) recebeu um treino de 12 sessões de neurofeedback, e o grupo de controlo (com duas desistências, n=3, idade média = 12.33, DP=2.52) também realizou 12 sessões mas com um treino falso.

Os grupos foram divididos de forma semi-aleatória criando dois grupos equivalentes de acordo com a melhor pontuação no surf (técnica) e amplitude SMR em C3 de olhos fechados. Os grupo ficaram ainda equivalentes entre eles de acordo com a eficácia e a idade (ver tabela 2), mas não com a consistência (n = 3, p = .049) após a última desistência (Nota: para mais detalhes sobre os valores de técnica, eficácia e consistência, ver o parágrafo das medidas de desempenho).

**Tabela 2**. Equivalência entre grupos antes da intervenção NF

- Variáveis	Grup	o Experimental	Grup	o de Controlo	Significância estatística			
	n	Mean Rank	n	Mean Rank	Teste de Leven*	Teste de Mann-Whitney**		
Idade	5	5	3	3.67	.527	.445		
Eficácia	5	4.2	3	5	.516	.655		
Consistência	5	3.2	3	6.67	.619	.047***		
Técnica	5	4.2	3	5	.871	.786		
SMR	5	4.8	3	4	.692	.786		

<sup>\*</sup>teste de homogeneidade das variâncias \*\*teste de comparação mean rank entre grupos \*\*\*significativo abaixo de .05

# 2.2 Treino Neurofeedback

Os treinos de NF foram realizados no NEUROBIOS – instituto de neurociência, onde foi disponibilizado o programa *BrainMaster 3.7i* num computador portátil e um amplificador *Atlantis 4x4*. O amplificador foi posicionado cerca de 1.5 metros de distância do computador para reduzir o ruído do computador o máximo possível, e o carregador do portátil foi desligado da tomada. De modo a reduzir as impedâncias, os elétrodos foram colocados após a limpeza do couro cabeludo com álcool etílico e *Nuprep*, e colados com pasta condutora *Ten20*. As impedâncias foram mantidas abaixo de 15 kilohms. O sinal foi medido com uma definição de 256 Hz, um filtro *Notch* de 50 Hz para controlar os artefactos externos de origem elétrica e foi ainda adicionado um limiar de 120 microvolts para controlar artefactos musculares. Os elétrodos foram colocados em C3-C4 (ativoreferência, com o terra na mastoide esquerda). Foi reforçada a banda SMR (12 – 15 Hz) e inibidas as bandas teta (4 – 8 Hz) e Beta alto (23 – 38 Hz).

O limiar de reforço SMR foi definido automaticamente de modo a que 80% do tempo a amplitude desta banda se encontre acima do limiar. O limiar para inibir ambos Teta e Beta Alto foi definido de modo a que 80% do tempo, a amplitude destas bandas se encontrassem abaixo do limiar. A definição destes limiares faz com que a probabilidade do participante receber *feedback* positivo fosse de 0.512 (0.8<sup>3</sup>), ou seja, o participante recebeu *feedback* positivo cerca de 51% do tempo. O limiar era automaticamente ajustado de forma contínua (a cada segundo) com base no minuto que decorreu previamente.

O reforço foi dado em forma de jogo, em que o participante visualizou 5 tigres num espaço 2D, que corriam da esquerda para a direita do ecrã. O primeiro tigre avançava sempre que houvesse reforço positivo, acendendo duas linhas amarelas de contorno, enquanto os outros tigres avançam quando o reforço era negativo. O objetivo do participante era avançar com o primeiro tigre, sem avançar os outros tigres, e deste modo ganhar a corrida. As corridas ocorreram por ciclos de 2 minutos. No final de cada corrida, uma nova corrida era iniciada passados 5 segundos. A dificuldade era automaticamente ajustada pelo jogo, se o tigre do reforço positivo perder, o nível do jogo tornava-se mais fácil, e se ganhar, a dificuldade aumentava. Para além do estímulo visual o participante ouvia um estímulo auditivo de címbalo sempre que o participante mantinha as condições de *feedback* positivo reunidas durante 1 segundo.

A cada visita, realizaram-se duas sessões de 20 minutos com uma pausa de 5 a 10 minutos entre as duas, num total de 12 sessões de 20 minutos. Os participantes estiveram presentes 1 a 4 vezes por semana dependendo da disponibilidade de cada um. No início de cada sessão fez-se um registo de 1 minuto sem *feedback* para definir a linha basal inicial, e no final dos 20 minutos, era registado um adicional minuto sem *feedback*. O ecrã do computador foi coberto durante a calibragem. Ao iniciar o jogo, o ecrã era descoberto. Os participantes foram instruídos para ficar relaxados e foi-lhes explicado o jogo dos tigres. Durante as sessões, devido à natureza do efeito deste protocolo, alguns participantes ficaram com sono e dificuldade em manter os olhos abertos pelo que foi lhes pedido para fechar os olhos durante 2 minutos (uma corrida) e concentrar-se no estímulo auditivo. Após 2 minutos, voltavam a abrir os olhos.

Os treinos NF falsos foram dados por uma opção de simulação no programa do *BrainMaster 3.7i* que criava um sinal fictício, sendo assim o *feedback* aleatório.

Ao longo das sessões de NF, independentemente do grupo a que pertenciam (real ou falso), os jovens participantes foram verbalmente motivados para manter o foco na tarefa e encorajados a mexer o menos possível, relaxar o corpo e não adormecer.

#### 2.3 Medidas

Desempenho de surf. Para avaliar o desempenho, os atletas realizaram uma pequena prova de surf onde foi atribuída uma nota, numa escala de pontuação de 0 a 10, a cada onda surfada. As notas eram dadas por um juiz da Federação Portuguesa de Surf de categoria A (nível nacional) de acordo com os critérios de surf competitivo atuais. A cada onda surfada, para além da pontuação dada ao desempenho, foi pedido ao juiz para atribuir 1 ponto se o atleta terminasse de surfar a sua onda, ou 0 pontos se o atleta caísse antes do final da onda. Os atletas foram para a água durante 30 minutos em sub-grupos e o objetivo deles foi fazer a pontuação mais alta possível numa onda, sendo que durante os 30 minutos podiam apanhar quantas ondas quisessem. Para avaliar o desempenho competitivo de cada atleta, foram extraídas três medidas: (1) a melhor pontuação obtida para medir a técnica de surf; (2) a média das pontuações todas obtidas de cada atleta ao longo dos 30 minutos para medir a eficácia; e (3) a proporção de ondas terminadas com o número total de ondas que apanharam para medir a consistência do atleta.

Por exemplo, um atleta apanha 3 ondas ao longo dos 30 minutos. Estas ondas foram pontuadas com 2.5, 2.2 e 2. A técnica de surf é representada pela sua melhor onda = 2.5; para medir a eficácia é feita uma média das ondas (2.5 + 2.2 + 2) / 3 = 2.23; e destas três ondas o atleta finalizou apenas uma onda, pelo que a sua consistência é de 1 / 3 = 0.33. Outro atleta, pontua apenas duas ondas de 3 e 0.5, das quais finalizou uma. A sua técnica é de 3, a eficácia é 1.75 e a consistência de 0.5.

Devido à diferença de condições do mar (ondas mais pequenas na segunda prova pós-NB) foi pesada a média para todos os valores de modo a reduzir as variáveis parasitas. Para pesar a média foi feito uma média dos valores do grupo (ex.: média de todas as ondas

pontuadas na primeira prova de surf [pré-NF]), e dividido cada valor de pontuação pela média geral.

**Neurofeedback.** Ao longo dos treinos NF foi extraído uma média por minuto dando origem a uma matriz de médias de 5 participantes x 12 sessões x 22 minutos cada (20 minutos de sessão + 1 minuto antes e 1 minuto depois da sessão), e 3 bandas de frequência (5 x 12 x 22 x 3 = 3960). Os dados foram apenas extraídos para os 5 participantes de NF real, visto que no grupo de NF falso (n = 3) o programa criou um sinal fictício que não era representativo da atividade do participante. No grupo real, os valores obtidos correspondiam ao poder médio por minuto de cada banda de frequência. Dado que o poder representa o quadrado da amplitude, foi calculada a raiz quadrada para se obter o valor da amplitude média.

Por natureza, as ondas mais lentas (ex.: teta) têm uma maior amplitude e maior variação do que uma onda mais rápida (ex.: beta alto). Isto faz com que uma alteração na amplitude de teta tenderia a ser mais elevada do que uma alteração em beta alto. No entanto, as três bandas de frequência (teta, SMR e beta alto) tiveram a mesma influência na definição do *feedback*, pelo que as alterações devem ser representadas de forma proporcional. Para contornar este problema, tal como para as medidas de desempenho, pesou-se a média. Em cada participante foi feita um média geral de cada banda de frequência (ex.: média geral SMR para o participante 1 = média de todos os valores desde a sessão 1 à sessão 12 de SMR para aquele participante). De seguida, cada valor individual daquele intervalo foi divido pela média geral. Este procedimento foi repetido para as três bandas de frequência nos 5 participantes.

Uma vez obtido os valores transformados em proporções, e de modo a observar o efeito do NF nas três bandas de frequência de forma equivalente, foi calculado um rácio

2 SMR Teta + Beta Alto , representativo das alterações desejadas, sendo que, se SMR aumentar e Teta e Beta Alto reduzirem, o rácio aumenta. No entanto se todas as bandas de frequência diminuírem ou aumentarem em conjunto, estaríamos perante uma alteração não específica ao treino pelo que não é representada no valor do rácio. Este rácio é a variável dependente do EEG.

Para além das variáveis independentes como o particpante ou o número da sessão, foi comparado o rácio entre o minuto 1 (antes da sessão) e o minuto 22 (no final da sessão) ambos minutos sem *feedback*, de modo a medir o efeito do NF durante cada sessão. Finalmente, tendo em conta que cada participante fez duas sessões por dia (com intervalo de 5-10 minutos entre as duas), foi criado uma variável em função de a sessão ser a 1ª sessão do dia ou a 2ª sessão do dia.

Electroencefalograma. Para as medidas de EEG pré-pós *neurofeedback* foi utilizado o mesmo material e procedimento supracitado no NF, exceto as impedâncias que foram mantidas abaixo de 10 kilohms. Foram extraídas o poder médio calculado com a transformada de Fourrier, em C3-A1 e C4-A2 (terra em Cz) durante 3 minutos de olhos fechado. As bandas de frequência extraídas foram Teta (4 – 8 Hz), SMR (12 – 15 Hz) e Beta Alto (23 – 38 Hz). Os valores obtidos correspondiam ao poder médio por minuto de cada banda de frequência, pelo que foi feita a raiz quadrada para obter o valor da amplitude média e depois calculado o logaritmo base 10 de modo a normalizar a distribuição dos dados para se poder calcular o rácio entre as três bandas. Foi ainda extraído a assimetria, coerência e fase (sincronia) entre os elétrodos C3 e C4 para cada uma das três bandas de frequência. A fase aqui é uma medida de sincronia entre os dois elétrodos em que 0 é sincrónico (*in-phase*) e 100 é assincróncio (180°, *anti-phase*).

De modo a observar se houve efeito do NF nas três bandas de frequência, foi calculado o mesmo rácio supracitado. Este rácio no EEG foi calculado para os valores de C3, C4, coerência, fase e assimetria.

**Comparação pré-pós NF.** Para fazer a comparação da evolução entre-grupos entre o momento antes dos treinos NF e o momento depois do NF, foi feito a diferença (Pós - Pré) entre os dois momentos, para cada medida de desempenho e de EEG. Estes valores foram utilizados para fazer a comparação entre-grupos.

#### 2.4 Procedimentos estatísticos

Os dados foram inseridos e tratados no programa *IBM SPSS Statistics 24*. Os dados para a comparação pré-pós NF foram inseridos numa base de dados, constando com as medidas demográficas, de desempenho no surf e de EEG. Para a análise dos dados recolhidos durante os treino NF, foi criada uma segunda base de dados.

Comparação entre-grupos pré-pós NF. Para definir a equivalência dos dois grupos, assim como, para a comparação entre grupos na diferença antes e depois do treino NF, nas medidas demográficas, de desempenho e EEG, foi realizado o teste de Leven para assegurar a homogeneidade da variância e, devido à amostra reduzida (N = 8) foi utilizado o teste de Mann-Whitney U para fazer uma comparação entre-grupos (experimental vs. controlo) na diferença pré-pós NF das variáveis de EEG e de desempenho.

**Comparação intra-sujeitos**. De modo a procurar se houve um efeito do NF nas variáveis EEG (C3 e C4 no rácio, teta, SMR, beta alto, fase, coerência e assimetria) e de desempenho (técnica, consistência e eficácia), recorreu-se ao teste de Wilcoxon para comparar as variáveis pré e pós NF.

Para ver o efeito dentro das sessões e entre-sessões NF foi utilizado o teste de *t de student* para amostras emparelhadas em todas as análises.

# 3. Resultados

# 3.1 Comparação entre-grupos

O teste de homogeneidade das variâncias não é significativo (p > .18) para todas as variáveis de desempenho e EEG. O teste de comparação entre-grupos Mann-Whitney U permite observar que não há diferenças significativas na diferença pré-pós NF entre os grupos em nenhuma das variáveis medidas (p > .17), não indicando deste modo nenhum efeito do treino NF.

**Tabela 3.**Diferenças pré-pós neurofeedback (Pós – Pré)

0 3 1 1		J	,		/			
		Grupo	experi	Grupo de Controlo				
Participante	1	2	3	4	5	6	7	8
Teta C3	0,18	0,41	0,18	0,93	-0,08	-0,20	0,07	0,40
SMR C3	-0,30	-0,22	-0,21	0,18	0,02	-0,36	0,12	0,04
Beta Alto C3	0,36	-1,54	-0,34	-0,21	-0,09	0,14	-0,10	-1,13
Teta C4	0,15	0,28	0,20	0,86	-0,17	-0,73	0,04	0,31
SMR C4	-0,42	-0,02	0,02	0,19	-0,04	-0,51	-0,05	0,12
Beta Alto C4	0,21	-0,39	-0,14	-0,40	0,19	1,35	-0,08	-1,40
Rácio C3	-0,18	0,61	0,00	0,03	0,05	-0,14	0,08	0,18
Rácio C4	-0,20	0,74	0,04	0,08	-0,08	-0,32	0,00	0,25
Teta Coerência	6,60	-3,82	3,59	-4,87	-3,66	-2,01	-7,77	1,67
SMR Coerência	1,04	10,35	-1,39	5,52	-4,14	-11,09	-0,31	-0,87
Beta Alto Coerência	-4,13	6,97	-1,07	0,92	-5,93	0,79	-0,08	-3,17
Teta Fase	-1,90	-0,20	0,03	48,53	3,25	1,70	2,92	1,45
SMR Fase	-0,31	-2,10	1,97	30,79	4,75	4,11	3,28	0,31
Beta Alto Fase	5,39	-6,88	0,51	12,27	7,64	2,31	4,21	-1,69
Teta Assimetria (C3-C4)	-0,23	-1,04	-0,18	0,06	-0,86	4,12	-0,35	-0,26
SMR Assimetria	0,43	-0,79	0,68	0,13	0,10	-0,79	-0,23	0,41
Beta Alto Assimetria	0,74	-3,65	-0,49	-0,77	-0,23	5,61	-0,08	-1,74

**EEG**. Devido à dimensão tão reduzida da amostra é difícil tirar conclusões. Uma observação dos dados da tabela 3 permite observar alguns casos particulares. Começando com as amplitudes médias, observa-se que o participante 4 teve o maior aumento na

amplitude média de teta em C3  $(0.93 \,\mu V)$  e em C4  $(0.86 \,\mu V)$ , coincidentemente observa-se um alteração de fase (dessincronia) nas três bandas de frequência muito superior aos restantes participantes. Esta observação é contrária àquela esperada visto que o objetivo era reduzir a amplitude e diferença de fase em teta. No entanto, uma maior assincronia (aumento de fase) foi reforçado para a banda SMR. O participante 5 também teve um aumento de fase (dessincronia) das três bandas, superior aos restantes participantes.

Nas medidas de coerência observam-se algumas alterações intrigantes como o aumento destacado do participante 2 (10.35) comparado com a redução igualmente destacável do participante 6 (-11.09). Do mesmo modo, a alteração do participante 1 que apresentou um aumento da coerência em teta (6.60) e uma redução em Beta Alto (-4.13) contrasta-se com a redução da coerência de teta (-7.77) do participante 7. Ainda, outra resposta específica foi do participante 5 que teve uma redução da coerência marcada nas três bandas de frequência.

Finalmente, relativamente a assimetria, destaca-se o participante 2 que teve a maior redução de diferença entre C3 e C4 nas três bandas. Curiosamente, no primeiro EEG (pré) foi o participante que apresentou uma maior assimetria (soma das diferenças = 1.60) e após o NF apresentou a menor assimetria do grupo (0.14).

**Tabela 4.** *Medidas de desempenho* 

	Técnica			Consistência			Eficácia		
Participante	Pré	Pós	Dif.	Pré	Pós	Dif.	Pré	Pós	Dif.
1	1.13	1.94	0.81	0.97	0.99	0.01	0.66	1.15	0.49
2	0.64	0.65	0.01	0	0	0	0.40	0.43	0.03
3	0.94	0.86	-0.08	0.49	1.15	0.66	0.73	0.65	-0.08
4	1.51	0.65	-0.86	0.64	0	-0.64	0.75	0.54	-0.22
5	3.21	2.80	-0.41	0.97	1.15	0.17	1.98	1.43	-0.55
6	2.07	1.72	-0.35	1.30	0.87	-0.43	1.09	0.90	-0.19
7	0.75	0.99	0.24	1.61	2.29	0.68	0.48	0.90	0.42
8	2.26	2.15	-0.11	0.97	1.15	0.17	1.07	1.09	0.03

**Desempenho**. Na técnica, os participantes que apresentam a maior melhoria são os participantes 1 (0.81) e 7 (0.24). Estas alterações são coincidentes com o peso dos atletas. Os atleta 1 e 7 são os mais leves de todos, 33 e 37 Kg respetivamente. Esta melhoria pode

ser explicada pela diferença de condições do mar entre a primeira prova (pré-NF) e a segunda prova (pós-NF) de surf. Na segunda prova as ondas estavam mais pequenas (0.5 a 1 metro) e vários atletas reportaram que as ondas estavam moles (termo utilizado para descrever ondas com pouca força e pouca parede), o que explicaria que os atletas mais leves tivessem um melhor desempenho nestas condições comparado com as condições da primeira prova em que as ondas estavam maiores (1.5 a 2 metros), enquanto que o resto dos participantes obtiveram pontuações mais baixas. As maiores regressões são do participante 4 (-0.86), seguido dos participantes 5 (-0.41) e 6 (-0.35). Finalmente é de notar que o participante 3 mudou de prancha de surf entre a primeira prova e a segunda. Este passou a utilizar uma prancha mais pequena graças à sua evolução, no entanto é uma prancha mais difícil de manusear inicialmente pela redução da estabilidade. Deste modo, a comparação pré-pós para o participante 3 está muito condicionada por este fator.

# 3.2 Comparação intra-sujeitos.

**Desempenho e EEG.** O teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas não identifica diferenças significativas nas medidas do desempenho tanto no grupo de controlo (p > .28) como para o grupo experimental (p > 22), assim como nas medidas de EEG no grupo de controlo (p > .10) e no grupo experimental (p > .06).

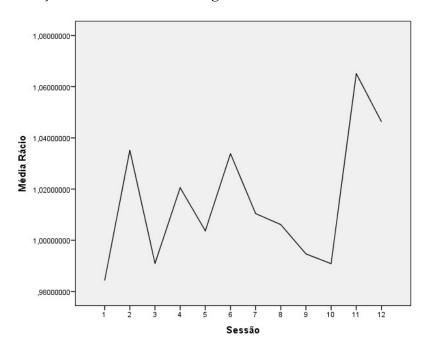
**Dentro da sessão NF**. No grupo experimental, durante as sessões NF, a comparação entre o minuto 1 (pré-sessão) e o minuto 22 (pós-sessão) não demonstra diferenças significativas no rácio (p = .31), teta (p = .71), SMR (p = .94) e beta alto (p = .48).

Sabendo que os participantes fizeram duas sessões por dia, as sessões ímpar representam a primeira sessão do dia e as sessões pares representam a segunda sessão do dia. Com isto em mente, a observação do gráfico 1 sugere que possam existir diferenças entre a primeira sessão do dia e a segunda sessão do dia.

Entre sessões NF. O teste de t para amostras emparelhadas indica diferenças significativas no rácio entre a primeira sessão do dia e a segunda sessão do dia. Existe um

aumento do rácio entre a primeira sessão do dia (M = 1.008, DP = 0.139) e a segunda sessão do dia [M = 1.022, DP = 0.130, t(659) = -2.31, p = .021, d = -0.09]. Também existe um aumento significativo entre a média do rácio na primeira sessão (sessão 1; M = 0.984, DP = 0.141) e na última sessão [sessão 12; M = 1.046, DP = 0.143, t(109) = -3.80, p < .001, d = 0.36] do programa de treino. Indicando um efeito positivo das sessões NF.

**Gráfico 1.**Evolução do rácio médio ao longo das 12 sessões NF



De modo a ver qual foi o comportamento de cada banda repetimos os mesmos passos nas três bandas de frequência. Os resultados indicam um aumento de teta entre a primeira sessão do dia (M = 0.994, DP = 0.054) e a segunda sessão do dia [M = 1.006, DP = 0.052, t(659) = -5.13, p < .001, d = -0.20], uma redução de SMR entre a primeira sessão do dia (M = 1.003, DP = 0.070) e a segunda sessão do dia [M = 0.997, DP = 0.065, t(659) = 1.97, p = .049, d = 0.08] e uma redução de beta alto entre a primeira sessão do dia (M = 1.027, DP = 0.294) e a segunda sessão do dia [M = 0.973, DP = 0.269, t(659) = 4.33, p < .001, d = 0.17].

Na comparação entre a primeira e a última sessão, observa-se um aumento de teta da primeira (M = 0.974, DP = 0.054) para a última sessão [M = 1.027, DP = 0.038, t(109)

= -7.45, p < .001, d = -0.71] e uma redução de beta alto da primeira (M = 1.130, DP = 0.376) para a última sessão [M = 0.936, DP = 0.327, t(109) = 4.93, p < .001, d = 0.47], enquanto houve uma redução na banda SMR da primeira (M = 1.016, DP = 0.094) para a última sessão (M = 1.007, 0.072, NS) a diferença não é significativa.

Estes resultados entre sessões são opostos ao esperado nas bandas teta e SMR e concordantes ao treinado para a banda beta alto.

#### 3.3 Análise de casos

Participante 1. Na comparação pré-pós NF, como se pode observar na tabela 3, este participante apresentou o aumento de amplitude de teta e beta alto e uma redução de SMR em C3 e C4. Estas alterações são opostas àquelas esperadas pelo treino NF, no entanto a investigação tem vindo a concluir que o treino NF permite ganhar controlo voluntário sobre a atividade EEG mas não quer dizer que altera a linha basal (Kober et al., 2015; Othmer, 2005). Uma análise da resposta ao NF durante as sessões indica que este participante baixou o rácio entre a primeira sessão do dia (M = 1.012, DP = 0.091) e a segunda sessão do dia (M = 0.992, DP = 0.079, t(131) = 2.06, p = .042, d = 0.18). Uma comparação entre a primeira sessão (M = 1.035, DP = 0.076) e a última sessão [M =0.981, DP = 0.067, t(21) = 2.43, p = .024, d = 0.52] confirma o efeito do NF na redução do rácio. Quanto às bandas houve um aumento de teta entre a primeira (M = 0.979, DP =0.041) e a última sessão [M = 1.048, DP = 0.022, t(21) = -7.78, p < .001, d = 1.65], uma redução de SMR entre a primeira (M = 1.146, DP = 0.070) e a última sessão [M = 0.941, DP = 0.049, t(21) = 11.46, p < .001, d = 2.45] e uma redução de beta alto entre a primeira sessão (M = 1.238, DP = 0.111) e a última sessão (M = 0.874, DP = 0.094, t(21) = 12.75, p < .001, d = 2.72].

No que diz respeito ao desempenho, foi o atleta com a maior melhoria na comparação pré-pós NF. Como já mencionado esta melhoria coincide com o facto de ser o participante mais leve (33 kg). Curiosamente também foi o participante com a maior amplitude basal de SMR em C3 no 1º EEG (pré-NF, 3.07 µV), e o segundo maior no 2º

EEG (pós-NF, 2.77 μV), e enquanto que no 1º EEG tinha uma média de amplitude SMR superior em C4 (3.09 μV) comparado com C3 (3.07 μV), no 2º EEG a média de amplitude SMR era superior em C3 (2.77 µV) comparado com C4 (2.66 µV), o que sugere uma inversão da assimetria. Outro aspeto importante, foi o relato do treinador de surf que afirmou que este participante teve uma evolução técnica muito forte desde o início do estudo, o que vai de encontro ao observado nas medidas de desempenho.

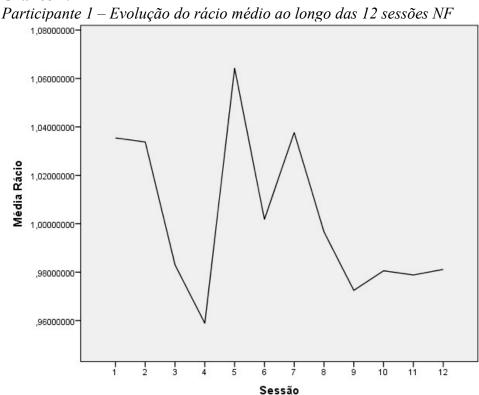


Gráfico 2.

Participante 2. Nas diferenças EEG observa-se um aumento na amplitude média de teta e uma redução de SMR e beta alto. O rácio aumentou tanto em C3 como em C4. O que se destaca neste participante é o seu forte aumento de coerência nas bandas SMR e beta alto, e redução da assimetria superior aos seus colegas nas três bandas de frequência. O aumento da coerência vai no sentido inverso à quarta hipótese formulada seguindo a sugestão de Putman (2007) de que o treino bipolar reduz a coerência inter-hemisférica. Este participante tinha também a maior assimetria SMR (0.19 μV) e beta alto (1.28 μV)

entre C3 e C4, de todos os participantes. O participante apresentava uma maior ativação em C3 no 1º EEG e passou a ter a menor assimetria SMR (0.00 µV) de todos os participantes e a maior redução da assimetria beta alto que passou a ter apenas 0.13 µV de diferença C3-C4. Em teta, teve uma diminuição da assimetria de 0.12 µV, passando a ter uma diferença de 0.01 µV entre C3 e C4 no segundo EEG.

Gráfico 3. Participante 2 – Evolução do rácio médio ao longo das 12 sessões NF 1,30000000 1,20000000 Média Rácio 1,100000000 1,000000000 ,900000000 ,800000000 10 11 12 Sessão a) Teta b) SMR c) Beta alto

Para ver a resposta dada ao NF por este participante, a comparação de médias entre a primeira sessão do dia (M = 1.052, DP = 0.224) e a segunda sessão do dia (M = 1.045, DP = 0.213, NS) não apresenta diferença. A comparação entre a primeira sessão (M = 0.905, DP = 0.201) e a última sessão (M = 1.009, DP = 0.273, NS) indica um ligeiro aumento do rácio mas não significativo. A observação do gráfico 3 sugere que o participante aumentou o rácio nos três primeiros dias (entre as sessões 1-2, 3-4 e 5-6) enquanto que baixou nos três últimos dias (entre as sessões 7-8, 9-10, e 11-12). A extração dos gráficos por banda de frequência indica uma resposta evidente das bandas teta (Gráfico 3a) e SMR (Gráfico 3b) ao treino NF.

A comparação de médias de cada banda indica um aumento significativo de teta entre a primeira (M=0.928, DP=0.034) e a última sessão (M=1.022, DP=0.041, t(21)=-9.57, p<.001, d=-2.04), uma redução das ondas SMR entre a primeira (M=1.050, DP=0.039) e a última sessão (M=0.955, DP=0.055, t(21)=5.79, p<.001, d=1.23) e uma redução das ondas beta alto (M=1.506, DP=0.564) e a última sessão (M=1.040, DP=0.697, t(21)=3.04, p=.006, d=0.65).

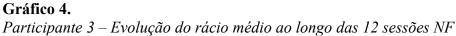
Ao longo das sessões, o participante 2 teve algumas dificuldades em manter-se acordado. Devido às dificuldades, ocasionalmente quando o sono era muito forte, foi-lhe indicado para fechar os olhos durante 2 minutos e voltar a abri-los. Devido ao elevado sono, no final da primeira sessão do dia, adormecia e era acordado para iniciar a segunda sessão.

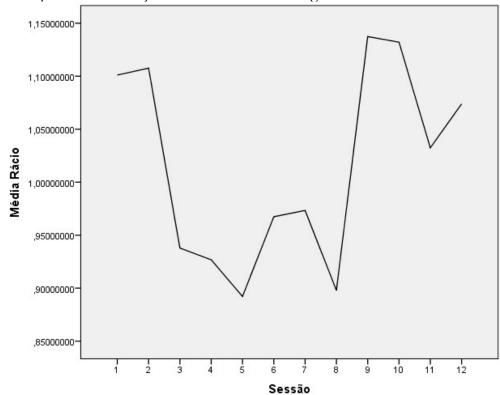
Nas medidas de desempenho, como se pode observar na tabela 4, este participante manteve as pontuações quase iguais e foi o participante com as pontuações mais fracas nas três medidas de desempenho (técnica, consistência e eficácia).

**Participante 3**. Na observação da tabela 3, este participante teve um aumento de teta em C3 (0.18 μV) e C4 (0.20 μV), uma redução de SMR em C3 (-0.21 μV) mas não em C4 (0.02 μV) e uma redução de beta alto em C3 (-0.34 μV) e em C4 (-0.14 μV). O rácio não teve alterações. Teve um aumento de coerência em teta (3.59 μV) e redução em SMR (-1.39 μV) e beta alto (-1.07 μV). Teve um aumento de fase em SMR (1.97 μV), um aumento da assimetria na mesma banda (0.68 μV) e uma redução da assimetria em teta (-0.18 μV) e beta alto (-0.49 μV). Observa-se também uma inversão da assimetria, a

amplitude média SMR (2.40  $\mu$ V) e beta alto (1.60  $\mu$ V) em C3 era superior a C4 tanto em SMR como em beta alto (2.36  $\mu$ V e 1.41  $\mu$ V, respetivamente) no 1° EEG e passou a ser superior em C4 (2.39  $\mu$ V e 1.27  $\mu$ V) comparado com C3 (2.20  $\mu$ V e 1.25  $\mu$ V) no segundo EEG. Teta manteve-se superior em C3 em ambos os EEGs.

Quanto as medidas do treino NF, o rácio não apresenta diferenças significativas entre a primeira sessão (M = 1.012, DP = 0.132) e a segunda sessão do dia (M = 1.018, DP = 0.131, NS), nem entre a primeira sessão (M = 1.101, DP = 0.121) e a última sessão (M = 1.074, DP = 0.106, NS). O gráfico 4 evidencia a ausência de especificidade de resposta ao NF no rácio.





A comparação por bandas de frequência entre a primeira e última sessão não indica diferenças significativas em nenhuma banda. Porém existe uma redução significativa na banda SMR entre a primeira sessão do dia (M = 1.007, DP = 0.034) e a segunda sessão do dia (M = 0.993, DP = 0.045, t(131) = 2.88, p = .005, d = 0.25).

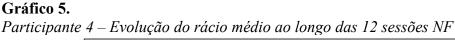
Ao longo das sessões este participante respondeu bem aos treinos, tendo um controlo superior aos restantes participantes no *feedback*. Seria de esperar que este demonstre a melhor resposta aos treinos. No entanto, como sugere Witte et al., (2013), a crença sobre o controlo do *feedback* pode estar negativamente correlacionado com o efeito do treino. No que diz respeito as medidas de desempenho, a diferença é pequena (-0.08) tanto para a técnica como para a eficácia, porém demonstrou uma melhoria na consistência (0.66). Esta melhoria é inesperada, visto que este participante mudou de prancha. Passou para uma prancha mais pequena e instável, esperando assim um desempenho menos consistente.

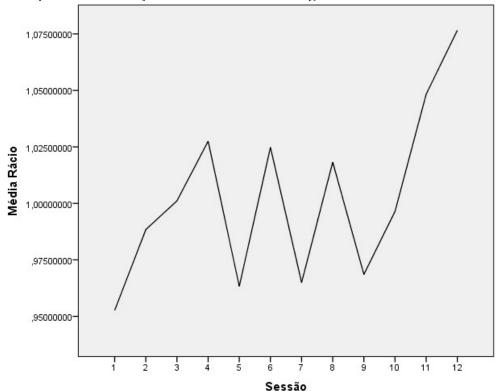
**Participante 4**. A tabela 3 indica que este participante aumentou teta em C3 (0.93  $\mu$ V) e C4 (0.86  $\mu$ V), aumentou SMR em C3 (0.18  $\mu$ V) e C4 (0.19  $\mu$ V) e reduziu beta alto em C3 (-0.21  $\mu$ V) e C4 (-0.40  $\mu$ V). A mudança mais saliente deste participante foi a alteração de fase entre C3 e C4. Em teta aumentou de 48.5% (87.4°), em SMR de 30.8% (55.4°) e em beta alto o aumento foi de 12.3% (22.1°). Este aumento é muito superior aos restantes participantes. Enquanto que no primeiro EEG apresentou uma diferença de fase similar aos restantes participantes em teta de 23.5% (42.3°), em SMR de 34.2% (61.6°) e em beta alto de 43.8% (78.8°) entre os dois elétrodos C3 e C4, no segundo EEG a diferença de fase foi de 129.7° em teta, 117.1° em SMR e 100.9° em beta alto. Estes valores indicam uma aproximação de assincronia (*anti-phase*) entre os dois elétrodos.

O teste t de student para amostra emparelhadas indica um aumento significativo do rácio entre a primeira sessão do dia (M = 0.983, DP = 0.080) e a segunda sessão do dia [M = 1.022, DP = 0.086, t(131) = -4.23, p < .001, d = -0.37]. O aumento também é significativo entre a primeira sessão (M = 0.953, DP = 0.067) e a última sessão do treino [M = 1.077, DP = 0.055, t(131) = -6.99, p < .001, d = -1.49].

Uma análise das bandas indica um aumento de teta entre a primeira (M=0.928, DP=0.033) e a última sessão do treino [M=1.062, DP=0.027, t(21)=-17.28, p<.001, d=-3.68], um aumento de SMR entre a primeira (M=0.940, DP=0.078) e a última sessão do treino [M=1.050, DP=0.054, t(21)=-6.26, p<.001, d=-1.33] e uma redução de beta alto entre a primeira (M=1.045, DP=0.094) e a última sessão do treino [M=0.891, DP=0.093, t(21)=4.63, p<.001, d=0.99]. Durante as sessões este

participante teve picos EEG anormais, tendo sido necessário aumentar o limiar de artefactos de 120 para 240  $\mu$ V para poder realizar as sessões de NF. Mesmo assim, devido ao excesso de atividade, este participante recebeu um reforço negativo (*bip* sonoro) sempre que ultrapassava o limiar de 240  $\mu$ V contrariamente aos outros participantes cujo a atividade nunca excedia os 120  $\mu$ V.



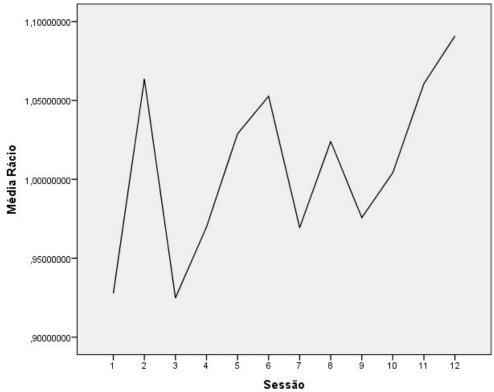


Nas medidas de desempenho, foi o atleta com a maior diferença negativa entre a primeira prova (pré-NF) e a segunda (pós-NF) nas medidas de técnica (-0.86) e consistência (-0.64). Passou de uma pontuação técnica média (1.51) e consistência (0.64) na primeira prova, para uma das piores pontuações na técnica (0.65) e na consistência (0) na segunda prova. A observação das folhas de pontuação indica que na primeira prova pontuou 3 ondas de 1 ponto, 4 pontos e 1 ponto. Na segunda prova pontuou apenas 2 ondas de 1 ponto e 1.5 pontos. Com apenas duas ondas é possível que não tenha tido

oportunidade de demonstrar um bom desempenho, mas falhou de responder à necessidade de demonstrar a destreza dele nos 30 minutos que lhe foi atribuído para tal.

**Participante 5**. As diferenças de amplitude EEG pré-pós NF neste participante são pequenas em C3 mas tem uma maior ativação cortical em C4, expresso por uma redução de teta (-0.17) e um aumento de beta alto (0.19) entre o primeiro e o segundo EEG. Consequentemente teve uma inversão da assimetria em beta alto que, no primeiro EEG, era superior em C3 (1.41  $\mu$ V) do que em C4 (1.22  $\mu$ V) e passou a ser superior em C4 (1.41  $\mu$ V) comparado com C3 (1.32  $\mu$ V). Teta continuou superior em C4 embora a diferença tenha reduzido e as diferenças foram mínimas para SMR.

**Gráfico 6.**Participante 5 – Evolução do rácio médio ao longo das 12 sessões NF



Durante o NF, este participante tem diferenças significativas no rácio entre a primeira sessão do dia (M = 0.981, DP = 0.110) e a segunda sessão do dia (M = 1.034, DP = 0.093, t(131) = -4.27, p < .001, d = -0.37]. Também existe um aumento significativo do

rácio entre a primeira sessão (M = 0.928, DP = 0.100) e a última sessão [M = 1.091, DP = 0.058, t(21) = -5.64, p < .001, d = -1.18].

Nas bandas de frequência, apresentou uma diminuição de teta entre a primeira (M = 1.024, DP = 0.037) e a última sessão [M = 0.992, DP = 0.026, t(21) = 3.52, p = .002, d = 0.75], um aumento de SMR entre a primeira (M = 0.944, DP = 0.041) e a última sessão [M = 1.074, DP = 0.055, t(21) = -9.06, p < .001, d = -1.93] e embora haja uma redução de teta alto entre a primeira (M = 1.034, DP = 0.260) e a última sessão (M = 0.980, DP = 0.102, NS) a diferença não é significativa. Foi o primeiro participante que respondeu com uma redução de teta e um aumento de SMR às sessões NF.

No desempenho, piorou nas três medidas. É de notar que este participante teve o melhor desempenho de técnica e eficácia do grupo quer na primeira com na segunda prova. Também, foi o participante mais velho (16 anos) e mais pesado (75 Kg) do grupo, o que pode explicar o desempenho mais fraco na segunda prova onde as ondas eram mais pequenas e vai de encontro a observação do participante 1 que teve a maior melhoria e coincidentemente era o mais leve (33 Kg) de todos os participantes.

# 4. Discussão

Os resultados permitem explorar as hipóteses formuladas inicialmente. A primeira hipótese colocada quanto à modelação das bandas durante os treinos NF parece ser coerente com os resultados encontrados. No entanto as alterações não foram como esperadas tendo-se observado um efeito inverso ao esperado nas ondas teta (aumento) e SMR (diminuição). O rácio aumentou como esperado, mas devido ao maior efeito na redução de beta alto que contrabalançou o efeito inverso de teta e SMR. Esta observação vem rejeitar a segunda hipótese onde a comparação pré-pós NF demonstra um aumento geral de teta e uma redução de SMR, mesmo não sendo diferenças estatisticamente significativas devido à dimensão reduzida da amostra. A terceira hipótese, apesar de não

ter diferenças significativas pela mesma razão da hipótese anterior, também indica uma redução do desempenho. Este efeito do desempenho parece ser principalmente um efeito das condições do mar em que as ondas estavam mais pequenas na segunda prova consequentemente os atletas mais leves melhoraram e os mais pesados pioraram as pontuações. Finalmente a quarta e última hipótese quanto ao efeito do treino bipolar que propões um aumento da coerência, não foi confirmada. As alterações de coerência foram muito variadas de indivíduo a indivíduo pelo que nenhuma sugestão pode ser formulada.

Os resultados deste estudo exploratório são inconclusivos quanto a comparação de grupos devido à amostra tão reduzida. Porém, apesar de não ter acesso a atividade EEG durante o NF dos participantes do grupo de controlo para comparação com o grupo experimental, a análise de casos permite fazer algumas observações. A primeira observação é que cada participante respondeu de forma diferente aos treinos, sugerindo que uma intervenção ajustada a cada indivíduo poderia produzir melhores efeitos (Vernon et al., 2009). Sabe-se que o NF funciona melhor quando é adaptado às características do sujeito. Durante os treinos, alguns participantes adormeciam, e como sugere Othmer (2005), em casos de necessidade de maior estimulação, poderia ter sido benéfico para o sujeito aumentar o intervalo de frequência. Pois, o intervalo de frequência ideal a ser reforçado é muito específico a cada indivíduo e uma mudança de 0.5 Hz é suscetível de produzir efeitos significativamente diferentes (Othmer, 2005).

Porém, é possível observar que os dois participantes que aumentaram SMR durante o NF tiveram um aumento na diferença de fase entre o primeiro e o segundo EEG. O participante com a maior assimetria passou a ter a menor assimetria do grupo. Um participante com uma ativação superior em C4 do que C3, inverteu essa assimetria e passou a ter uma atividade dominante em C3 pelo aumento das ondas rápidas (beta alto). Isto demonstra que cada participante respondeu de uma forma individualizada em função das características EEG de cada um, e poderia sugerir que os resultados de um treino bipolar (inter-hemisférico) sobre o EEG dos participantes pós-NF, pode ser previsível em função do EEG base pré-NF, e da resposta ao NF durante as sessões. Também parece apoiar a sugestão de Putman e Othmer (2007) de que o treino bipolar é principalmente um treino de regulação da atividade cortical.

No geral, é possível constatar que os participantes tiveram uma redução da ativação cortical (aumento de teta e redução de beta alto) em ambos os lados do córtice sensóriomotor. Se o objetivo era aumentar SMR, e com um treino de reforço SMR, teta aumentou, existe uma possibilidade que o reforço de um intervalo de frequência superior ao de SMR aqui definido (12 - 15 Hz) poderia resultar num aumento da banda SMR no caso específico de uma montagem bipolar (Othmer, 2005). Neste estudo, o maior efeito observado foi a redução de beta alto que ocorreu com a maioria dos participantes do grupo experimental (4). A redução de beta alto é associada a uma diminuição da ansiedade, ruminação e distração (Shaw et al., 2012). Isto sugere que a redução das ondas rápidas nos participantes permite-lhes estar mais focados numa tarefa e ter uma maior eficácia dos recursos neuronais. Ao mesmo tempo, estes participantes, exceto 1, para além de reduzir em beta alto, também aumentaram teta. A amplitude de teta em participantes saudáveis, está positivamente associada a maiores níveis de atenção (Doppelmayr e Weber 2011). Ambos a redução de beta alto e aumento de teta sugere que os participantes poderão ter melhorado as suas capacidades atencionais, inclusive a concentração, hipoteticamente até ao ponto de se tornarem mais resistentes a pressão competitiva.

Teria sido interessante comparar os valores EEG dos participantes com uma base de dados normativa do modo a ver se as alterações do grupo e individuais, induzidas por NF, aproximaram ou afastaram os participantes da média populacional. Esta comparação com uma norma, permitiria ter uma referência sobre a redução da atividade cortical resultante do NF e propor uma relação de efeito sobre a atividade mental, afetiva e/ou comportamental dos participantes. Por exemplo, um aumento de teta em participantes saudáveis é indicador de uma maior capacidade de atenção, no entanto, jovens com défices de atenção apresentam um nível elevado anormal de teta (Doppelmayr e Weber, 2011).

No que diz respeito à medida de desempenho, a diferença negativa no desempenho entre a primeira e segunda prova, não significa que os atletas regrediram. Existem muitos fatores externos que podem interferir no desempenho, como a diferença de ondas, ventos, material técnico, etc. Foi visto que o efeito principal observado na medida de desempenho foi um efeito da relação entre o peso dos participantes e o tamanho das ondas. Este estudo demonstra que as medidas da eficácia e da consistência não foram suficientes para colmatar a realidade de que 30 minutos é um tempo insuficiente para os atletas

demonstrarem o melhor das suas capacidades num conjunto de circunstâncias muito variáveis que o oceano pode apresentar. Uma proposta alternativa seria fazer várias provas em diferentes condições meteorológicas para anular o efeito de variáveis como o peso e o tamanho das ondas, ou ter uma janela de espera em que os participantes estariam prontos a estar disponível no dia e hora em que as condições do mar fossem reunidas para que as duas provas (pré e pós) sejam o mais parecidas possível. Mesmo assim, seria difícil concretizar tal abordagem. Pois, para além da disponibilidade dos participantes e do tempo necessário, existem muitas variáveis no mar a ter em consideração como o tamanho das ondas, o tipo de onda (mais rápidas ou mais lentas), a maré, a direção e força do vento e o tipo de fundo marinho. Uma melhor opção para contornar este problema, seria recorrer aos resultados dos atletas nas provas de surf que realizam durante o ano. Para tal seria necessário que todos os participantes realizassem o mesmo circuito, o que não foi o caso neste estudo. Esta última opção, seria uma solução mais promissora, representando o desempenho dos atletas ao longo do ano, em condições variáveis e sob um nível de pressão competitiva superior ao realizado neste estudo.

Para além das lacunas na medida de desempenho este estudo teve várias falhas metodológicas que dificultaram a observação direta dos efeitos de treino. Numa metaanálize, Xiang (2018) expõe o problema dos estudos de NF terem amostras muito pequenas. Embora este estudo tenha iniciado com 16 participantes, a amostra final foi 8. A perda de participantes deve-se em parte pelo tempo decorrido entre a primeira prova de surf onde havia 16 participantes, e o início do neurofeedback. De facto, o tempo decorrido entre a primeira prova de surf (23 de fevereiro 2019), as sessões de treino NF (entre junho e julho 2019) e a segunda prova de surf (11 de setembro 2019) elevou o número de desistências. Esta foi uma das principais falhas neste estudo, visto que não foi possível recrutar mais participantes após a realização da primeira prova de surf, pois era imperativo que todos os participantes realizassem a prova de surf no mesmo dia e em conjunto, de forma a reduzir a variabilidade das condições do mar. Recrutar participantes adicionais após a realização da primeira prova de surf implicaria a necessidade de refazer a prova de surf pré-NF com todos os participantes do estudo, ambos aqueles que participaram na primeira prova e os novos participantes recrutados. Refazer a prova implicaria chamar novamente o juiz e os atletas para encontrar uma data em que todos estariam disponíveis,

podendo causar um maior atraso e dificultar a conclusão da tese respeitando o prazo de entrega.

O atraso inicial entre a primeira prova de surf e o início do NF deveu-se a uma mudança de plano em que o estudante desta tese teve que aprender a trabalhar com outro aparelho de *neurofeedback* (*BrainMaster*) do que inicialmente previsto e montar o protocolo de treino a ser implementado de forma autónoma. No final do NF os participantes entraram em férias escolares e alguns ausentaram-se, sendo possível realizar a última prova de surf com todos os participantes apenas na semana antecedente ao início das aulas. Mais ainda, a divisão dos participantes em dois grupos (placebo e experimental) fez que apenas 5 dos 8 participantes realizassem treinos NF real. A inserção do grupo placebo, segue as observações da meta-análize de Xiang (2018), cujos efeitos do NF são muito atenuados após o controlo placebo.

Outra limitação importante deste estudo foram os valores extraídos do *BrainMaster* (média de amplitude por minuto). O programa não permitia aceder ao sinal *raw* para inspeção visual do sinal e possível deteção de artefactos que não foram detetados automaticamente. Embora a definição do limiar de artefactos a 120 µV e o maior esforço realizado para reduzir o movimento dos participantes, especialmente durante a gravação dos EEG pré e pós NF, ainda existiu o risco dos valores das médias estarem contaminados por artefactos.

Uma questão colocada sobre a seleção dos parâmetros foi relativamente a atualização constante (a cada segundo) do limiar que definia o *feedback*. Esta configuração não permitiu aos participantes a perceção de uma progressão, pois, se progredissem o limiar aumentava e se regredissem o limiar diminuía de modo a manter sempre o *feedback* positivo e negativo com as mesmas percentagem de tempo. Face a este parâmetro, colocase uma questão interessante sobre a natureza do efeito do NF. Se o efeito do NF basear-se apenas no condicionamento operante, esta definição não terá sido interferente, ou até poderá ter permitido que o condicionamento ocorresse de forma mais eficaz sem a possível interferência do *locus* de controlo interno do participante (Witte et al., 2013). Se no entanto, o efeito do NF for baseado num controlo consciente dos indivíduos, um limiar fixo iria permitir aos participantes a perceção da progressão e assim ganhar um melhor controlo sobre a própria atividade cortical. Kober, Witte, Grinschgl, Neuper e Wood (2018)

encontraram um efeito de placebo negativo sobre o aumento de SMR durante o NF. Os participantes que fizeram uma intervenção falsa de tDCS (transcranial direct current stimulation) antes do treino NF, para elevar as crenças de controlo sobre as próprias ondas cerebrais durante o NF, os quais não aumentaram significativamente as ondas SMR, contrariamente aos participantes que apenas fizeram NF. Encontraram também que os participantes placebo tinham uma maior coerência fronto-parietal (Fz-Pz) geral antes de iniciar o NF. Uma relação negativa entre a coerência centro-parietal (Cz-Pz) e a amplitude SMR já tinha sido evidenciada anteriormente (Kober et al. 2015). Deste modo, um aumento de coerência fronto-parietal, causado pela crença de controlo torna-se uma variável interferente no aumento de SMR. Para definir se uma atualização constante do limiar é mais favorável do que a definição de um limiar fixo, quanto ao efeito na perceção de controlo do participante sobre o feedback, seria necessário estudar qual o efeito de ambos os parâmetros sobre a crença de controlo do feedback e sobre a coerência frontoparietal durante o NF. Caso existisse um efeito diferente entre os dois parâmetros, uma decisão poderia ser tomada de acordo com os resultados. Mas, face à evidência mencionada, parece que uma atualização constante do limiar, não proporcionando ao participante uma sensação de melhoria, pode ter reduzido o risco de uma interferência no aumento de SMR.

Apesar das lacunas metodológicas supracitadas, este estudo introduz o NF na prática do surf em jovens atletas. O surf é um desporto que está em rápido crescimento havendo cada vez mais atletas, treinadores e investimento no desporto tanto cá em Portugal como fora. Este ano o surf é introduzido nos jogos olímpicos pela primeira vez na história do desporto. O nível de pressão competitivo aumentando, a necessidade de treinos de preparação psicológica aumenta também. Para futuros estudos no surf propõe-se aqui um método de medição de desempenho a ser explorado e desenvolvido na prática deste desporto.

Para além disso, é introduzida uma nova fórmula de rácio  $\frac{2 \text{ SMR}}{\text{Teta} + \text{Beta Alto}}$ , que pode ser proposta para futuras análises de efeito do NF sobre o EEG quando se reforça uma banda e inibe duas bandas de frequência. A medição dos rácios entre duas bandas de frequência é uma prática já frequente na prática clínica e na relação entre um rácio e características psicológicas. No entanto, para analisar a resposta de um indivíduo aos

treinos NF que reforçam e inibem três bandas de frequência simultaneamente, o rácio aqui apresentado parece ser mais representativo. É necessário ter em atenção de pesar a média antes de calcular este rácio para que as alterações em cada uma das bandas tenham um peso equivalente no resultado. É de notar também, que este rácio é coerente no presente estudo em que as três bandas tinham o mesmo peso na definição do *feedback* durante os treinos. De fato, o limiar de cada banda foi definido de modo a que 80% do tempo o sinal se encontre dentro da amplitude desejada. Caso as bandas tenham um peso diferente entre elas na definição do *feedback* um cálculo proporcional deve ser feito em cada banda na fórmula do rácio. Por exemplo se a configuração do limiar fosse 60% para SMR e 90% para teta e beta alto, a banda SMR teria um peso superior na definição do *feedback* positivo visto que estaria mais tempo (40%) fora do limiar definido comparado com 10% nas outras bandas, ou seja ¼ do peso de SMR. Assim sendo, o rácio representativo seria

2 SMR <sup>1</sup>/<sub>4</sub>Teta + <sup>1</sup>/<sub>4</sub>Beta Alto .

# 5. Conclusão

Visto que este estudo foi construido e concretizado na sua totalidade pelo estudante desta tese, o trabalho aqui desenvolvido também permitiu adquirir competências práticas necessárias na criação de um estudo científico. Desde o planeamento da metodologia, à seleção e recrutamento da amostra, à apresentação do projeto aos pais dos participantes visto que o trabalho foi feito com menores, à organização de um calendário de tarefas para reunir os participantes nas provas de surf e para as sessões de treino de NF, assim como todo o trabalho de investigação feito antes e depois para poder introduzir e justificar a metodologia e finalmente interpretar os resultados obtidos.

Os resultados não foram aqueles esperados. Apesar da criação das medidas da consistência e da eficácia, as medidas de desempenho não permitiram a independência das condições do oceano e nas provas os atletas foram pontuados em apenas 2 a 8 ondas cada um, o que não será suficiente para observar resultados. No entanto a exploração dos procedimentos e dos resultados, permitiu criar e sugerir novas metodologias, formas de análises EEG e de medidas de desempenho no surf.

# 6. Bibliografia

- Arns, M., Kleinnijenhuis, M., Fallahpour, K., & Breteler, R. (2008). Golf Performance Enhancement and Real-Life Neurofeedback Training Using Personalized Event-Locked EEG Profiles. *Journal of Neurotherapy*, 11(4), 11-18. doi:10.1080/10874200802149656
- Babiloni, B., Del Percio, C., Iacoboni, M., Infarinato, F., Lizio, R., Marzano, N., . . . Eusebi, F. (2008). Golf putt outcomes are predicted by sensorimotor cerebral EEG rhythms. *The Journal of Physiology*, *586*(1), 131-139.
- Bertollo, M., di Fronso, S., Filho, E., Conforto, S., Schmid, M., Bortoli, L., . . . Robazza, C. (2016). Proficient brain for optimal performance: the MAP model perspective. *PeerJ*, 4, 1-26. doi:10.7717/peerj.2082
- Bishop, S. J. (2009). Trait anxiety and impoverished prefrontal control of attention. *Nature Neuroscience*, 12(1), 92-98. doi:10.1038/nn.2242
- Cheng, M. Y., Huang, C. J., Chang, Y. K., Koester, D., Schack, T., & Hung, T. M. (2015).
  Sensorimotor Rhythm Neurofeedback Enhances Golf Putting Performance. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 37(6), 626-636. doi:10.1123/jsep.2015-0166

- Cheng, M.-Y., Wang, K.-P., Hung, C.-L., Tu, Y.-L., Huang, C.-J., Koester, D., . . . Hung, T.-M. (2017). Higher power of sensorimotor rhythm is associated with better performance in skilled air-pistol shooters. *Psychology of Sport and Exercise*, *32*, 47-53. doi:10.1016/j.psychsport.2017.05.007
- Cochran, S. D. (2011). Corporate Peak Performance Project. *Biofeedback*, 39(3), 123-126. doi:10.5298/1081-5937-39.3.09
- Collins, D., Jones, B., Fairweather, M. M., Doolan, S., & Priestly, N. (2001). Examining anxiety associated changes in movement patterns. *International journal of sport psychology*, 32(3), 223-242.
- Dekker, M. K., van den Berg, B. R., Denissen, A. J., Sitskoorn, M. M., & van Boxtel, G. J. (2014). Feasibility of eyes open alpha power training for mental enhancement in elite gymnasts. *Journal of Sports Science*, 32(16), 1550-1560. doi:10.1080/02640414.2014.906044
- Doppelmayr, M., & Weber, E. (2011). Effects of SMR and Theta/Beta Neurofeedback on Reaction Times, Spatial Abilities, and Creativity. *Journal of Neurotherapy*, *15*(2), 115-129. doi:10.1080/10874208.2011.570689
- Egner, T., & Gruzelier, J. H. (2001). Learned self-regulation of EEG frequency components affects attention and event-related brain potentials in humans. *Neuroreport*, 12(18), 4155-4159. doi:10.1097/00001756-200112210-00058
- Egner, T., & Gruzelier, J. (2004). EEG biofeedback of low beta band components: frequency-specific effects on variables of attention and event-related brain portentials. *Clinical Neurophysiology*, 115(1), 131-139.
- Ford, N. L., Wyckoff, S. N., & Sherlin, L. H. (2016). Neurofeedback and Mindfulness in Peak Performance Training Among Athletes. *Biofeedback*, 44(3), 152-159. doi:10.5298/1081-5937-44.3.11
- Gruzelier, J. H. (2014a). Differential effects on mood of 12-15 (SMR) and 15-18 (beta1) Hz neurofeedback. *International Journal of Psychophysiology*, *93*(1), 112-115. doi:10.1016/j.ijpsycho.2012.11.007
- Gruzelier, J. H. (2014b). EEG-neurofeedback for optimising performance. III: a review of methodological and theoretical considerations. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 44(1), 159-182. doi:10.1016/j.neubiorev.2014.03.015

- Gruzelier, J., Egner, T., & Vernon, D. (2006). Validating the efficacy of neurofeedback for optimising performance *Progress in Brain Research* (Neuper & Klimesch ed., Vol. 159, pp. 421-431).
- Gruzelier, J. H., Hirst, L., Holmes, P., & Leach, J. (2014). Immediate effects of Alpha/theta and Sensory-Motor Rhythm feedback on music performance. *International Journal of Psychophysiology* 93(1), 96-104. doi:10.1016/j.ijpsycho.2014.03.009
- Haier, R. J., Siegel Jr., B. V., MacLachlan, A., Soderling, E., Lottenberg, S., & Buchsbaum, M. S. (1992). Regional glucose metabolic changes after learning a complex visuospatial/motor task: a position emission tomographic study. *Brain Research*, 570, 134-143.
- Hammond, D. C. (2007). What Is Neurofeedback? *Journal of Neurotherapy: Investigations in Neuromodulation, Neurofeedback and Applied Neuroscience,*10(4), 25-36. doi:10.1300/J184v10n04\_04
- Hatfield, B. D., Haufler, A., & Contreras-Vidal, J. (2009). *Brain Processes and Neurofeedback for Performance Enhancement of Precision Motor Behavior*. Paper presented at the International Conference on Foundations of Augmented Cognition, Berlin, Heidelberg.
- Hatfield, B. D., & Hillman, C. H. (2001). The Psychology of Sport A Mechanistic Understanding of the Psychology of Superior Performance (pp. 362-386).
- Kao, S.-C., Huang, C.-J., & Hung, T.-M. (2014). Neurofeedback Training Reduces Frontal Midline Theta and Improves Putting Performance in Expert Golfers. *Journal of Applied Sport Psychology*, 26(3), 271-286. doi:10.1080/10413200.2013.855682
- Kober, S. E., Witte, M., Grinschgl, S., Neuper, C., & Wood, G. (2018). Placebo hampers ability to self-regulate brain activity: A double-blind sham-controlled neurofeedback study. *Neuroimage*, *181* (1), 797-806. doi:10.1016/j.neuroimage.2018.07.025
- Kober, S. E., Witte, M., Stangl, M., Valjamae, A., Neuper, C., & Wood, G. (2015). Shutting down sensorimotor interference unblocks the networks for stimulus processing: an SMR neurofeedback training study. *Clincal Neurophysiology*, 126(1), 82-95. doi:10.1016/j.clinph.2014.03.031

- Marzbani, H., Marateb, H., & Mansourian, M. (2016). Methodological Note: Neurofeedback: A Comprehensive Review on System Design, Methodology and Clinical Applications. *Basic and Clinical Neuroscience*, 7(2), 143-158. doi:10.15412.J.BCN.3070208
- Mikicin, M., Orzechowski, G., Jurewiez, K., Paluch, K., Kowalczyk, M., & Wróbel, A. (2015). Brain-training for physical performance: a study of EEG-neurofeedback and alpha relaxation training in athletes. *Acta Neurobiologiae Experimentals*, 75(1), 434-445.
- Mirifar, A., Beckmann, J., & Ehrlenspiel, F. (2017). Neurofeedback as supplementary training for optimizing athletes' performance: A systematic review with implications for future research. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 75(1), 419-432. doi:10.1016/j.neubiorev.2017.02.005
- Othmer, S. F. (2005). Interhemispheric EEG Training. *Journal of Neurotherapy*, 9(2), 87-96. doi:10.1300/J184v09n02 08
- Pacheco, N. (2016). Neurofeedback for Peak Performance Training. *Journal of Mental Health Counseling*, 38(2), 116-123. doi:10.17744/mehc.38.2.03
- Park, J. L., Fairweather, M. M., & Donaldson, D. I. (2015). Making the case for mobile cognition: EEG and sports performance. *Neuroscience and Biobehavioural Reviews*, *52*, 117-130. doi:10.1016/j.neubiorev.2015.02.014
- Paul, M., Ganesan, S., Sandhu, J. S., & Simon, J. V. (2012). Effect of Sensory Motor Rythm Neurofeedback on Psycho-physiological, Electro-encefalographic Measures and Performance of Archery Players. *Ibnosina Journal of Medicine and Biomedical Sciences*, 20, 32-39.
- Perry, F. D., Shaw, L., & Zaichkowsky, L. (2011). Biofeedback and Neurofeedback in Sports. *Biofeedback*, 39(3), 95-100. doi:10.5298/1081-5937-39.3.10
- Putman, J. A., & Othmer, S. (2007). Phase Sensitivity of Bipolar EEG Training Protocols. *Journal of Neurotherapy*, 10(1), 73-79.
- Putman, J. A., Othmer, S. F., Othmer, S., & Pollock, V. E. (2005). TOVA Results Following Inter-Hemispheric Bipolar EEG Training. *Journal of Neurotherapy*, 9(1), 37-52. doi:10.1300/J184v09n01\_04

- Reid, A., Nihon, S., Thompson, L., & Thompson, M. (2013). The Effects of Heart Rate Variability Training on Sensorimotor Rhythm: A Pilot Study. *Journal of Neurotherapy: Investigations in Neuromodulation, Neurofeedback and Applied Neuroscience*, 17(1), 43-48. doi:10.1080/10874208.2013.759020
- Righi, S., Mecacci, L., & Viggiano, M. P. (2009). Anxiety, cognitive self-evaluation and performance: ERP correlates. *Journal of Anxiety Disorders*, *23*(8), 1132-1138. doi:10.1016/j.janxdis.2009.07.018
- Ros, T., Moseley, M. J., Bloom, P. A., Benjamin, L., Parkinson, L. A., & Gruzelier, J. H. (2009). Optimizing microsurgical skills with EEG neurofeedback. *BMC Neuroscience*, 10(1), 87. doi:10.1186/1471-2202-10-87
- Savostyanov, A. N., Tsai, A. C., Liou, M., Levin, E. A., Lee, J. D., Yurganov, A. V., & Knyazev, G. G. (2009). EEG-correlates of trait anxiety in the stop-signal paradigm. *Neuroscience Letters*, 449(2), 112-116. doi:10.1016/j.neulet.2008.10.084
- Shaw, L., Wilson, V., & Nihon, S. (2012). Getting off the Bench: EEG and HRV Differences Between Starters and Nonstarters. *Biofeedback*, 40(1), 34-38. doi:10.5298/1081-5937-40.1.5
- Shaw, L., Zaichkowsky, L., & Wilson, V. (2012). Setting the Balance: Using Biofeedback and Neurofeedback With Gymnasts. *Journal of Clinical Sport Psychology*, 6, 47-66.
- Sime, W. (2012). Expanding Practice from Sport Performance to Physicians as Clients. *Biofeedback*, 40(1), 16-20. doi:10.5298/1081-5937-40.1.6
- Sterman, M. B., LoPresti, R. W., & Fairchild, M. D. (1969). Electroencephalographic and behavioral studies of monomethylhydrazine toxicity in the cat. *Aerospace Medical Research Laboratory*. Los Angeles, LA: Brain Research Institute, University of California.
- Thompson, T., Steffert, T., Ros, T., Leach, J., & Gruzelier, J. (2008). EEG applications for sport and performance. *Methods*, 45(4), 279-288. doi:10.1016/j.ymeth.2008.07.006
- Vernon, D. J. (2005). Can neurofeedback training enhance performance? An evaluation of the evidence with implications for future research. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 30(4), 347-364. doi:10.1007/s10484-005-8421-4

- Vernon, D., Dempster, T., Bazanova, O., Rutterford, N., Pasqualini, M., & Andersen, S. (2009). Alpha neurofeedback training for performance enhancement: reviewing the methodology. Journal of neurotherapy, 13(4), 214-227.
- Weber, E., Koberl, A., Frank, S., & Doppelmayr, M. (2011). Predicting successful learning of SMR neurofeedback in healthy participants: methodological considerations. *Applied Psychophysiology and Biofeedback, 36*(1), 37-45. doi:10.1007/s10484-010-9142-x
- Witte, M., Kober, S. E., Ninaus, M., Neuper, C., & Wood, G. (2013). Control beliefs can predict the ability to up-regulate sensorimotor rhythm during neurofeedback training. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7(478). doi:10.3389/fnhum.2013.00478
- Xiang, M.-Q., Hou, X.-H., Liao, B.-G., Liao, J.-W., & Hu, M. (2018). The effect of neurofeedback training for sport performance in athletes: A meta-analysis.

  \*Psychology of Sport and Exercise, 36, 114-122. doi:10.1016/j.psychsport.2018.02.004