Ana Fernández Márquez

**Fenômeno de ressonância estocástica na percepção tátil em resposta a sinais
determinísticos e aleatórios**

São Paulo

2017

Ana Fernández Márquez

**Fenômeno de ressonância estocástica na percepção tátil em resposta a sinais
determinísticos e aleatórios**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para a obtenção
do título de Mestre em Ciências

Área de Concentração:
Engenharia Biomédica

Orientador:
André Fabio Kohn

São Paulo

2017

Catálogo-na-publicação

Márquez, Ana

Fenômeno de ressonância estocástica na percepção tátil em resposta a sinais determinísticos e aleatórios / A. Márquez -- São Paulo, 2017.
69 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1.ENGENHARIA BIOMÉDICA 2.ESTIMULAÇÃO TÁTIL 3.BIOENGENHARIA
I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. André Fabio Kohn, orientador deste trabalho, pela oportunidade de trabalhar com ele, pela ajuda, conselhos e suporte em todo momento, pela confiança depositada em mim.

Aos colegas de laboratório Cristiano Rocha da Silva, Diana Rezende, Fernando Henrique Magalhães e Renato Naville Watanabe pelos conselhos e ideias no decorrer do experimento.

Ao especialista de laboratório Felipe Fava de Lima sem o qual teria sido muito mais complicado e menos divertida a construção do protocolo experimental e a Fernando Rangel por todo o suporte informático dado.

Aos meus pais, irmãs, sobrinhos e avô por estarem sempre do meu lado e me apoiar incondicionalmente. Especialmente a Eva e Rafa por serem os que mais fortemente apostavam na boa finalização deste projeto e por ser um exemplo de luta a seguir.

A Lucas Barças Figueiredo por me trazer até o Brasil e me ajudar dia a dia a conseguir meus sonhos ao seu lado. À família Barças Figueiredo por me acolher como uma filha, irmã, neta e sobrinha.

RESUMO

A ressonância estocástica (RE) mostra que certos níveis de ruído ajudam na detecção e transmissão de sinais subliminares. Melhorias no desempenho do sistema somato-sensorial e motor (dentre outros) têm sido obtidos por meio da RE gerada pela utilização de sinais aditivos de intensidade ótima. O sinal aditivo (SA) mais comumente utilizado é o ruído branco gaussiano (RBG). Este estudo teve como objetivo verificar se é possível gerar RE no sistema sensorial tátil usando como SA um sinal senoidal e comparar estes resultados com os obtidos realizando o mesmo experimento com SA de tipo RBG. Os sinais usados no experimento foram definidos como sinal de estímulo (SE) de 3Hz a ser reconhecido com a ajuda dos SA, sinal aditivo senoidal (SAS) de 150Hz e sinal aditivo de ruído branco gaussiano (SARBG) filtrado a 150Hz. Na primeira parte do estudo foi feita uma simulação do modelo de neurônio de Hodgkin e Huxley para verificar se na teoria podia se obter RE para SE e SA senoidais. Foi injetado um sinal senoidal de 3Hz no modelo com uma intensidade para a qual o neurônio não conseguia gerar potencial de ação (PA). Quando a este sinal inicial foi adicionado um sinal senoidal de frequência superior, o neurônio conseguiu responder. A mesma resposta foi obtida quando o SA usado foi RBG, conseguindo mostrar de forma qualitativa a nossa hipótese a partir de um modelo simulado. Posteriormente foi realizado um estudo psicofísico com 20 voluntários (11 homens e 9 mulheres) para verificar o desempenho do SAS e comparar este com o desempenho de SARBG para a detecção sensorial do SE. Primeiro foi achado o limiar de detecção (LD) para cada um dos sinais usados e no experimento este valor foi usado para determinar a intensidade de estímulo. No caso do SE a intensidade foi definida como 80% do LD de cada voluntário. No caso dos SA a intensidade foi variando entre 0% até 80% do LD, com o objetivo de se encontrar a melhor proporção de SA adicionado para detectar o SE. Em 90% dos casos conseguiu-se gerar RE tanto empregando um sinal senoidal de frequência rápida como SA, quanto utilizando-se RBG. Ambos SAs apresentaram uma melhoria estatisticamente significativa na proporção de detecção (PD) do SE. Porém, nenhum dos SA apresentou um melhor desempenho em relação ao outro, de maneira que poderia ser usado tanto um quanto outro tipo de SA para gerar RE no sistema somato-sensorial. Este trabalho é pioneiro em usar uma combinação de senóides para gerar RE e abre as portas à elaboração e desenvolvimento de dispositivos biomédicos que contenham uma parte geradora de RE e consigam melhorar a estabilidade e controle postural em pessoas com deficiência motora ou somato-sensorial.

Palavras-chave: Ressonância estocástica. Limiar de detecção. Sinal senoidal. Ruído branco gaussiano.

ABSTRACT

Stochastic resonance phenomenon in tactile perception in response to deterministic and random signals

Stochastic resonance (SR) shows that certain levels of noise help to detect and transmit subliminal signals. Improvements in the performance of the somatosensory and motor systems (among others) have been obtained through the SR generated using additive signals with optimal intensity. The most commonly used additive signal (AS) is white Gaussian noise (WGN). This study aimed to verify whether it is possible to generate SR in the tactile sensory system using a sinusoidal signal as the AS and, at the same time, compare the results when the AS was WGN. The signals used in the experiments were defined as 3Hz for the stimulus signal (SS), to be recognized with the aid of ASs. These were either a sinusoid of 150Hz additive sinusoidal signal (ASS) or a white Gaussian noise additive signal (WGNAS) filtered at 150Hz. In the first part of the study a simulation of the Hodgkin and Huxley neuron model was made to verify if it could undergo SR for the same types of SS and AS mentioned before. A 3Hz sine signal was injected into the model with an intensity at which the neuron could not generate action potentials. When a higher frequency sine wave was added to this initial signal, the neuron could respond. The same behaviour was obtained when the additive signal used was WGN, giving, hence, a qualitative confirmation of our hypothesis. A psychophysical study was then carried out with 20 volunteers (11 men and 9 women) to verify the performance of the ASS and compare it with the WGNAS for the sensory detection of the sinusoidal SS. Initially, the detection threshold (DT) was found for each of the signals used. During the experiment, this value was used to determine the stimulus intensity. In the case of the SS the intensity was defined as 80 % of the DT of each volunteer. In the case of ASs, the intensity varied from 0% to 80% of the DT, in order to find the best proportion of AS added to detect the SS. In 90% of the cases it was possible to generate SR using either a fast frequency ASS or the WGNAS. Both ASs showed a statistically significant improvement in the detection rate (DR) of the SS. However, none of ASs performed better than the other, so that both types could be used to generate SR in the somatosensory system. This work has pioneered the use of a combination of sinusoids to generate SR and opens the door to the development of biomedical devices that help generate SR to provide stability improvement and better postural control for people with motor or somatosensory impairment.

Keywords: Detection threshold. Sinusoidal signal. Stochastic resonance. White Gaussian noise.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Exemplo do comportamento da RE a) Elementos principais envolvidos na geração de RE: SE, SA como ruído gaussiano e o limiar b) Pulsos que indicam quando o limiar foi atingido, graças à adição do ruído ao sinal débil.	16
Figura 1.2 – a) Exemplo genérico de curva em forma de U invertido b) Adaptação da representação do efeito de RE usada em Collins, Imhoff e Grigg (1996b).	17
Figura 1.3 – Curvas de sintonia para adaptação lenta (AL) I, adaptação rápida (AR) I e AR II, adaptado de (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2013).	20
Figura 1.4 – Modelo dos quatro canais de informação táteis que mostra os limiares de percepção em função da frequência de estímulo (escala logarítmica). Os dados correspondem aos limiares médios de cada tipo de ponta de contato usada mais ou menos o desvio padrão. Também se apresentam as curvas de sintonia dos quatro mecanorreceptores. Obtido de Gescheider, Bolanowski e Verrillo (2004).	21
Figura 1.5 – Circuito eletrônico equivalente proposto por Hodgkin e Huxley para um segmento do axônio gigante da lula.	22
Figura 2.1 – Exemplo de uso do console para o modelo Hodgkin e Huxley (HH) em Python.	29
Figura 2.2 – Fluxograma do modelo HH.	29
Figura 2.3 – Aparelhos usados para gerar a vibração mecânica.	31
Figura 2.4 – a) A ponta do dedo indicador colado sobre o círculo desenhado no sensor de força colocado na lingueta vibratória. b) Posição experimental.	31
Figura 2.5 – Sinal SARBG e as características espectrais correspondentes a um registro de 30 segundos (s).	32
Figura 2.6 – Exemplo do acompanhamento do processo de estimação do limiar para o SE de um voluntário determinado.	34

Figura 2.7– Gráfico que explica a combinação de tempos entre estímulo e pausa para cada apresentação.	35
Figura 3.1– As Figuras A e C apresentam o trem de pulsos obtidos mediante o modelo de HH com diferentes parâmetros (no caso de A para os parâmetros estabelecidos no livro e no caso de C para os parâmetros originais encontrados por Hodgkin e Huxley). As Figuras B e D correspondem as funções de ganho de A e C respectivamente. Figura adaptada de (GERSTNER et al., 2014).	39
Figura 3.2– Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação constante de $10 \mu A/cm^2$	40
Figura 3.3– Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação de degrau crescente de $10 \mu A/cm^2$	40
Figura 3.4– Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação SE senoidal de 3 Hz e $12 \mu A/cm^2$ de amplitude.	41
Figura 3.5– Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação SE senoidal de 3 Hz e $12 \mu A/cm^2$ de amplitude e SAS de 150 Hz e $2 \mu A/cm^2$ de amplitude.	41
Figura 3.6– Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação SE senoidal de 3 Hz e $12 \mu A/cm^2$ de amplitude e SARBG de média 0 e desvio padrão (DP) 0.5.	42
Figura 3.7– Resultados normalizados dos valores médios e DP da PD para os dois tipos de SA. As linha de pontos indicam o intervalo de confiança para a condição de 0% de SA.	43
Figura 3.8– Curvas de RE de diversos voluntários. A linha de pontos indica o valor 67.5% a partir do qual os resultados são estatisticamente significativos.	44
Figura 3.9– Comparações realizadas para observar a diferença entre a PD correspondente dos SA, obtidos mediante o Teste de Friedman.	46
Figura 3.10–Boxplot de cada SA. Os * indicam os valores de PD estatisticamente significativos em relação à intensidade 0% obtidos mediante o Teste de Friedman.	47

Figura 3.11 – Limiares de cada participante ao longo do experimento para SE, SAS e	
SARBG.	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 –Idade, gênero e preferência de membro dos voluntários	30
Tabela 2.2 –Caraterísticas para achar o valor do limiar de detecção sensorial em função da tensão eficaz de entrada do transdutor electromagnético	34
Tabela 3.1 –Número de pontos acima do proporção mínima de detecções (PMD). . .	45
Tabela 3.2 –Tabela de contingencia para o Teste de McNemar (gênero - preferência SA)	45

LISTA DE SIGLAS

AR	adaptação rápida
AL	adaptação lenta
AS	additive signal
ASS	additive sinusoidal signal
DP	desvio padrão
DR	detection rate
DT	detection threshold
HH	Hodgkin e Huxley
WGNAS	white Gaussian noise additive signal
LD	limiar de detecção
LT	light touch
ms	milissegundos
PA	potencial de ação
PD	proporção de detecção
PMD	proporção mínima de detecções
RP	razão de proporções

RE	ressonância estocástica
RSR	relação sinal - ruído
RBG	ruído branco gaussiano
s	segundos
SA	sinal aditivo
SARBG	sinal aditivo de ruído branco gaussiano
SAS	sinal aditivo senoidal
SE	sinal de estímulo
SS	stimulus signal
SR	Stochastic resonance
SNR	signal to noise ratio
SNC	sistema nervoso central
SNP	sistema nervoso periférico
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TL	toque leve
USP	Universidade de São Paulo
VMDS	valor mínimo de detecções significativas
WGN	white Gaussian noise

LISTA DE SÍMBOLOS

G_{Na}	condutância ao íon de sódio
G_K	condutância ao íon de potássio
G_l	condutância de escape
I_K	corrente de potássio
I_{Na}	corrente de sódio
I_L	corrente de escape
I_{ext}	corrente externa da membrana
I_{ion}	corrente iônica
C_m	capacitância da membrana
V_m	potencial de membrana intracelular
I_i	corrente iônica individual
G_i	condutância individual
V_i	potencial de equilíbrio
V_{na}	potencial de equilíbrio do sódio
V_k	potencial de equilíbrio do potássio
V_l	potencial de equilíbrio de escape
p_i	probabilidade da comporta abrir
$p_{i\infty}$	probabilidade da comporta abrir no infinito
α_i	constante de proporção 1
β_i	constante de proporção 2
G_j	condutância total do canal
r	r de Rosenthal

SUMÁRIO

1	Introdução	15
1.1	Aspectos gerais	15
1.2	Mecanorreceptores e o modelo de neurônio de Hodgkin e Huxley	19
1.3	Motivação	26
1.4	Objetivos	26
2	Metodologia	28
2.1	Análise da RE com sinais determinísticos em um modelo matemático de neurônio	28
2.2	Participantes	29
2.3	Geração dos sinais	30
2.4	Protocolo experimental	32
2.4.1	Registro da força	32
2.4.2	Estimação do LD	33
2.4.3	Registro do fenômeno de RE	35
2.5	Análise dos resultados do experimento de RE em seres humanos	36
2.5.1	Variáveis de análise	36
2.5.2	Análise estatística dos dados	37
3	Resultados	39
3.1	Resultados da simulação de RE com o modelo de Hodgkin e Huxley	39
3.2	Resultados do fenômeno de RE em seres humanos	42
4	Discussão e Considerações Finais	48

Referências Bibliográficas	52
Apêndice A – Aprovação do Comitê de Ética	60
Apêndice B – Termo de Compromisso Livre e Esclarecido	64

1 INTRODUÇÃO

1.1 ASPECTOS GERAIS

No final do século XIX, o rumo da ciência teórica começou a mudar com o objetivo de modelar comportamentos de sistemas naturais mediante o estudo e aplicação de equações diferenciais. Na época, os cientistas acreditavam que conhecendo de forma precisa as condições iniciais para um determinado conjunto de equações, conseguiriam prever o comportamento futuro do sistema com uma certeza absoluta. Pouco tempo depois, surgiu a mecânica quântica, ciência que não concordava com essas teorias determinísticas e que acreditava na estatística como a essência única dos elementos. Muitos anos depois, o conceito de caos apareceu quando alguns sistemas aparentemente controlados, apresentaram comportamentos imprevisíveis quando eram submetidos a pequenas mudanças nas condições iniciais.

Na área de transmissão da informação e detecção de sinais, a presença de ruído no sistema geralmente é considerada um elemento prejudicial para identificar o sinal de interesse. Tem sido demonstrado, porém, que uma determinada intensidade de ruído pode ajudar a melhorar a detecção e transmissão de sinais débeis em sistemas biestáveis não lineares graças ao fenômeno de Ressonância Estocástica (RE) (MOSS; PIERSON; O'GORMAN, 1994). Pesquisas posteriores mostram que o campo de aplicação é bem amplo e a definição mais abrangente. Em estudos de RE realizados em sistemas sensoriais humanos, os atores principais na ressonância estocástica são: o limiar de disparo de PA, o sinal de estímulo (SE) e o sinal aditivo (SA), que geralmente é ruído com intensidade apropriada. No contexto mais comum, o SA é uma flutuação aleatória não relacionada com o estímulo (sinal débil a ser detectado ou transmitido). Uma quantidade ótima de ruído, consegue tornar detectável o estímulo sem mascarar o sinal (MCDONNELL; ABBOTT, 2009). Este comportamento é representado na Figura. 1.1 em que um sinal senoidal de amplitude sub-limiar (linha preta), quando somado a um ruído (linha cor verde) causa ultrapassagens do limiar (linha vermelha) com o consequente disparo de PA (linha inferior azul, cada linha vertical azul representa um PA).

Em geral, o tipo de sinal de ruído usado em experimentos que investigam o sistema sensorial é o ruído gaussiano e o tipo de sinal débil normalmente usado são pulsos, embora não há nada que impeça que outros tipos de sinais a serem detectados sejam utilizados, como

no exemplo da Figura. 1.1, em que é usado um sinal senoidal como sinal débil.

Figura 1.1 – Exemplo do comportamento da RE a) Elementos principais envolvidos na geração de RE: SE, SA como ruído gaussiano e o limiar b) Pulsos que indicam quando o limiar foi atingido, graças à adição do ruído ao sinal débil.

A métrica mais usada para quantificar o efeito da RE é a relação sinal - ruído (RSR) - mais conhecida pela sigla em inglês signal to noise ratio (SNR) - porém, existem outros tipos de medidas que também são empregadas com a mesma finalidade (GAMMAITONI et al., 1998). Em estudos de RE do sistema sensorial, o desempenho é mensurado como a capacidade de detectar o estímulo. O resultado para interpretar o efeito da RE normalmente é apresentado através de uma curva em forma de U invertido na qual o eixo das ordenadas mostra o desempenho obtido para discriminar o sinal débil e no eixo das abscissas a magnitude do ruído aplicado (Figura. 1.2, a). O máximo dos valores de desempenho geralmente ocorre para valores intermediários de amplitude do ruído, quando normalmente se parte de intensidade nula e vão se testando intensidades cada vez maiores. Em COLLINS; IMHOFF; GRIGG (1996b) é usado o percentual de detecções corretas obtido por um indivíduo em um número determinado de apresentações do estímulo sub-limiar em função do nível de ruído adicionado a este estímulo, começando por um nível de ruído igual a zero. Mediante esta curva, obtêm-se o máximo de detecções corretas para um determinado nível de ruído não nulo, conseguindo desta maneira uma relação não monotônica, característica da RE (Figura. 1.2, b).

No início, a RE foi usada para estudar o comportamento de fenômenos meteorológicos. O primeiro artigo que aborda o fenômeno foi publicado por Benzi e data de 1981, (BENZI; SUTERA; VULPIANI, 1981; BENZI et al., 1982). Em paralelo e de forma independente, também se encontram publicações de Nicolis com objetivos semelhantes (NICOLIS; NICOLIS,

Figura 1.2 – a) Exemplo genérico de curva em forma de U invertido b) Adaptação da representação do efeito de RE usada em Collins, Imhoff e Grigg (1996b).

1982; NICOLIS, 1981). Durante a década dos anos oitenta até início dos anos noventa, o conceito de RE foi sendo consolidado por meio de estudos mais teóricos em eletrônica (MC-NAMARA; WIESENFELD; ROY, 1988; JUNG; HÄNGGI, 1989; FAUVE; HESLOT, 1983). Um dos artigos que ajudou a popularizar a RE foi o trabalho de Moss e Wiesenfeld (1995) no qual eles fizeram uma revisão da literatura e apresentaram as aplicações do fenômeno feitas até esse momento, fazendo com que outros pesquisadores iniciassem investigações do fenômeno em outras áreas. Graças a essa expansão houve estudos de RE aplicada a reações químicas e canais iônicos (LEONARD; REICHL, 1994; YANG; HOU; XIN, 1999; BEZRUKOV; VODYANOY, 1995; GOYCHUK; HÄNGGI, 2000), circuitos eletrônicos (ANISHCHENKO; SAFONOVA; CHUA, 1994; LUCHINSKY et al., 1999; GOMES et al., 2003), modelos neurais (CHIALVO; LONGTIN; MÜLLER-GERKING, 1997; PLESSER; TANAKA, 1997), equações diferenciais (BENZI; SUTERA; VULPIANI, 1985; Hu Gang; NICOLIS; NICOLIS, 1990), biologia celular (PAULSSON; BERG; EHRENBERG, 2000), psicofísica (WARD, 2004), modelos ecológicos (BLARER; DOEBELI, 1999; VALENTI; FIASCONARO; SPAGNOLO, 2004), modelos financeiros (KRAWIECKI; HOŁYST, 2003), chegando inclusive a ser usada para descrever comportamentos em sistemas sociais (WALLACE; WALLACE; ANDREWS, 1997).

A neurociência, a neurobiologia e a psicofísica têm sido algumas das áreas que mais têm explorado o efeito da RE para tirar proveito de comportamentos não lineares do sistema nervoso. Um estudo pioneiro (DOUGLASS et al., 1993) analisou o comportamento de mecanorreceptores de lagostas e mostrou o efeito de RE no sistema nervoso em nível neuronal. Pouco tempo depois, foi apresentado um estudo sobre o sistema sensorial de localização de grilos realizado por LEVIN; MILLER (1996). COLLINS; IMHOFF; GRIGG (1996a) e IVEY; APKARIAN; CHIALVO (1998) mostraram efeitos de RE em mecanorreceptores cutâneos em ratos, sendo então os primeiros resultados sobre a atuação de RE no sistema nervoso de mamíferos. Finalmente, o primeiro estudo psicofísico que apresenta o fenômeno de RE em humanos, o faz através da

aplicação de um sinal de ruído que consegue aumentar a sensibilidade cutânea para detectar um estímulo sub-limiar (COLLINS; IMHOFF; GRIGG, 1996b). Estes estudos serviram como motivação para a análise do sistema sensorial e em especial, do sistema cutâneo, a futuros pesquisadores.

Depois do primeiro artigo de COLLINS; IMHOFF; GRIGG (1996b) mencionado anteriormente, evidências do fenômeno em humanos também têm sido demonstradas no sistema auditivo (ZENG; FU; MORSE, 2000; JARAMILLO; WIESENFELD, 2000) e no sistema visual (PIANA; CANFORA; RIANI, 2000; KITAJO et al., 2003). Não obstante todos os indícios anteriores, foi em 2003 quando se conseguiu demonstrar a hipótese já elaborada de que o fenômeno poderia também ser gerado no sistema nervoso central (SNC), sendo este sistema o encarregado de controlar comportamentos complexos que implicam em um alto nível cognitivo, de memória e conectividade, muito provavelmente apresentando este sistema características não lineares. Nesse ano foi realizado o primeiro estudo empírico de impacto que confirma a possibilidade de geração de RE no SNC (MANJARREZ et al., 2003).

No âmbito de controle postural, é sabido que a informação cutânea da ponta dos dedos quando o sujeito toca levemente uma superfície estacionária é um potente redutor de oscilações posturais tanto em sujeitos saudáveis quanto em pacientes com diversas patologias (DICKSTEIN, 2005; LACKNER et al., 1999). Este fenômeno conhecido como toque leve (TL) - em inglês light touch (LT) - provê ao SNC uma pista sensorial que complementa as informações provenientes de outras entradas sensoriais como por exemplo as provenientes do sistema visual, vestibular e proprioceptivo, além de outras fontes provavelmente de importância menor. Portanto, sabendo que a realimentação somato-sensorial é um componente importante no sistema de controle do equilíbrio (WATANABE; OKUBO, 1981; HORAK; NASHNER; DIENER, 1990), melhorar o limiar de detecção (LD) possivelmente ajudaria no desempenho do sistema motor para controlar a posição e a propriocepção. O estudo realizado por MAGALHÃES; KOHN (2011b) unifica estas duas ideias e demonstra que a resposta sensório-motora melhorada por LT não requer que a superfície de contato seja estática, tendo-se mostrado que as oscilações posturais diminuem quando a superfície de contato com a ponta do dedo vibra aleatoriamente com uma intensidade apropriada.

Apesar destes numerosos trabalhos, ainda não se conseguiu esclarecer como definir cada um dos protagonistas deste fenômeno: qual sinal tem que ser usado como sinal débil? E como sinal aditivo? Em que intensidades? Qual é a melhor banda de frequência? Estas questões são importantes para conseguir uma efetividade no uso do ruído como ajuda sensitiva e por isso, uma série de artigos tentam dar respostas a estes tipos de perguntas. Alguns estudos

usam a mesma modalidade de sinal para o ruído e para o sinal débil como por exemplo COLLINS; IMHOFF; GRIGG (1996b) que usa um sinal mecânico para ambos, outros usam diferentes estímulos como por exemplo combinando ruído elétrico com estímulo mecânico (RICHARDSON et al., 1998). Um conjunto de investigadores mostraram o efeito da RE a partir de interações de diferentes sistemas sensoriais, como por exemplo, o ruído acústico melhorando o desempenho do sistema visual (LUGO; DOTI; FAUBERT, 2008; MANJARREZ et al., 2007). Trenado et al. (2014) analisaram qual é o melhor tipo de ruído vibratório para melhorar o desempenho motor e que seja também agradável e obtiveram como resultado que a banda mais apropriada para o ruído gaussiano é de 0 a 300 Hz. Esta banda provavelmente consegue ativar todas as classes de mecanorreceptores cutâneos (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2013). Com o mesmo objetivo Iliopoulos, Nierhaus e Villringer (2014) estudaram mecanismos de RE no SNC usando estímulos elétricos com variações no SA, tendo utilizado ruído gaussiano e sinal senoidal e variaram a forma de apresentação destes e os aplicaram em vários dedos. Os resultados obtidos mostram em geral um efeito quando o sinal senoidal é usado como SA. Além disso, o SA aplicado em um dedo adjacente mostra dois efeitos diferentes: por um lado, um efeito inibidor possivelmente devido à inibição lateral e, por outro lado, um reforço no efeito devido ao fenômeno de RE no SNC. O estudo mostra finalmente respostas no SNC e também no sistema nervoso periférico (SNP).

Todas as referências anteriormente apresentadas trabalham com sujeitos saudáveis e tem servido como fundamento para tentar ajudar pessoas com diversas patologias ou deficiências a nível sensorial e/ou motor: adultos de idade avançada com perda ou diminuição da sensibilidade cutânea (GESCHIEDER et al., 1992), pacientes com lesões devido a acidentes cerebrovasculares (KIM; CHOI-KWON, 1996) e também indivíduos com neuropatias periféricas provenientes de um tipo de diabetes (VINIK et al., 1995). Nos estudos realizados por GRAVELLE et al. (2002) e PRIPLATA et al. (2002) foi apresentada a possibilidade de se diminuir as oscilações posturais em populações de jovens e idosos, enquanto em PRIPLATA et al. (2006) se comprova também em pacientes com neuropatia diabética ou após um episódio de derrame cerebral. ROSS (2007) apresenta a aplicação da RE em sujeitos com instabilidade funcional de tornozelo.

1.2 MECANORRECEPTORES E O MODELO DE NEURÔNIO DE HODGKIN E HUXLEY

O comportamento mecânico do tato tem sido representado por um modelo de quatro canais de informação (GESCHIEDER; BOLANOWSKI; VERRILLO, 2004), composto de quatro vias independentes de processamento da informação tátil, com diferentes características de

sintonização que parecem ser determinadas na periferia, tanto no nível dos receptores sensoriais quanto das respectivas vias aferentes nervosas. Estes canais respondem de maneira seletiva a estímulos em determinadas faixas de frequências e também ao mascaramento ou à adaptação de um canal que não tem efeito sobre a sensibilidade de outros canais. Na Figura. 1.3 são apresentadas as curvas de sintonia de três mecanorreceptores táteis (os corpúsculos de Ruffini não foram incluídos) e uma das informações fornecidas é o valor mínimo de 110 Hz para os corpúsculos de Pacini, 10 Hz para as células de Merkel e 30 Hz para os corpúsculos de Meissner (sendo os corpúsculos de Pacini os mais sensíveis), para o qual as fibras sensitivas respondem ao estímulo. O limiar neural para a detecção de vibração é definido como a menor intensidade de estímulo que evoca um potencial de ação por ciclo do estímulo senoidal (MOUNTCASTLE; LAMOTTE; CARLI, 1972). Cada tipo de fibra mecanossensorial é mais sensível a uma gama específica de frequências. As fibras AL I (discos de Merkel) são mais sensíveis a vibrações entre 0,3 Hz e 3 Hz, as fibras AR tipo I (corpúsculos de Meissner) respondem melhor entre 2 Hz e 50 Hz, e fibras AR II entre 30 Hz e 500 Hz (corpúsculos de Pacini) (GESCHIEDER; BOLANOWSKI; VERRILLO, 2004). Os limiares humanos sensitivos para a vibração correspondem ao ponto mais baixo em cada faixa (BOLANOWSKI et al., 1988).

Figura 1.3 – Curvas de sintonia para AL I, AR I e AR II, adaptado de (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2013).

Em GESCHIEDER; BOLANOWSKI; VERRILLO (2004) é realizado um estudo no qual são analisados os diferentes limiares psicofísicos, para os quatro tipos de mecanorreceptores, em função da frequência de estímulo, usando dois tipos de pontas diferentes, uma de diâmetro maior de 3 cm² e outra de menor de 0.001 cm². Na Figura. 1.4 se apresentam as curvas de

sintonia em forma de U para as duas condições experimentais.

Figura 1.4 – Modelo dos quatro canais de informação táteis que mostra os limiares de percepção em função da frequência de estímulo (escala logarítmica). Os dados correspondem aos limiares médios de cada tipo de ponta de contato usada mais ou menos o desvio padrão. Também se apresentam as curvas de sintonia dos quatro mecanorreceptores. Obtido de Gescheider, Bolanowski e Verrillo (2004).

Pode-se observar que os corpúsculos de Ruffini respondem a frequências superiores a 100 Hz, como os de Pacini. Também, pode-se observar que para frequências baixas, na faixa de 0.4 a 2 Hz, se encontram comportamentos próprios dos discos de Merkel (AL I) quando a estimulação é feita com a ponta fina. Para frequências de 2 a 40 Hz, com ponta grande, os corpúsculos de Meissner (AR II) respondem. Quando a vibração é superior a 40 Hz, são ativados os corpúsculos de Pacini (AR I). Os discos de Meissner são sensíveis a uma faixa de 2 a 100 Hz. A diferença no tipo de ponta usada para estimular a pele só afeta substancialmente a sensibilidade tátil para os corpúsculos de Paccini. Este tipo de mecanorreceptor é composto por um tipo de fibra que apresenta adição espacial e também temporal. Além disso, a sensibilidade dos quatro mecanorreceptores é afetada pela idade, mas o corpúsculo de Pacini é um dos mais afetados.

Mediante o explicado até o momento, tem se entendido então que os mecanorreceptores serão ativados quando estes sejam submetidos a uma excitação que consiga fazê-los deixar o estado de repouso. Isto se produziria quando a membrana da célula fosse despolarizada. Se esta despolarização não atingir o limiar de disparo do neurônio, nada será sinalizado ao SNC. Neste caso, pensando já no conceito de RE, se um ruído externo de nível apropriado (baixo) for somado à despolarização, o potencial de membrana do neurônio poderá atingir o limiar de disparo, gerando-se assim um ou mais potenciais de ação, e consequentemente sinalizando algo relacionado à entrada sensorial ao SNC. A dinâmica associada aos canais

iônicos e a consequente ocorrência de um limiar de disparo que caracteriza a maioria dos neurônios, foi modelado de forma mais detalhada pela primeira vez no trabalho de Hodgkin e Huxley (1952), que trabalharam com o axônio gigante de lula. A hipótese proposta no estudo foi que a membrana celular contém canais que permitem a passagem de íons na direção determinada pelo potencial eletroquímico. O movimento gerado pelos íons produz o PA provocado pelo aumento da condutância ao íon de sódio (G_{Na}). G_{Na} varia em função do tempo e do potencial de membrana, e começa a diminuir quando se atinge o máximo do PA. A condutância dos íons potássio (G_K) também varia em função do tempo e do potencial de membrana, $G_K = F(t, V)$. O modelo matemático de Hodgkin e Huxley é composto por um conjunto de equações diferenciais não lineares que aproxima as características elétricas de células excitáveis e consegue descrever como são iniciados e transmitidos os PAs. Portanto, uma proposta inicial foi verificar se o fenômeno de RE poderia ser simulado realizando-se uma aproximação bem simplificada de um mecanorreceptor com base nas equações do modelo de Hodgkin e Huxley HH. A seguir será explicado brevemente o modelo HH porque servirá de base para as simulações prévias feitas neste estudo.

O modelo HH considera que as propriedades elétricas de um segmento de membrana de neurônio podem ser modeladas mediante um quivalente como o da Figura. 1.5, (HODGKIN; HUXLEY, 1952; STERRATT et al., 2011). No circuito equivalente, as correntes que passam através da membrana têm duas componentes maiores, uma relacionada com a carga da capacitância da membrana e a outra associada com o movimento específico de íons que atravessam a membrana. A corrente iônica está subdividida em três componentes, a corrente de sódio I_{Na} , a corrente de potássio I_K e uma pequena corrente de escape I_L composta principalmente por íons de cloro. O comportamento do circuito pode ser descrito aplicando

Figura 1.5 – Circuito eletrônico equivalente proposto por Hodgkin e Huxley para um segmento do axônio gigante da lula.

as leis de Kirchhoff pela equação diferencial:

$$I_{ext} = I_{ion} + C_m \frac{dV(t)}{dt} \quad (1.1)$$

I_{ext} corresponde à corrente externa aplicada (a corrente total da membrana), C_m é a capacitância da membrana, V_m é o potencial de membrana (diferença de potencial entre o meio interno e o externo) e I_{ion} é a corrente iônica total através da membrana. A corrente I_{ion} é a soma das correntes I_{Na} , I_K e I_L .

$$I_{ion} = I_{Na} + I_K + I_L \quad (1.2)$$

Cada corrente iônica individual I_i está relacionada com o potencial de membrana pela lei de Ohm:

$$I_i = G_i(V_m - V_i) \quad (1.3)$$

A corrente iônica I_i depende da condutância G_i , que está relacionada com a permeabilidade da membrana para cada íon, e um potencial de equilíbrio V_i (potencial para o qual a corrente iônica resultante que passa através da membrana é zero). O V_i se obtém pela equação de Nesrt. Finalmente,

$$I_{ion} = G_{Na}(V_m - V_{na}) + G_K(V_m - V_k) + G_l(V_m - V_l) \quad (1.4)$$

Com base em dados experimentais que obtiveram, Hodgkin e Huxley postularam que G_{Na} e G_K mudavam de forma dinâmica como função do V_m . Este ponto foi uma das considerações mais importantes do trabalho porque na época não se conhecia o comportamento dos canais de membrana que geram essas dependências de V_m por causa de mudanças nas propriedades biofísicas. O modelo propõe que cada canal individual pode conter pequenas comportas físicas que regulam o fluxo de íons através do canal. Cada comporta pode ter dois estados: permissivo ou não permissivo e quando as comportas de um canal estão em estado permissivo, os íons podem passar através do canal porque este está aberto. A dependência do V_m das condutâncias no modelo HH é tratado como a probabilidade de que uma comporta individual esteja em estado permissivo ou não dependendo do valor do potencial de membrana. Considerando uma comporta em particular, podemos definir então p_i como a probabilidade de que uma comporta individual esteja em estado permissivo. Considerando um grande número de canais, p_i será então fração de comportas de uma população que estão no estado permissivo e $(1 - p_i)$ será a fração no estado não permissivo. A transição dos estados permissivo e não permissivo no

modelo é representada pela equação diferencial

$$\frac{dp_i}{dt} = \alpha_i(V)(1 - p_i) - \beta_i(V)p_i \quad (1.5)$$

com $\alpha_i(V)$ e $\beta_i(V)$ são constantes de proporção dependentes do V_m , as quais descrevem a transição entre estados permissivo e não permissivo; $\alpha_i(V)$ indica o número de transições de estado fechado a estado aberto e $\beta_i(V)$ indica o processo contrário. O ponto forte do modelo HH foi conseguir descrever quantitativamente a dependência de V_m das constantes de proporção. Se o potencial de membrana V_m é mantido fixo para um valor de V , então a fração de estado permissivo, eventualmente chegará a um valor estacionário quando $t \rightarrow \infty$, apresentado por:

$$p_{i\infty} = \frac{\alpha_i(V)}{\alpha_i(V) + \beta_i(V)} \quad (1.6)$$

O trânsito para se chegar ao valor de equilíbrio é descrito por uma constante de tempo:

$$\tau_i(V) = \frac{1}{\alpha_i(V) + \beta_i(V)} \quad (1.7)$$

Portanto, a condutância é proporcional ao número de canais em estado aberto, que é proporcional à probabilidade de que as comportas associadas estejam em estado permissivo, tem-se que a condutância total G_j correspondente aos canais tipo j , m comportas tipo i é proporcional ao produto das probabilidades das comportas individuais p_i .

$$G_j = G_j^* \prod p_i \quad (1.8)$$

Em que G_j^* é uma constante de normalização que determina a máxima condutância possível quando todos os canais estão abertos. As equações 1.5 - 1.8 estão em notação generalizada, os valores determinados por Hodgkin e Huxley para G_K e G_{Na} são respectivamente:

$$G_K = G_K^* n^4 \quad (1.9)$$

com $n = p_i$ como:

$$n(t) = n_\infty(V_c) - [n_\infty(V_\infty) - n_\infty(0)] \exp \frac{-t}{\tau_n((V_c))} \quad (1.10)$$

De forma equivalente para G_{Na} :

$$G_{Na} = G_{Na}^* m^3 * h \quad (1.11)$$

As expressões para m e h serão fornecidas mais abaixo. Na maioria de membranas biológicas, há uma condutância de escape G_l que não depende do V_m aplicado e permanece constante

no tempo. O modelo completo de equações para todas as correntes da membrana axonal no modelo HH é:

$$C_m \frac{dV}{dt} = I_{ext} - [G_{Na}^* m^3 h (V - V_{na}) + G_K^* n^4 (V - V_k) + G_l (V - V_l)] \quad (1.12)$$

com

$$\frac{dn}{dt} = \alpha_n(V)(1 - n) - \beta_n(V)n \quad (1.13)$$

$$\alpha_n = 0.01 \frac{V + 55}{1 - \exp(-(V + 55)/10)} \quad (1.14)$$

$$\beta_n = 0.125 \exp(-(V + 65)/80) \quad (1.15)$$

para definir o comportamento dos canais de potássio. Tem-se

$$\frac{dm}{dt} = \alpha_m(V)(1 - m) - \beta_m(V)m \quad (1.16)$$

$$\alpha_m = 0.1 \frac{V + 40}{1 - \exp(-(V + 40)/10)} \quad (1.17)$$

$$\beta_m = 4 \exp(-(V + 65)/18) \quad (1.18)$$

$$\frac{dh}{dt} = \alpha_h(V)(1 - h) - \beta_h(V)h \quad (1.19)$$

$$\alpha_h = 0.07 \exp(-(V + 65)/20) \quad (1.20)$$

$$\beta_h = \frac{1}{\exp(-(V + 35)/10) + 1} \quad (1.21)$$

para definir o comportamento da ativação e inativação dos canais de sódio. I_{ext} corresponde à corrente injetada através de um eletrodo intracelular. Os parâmetros iniciais determinados em Hodgkin e Huxley (1952) são:

$$\begin{aligned} C_m &= 1.0 \mu F cm^{-2} \\ V_{na} &= 50 mV ; G_{Na} = 120 mS cm^{-2} \\ V_k &= -77 mV ; G_K = 36 mS cm^{-2} \\ V_l &= -54.4 mV ; G_l = 0.3 mS cm^{-2} \end{aligned}$$

1.3 MOTIVAÇÃO

Juntando as informações contidas nos parágrafos anteriores e motivados pela pergunta de engenharia proposta em MAGALHÃES; KOHN (2011a): dado que em um hardware poderia ser mais fácil gerar um sinal senoidal que um sinal de ruído branco gaussiano, seria este tipo de sinal determinístico capaz de ser eficaz como SA para gerar o fenômeno da RE? Uma utilização possível para um hardware deste tipo seria a incorporação (composto por um hardware eletrônico e transdutores eletromecânicos) de vibração na ponta dos dedos de um invidente em uma bengala para cegos. Com o intuito de responder à pergunta acima e também mostrar que outro tipo de sinal (diferente do ruído branco gaussiano) pode ser usado para gerar RE, no presente estudo será realizado um experimento no qual se trabalhará com sinais determinísticos e aleatórios para se verificar a possibilidade de se gerar RE. Como até o momento, não foi avaliada a possibilidade de se obter o fenômeno de RE usando sinal senoidal tanto para o SA quanto para o SE ao mesmo tempo, embora tenha sido usado para, por exemplo, achar os limiares de percepção a estímulos externos ou como ruído aditivo em Iliopoulos, Nierhaus e Villringer (2014). Portanto, quer se averiguar se é possível obter RE usando como SE um sinal senoidal de baixa frequência (3 Hz) e como SA, que ajudaria a chegar até o limiar sensorial, outro sinal senoidal de frequência mais alta (150 Hz). Mostrar o efeito de RE utilizando-se dois sinais senoidais seria uma novidade no âmbito científico e também seria interessante no âmbito prático e de engenharia, dado que poderia ser usado no projeto de aparelhos biomédicos baseados em RE para melhorar alguma deficiência no sujeito que usa o instrumento.

1.4 OBJETIVOS

Este estudo teve como propósito avaliar a possibilidade de se gerar RE no sistema tátil de jovens adultos saudáveis visando o reconhecimento de um estímulo determinístico de baixa frequência mediante a adição de sinais determinísticos ou aleatórios de vibração mais rápida. Especificamente, os objetivos do estudo foram:

- Modelar o comportamento de um neurônio com base no modelo HH e verificar a existência do fenômeno de RE com sinais senoidais de 3Hz para SE e 150Hz para SA.
- Verificar em seres humanos a existência do fenômeno de RE usando como SE um sinal senoidal de 3Hz SA um sinal senoidal de 150Hz ou um sinal aleatório de ruído branco gaussiano.

- Comparar a eficácia dos sinais aditivos (SA) acima sugeridos na percepção do sinal de estímulo (SE).

2 METODOLOGIA

2.1 ANÁLISE DA RE COM SINAIS DETERMINÍSTICOS EM UM MODELO MATEMÁTICO DE NEURÔNIO

Como atividade preliminar aos experimentos, quis se comprovar se o comportamento de RE esperado com os sinais determinísticos poderia também ser observado no modelo simplificado de HH. Para este fim foi implementado o modelo de neurônio de Hodgkin e Huxley (1952) definido pelas equações 1.12 - 1.21, e que foi implementado na linguagem de programação Python versão 3.4, tendo-se utilizado os mesmos sinais de entrada que foram definidos para realizar o experimento com pessoas. O código está disponível em: <https://github.com/trabubu/LEB/HH.py>. Foi programada uma classe denominada *HodgkinHuxley()* que organiza e executa todas as outras funções e rotinas do modelo (*Programa_principal()*). A Figura. 2.1 é um exemplo de uso do modelo e a Figura. 2.2 representa o fluxograma do algoritmo implementado. Como pode ser observado na Figura. 2.1, o tipo de estímulo (corrente injetada) pode ser de cinco tipos diferentes:

1. Valor constante: pode ser uma corrente constante.
2. Degrau crescente: pode ser um sinal que aumenta ou diminui a intensidade.
3. Senoide: pode ser injetado um sinal senoidal
4. Soma senoides: pode ser injetado um sinal igual à soma de dois senóides diferentes (caso de interesse do experimento)
5. Soma de senoides de ruído: pode ser injetado um sinal senoidal com ruído branco adicionado (caso de interesse do experimento)

No caso 1., só tem que ser definida a *intensidade_1*. No caso 2., tem que ser definidas as duas intensidades a testar. No caso 3., tem que ser definida a *intensidade_1*, a *freq_1* e se quiser também pode se especificar o valor de desfasagem e o valor constante para descrever o sinal senoidal. No caso 4., tem que ser passadas duas intensidades e duas frequências além dos parâmetros opcionais para descrever o sinal senoidal (desfasagem e valor constante). No caso 5., tem que ser definidas as intensidades, a *freq_1* do sinal senoidal, o valor médio e o desvio

padrão (DP) para gerar o ruído branco gaussiano. Estes cinco tipos de corrente injetada foram criadas em função do interesse do próprio projeto mas poderiam se adicionar outros tipos de estímulos de entrada na função chamada *I_{inj}*.

```
class HodgkinHuxley(): ...

if __name__ == '__main__':

    # Especificar o modelo
    # Tipos de entradas possíveis: valor_constante, degrau_crescente, senoide, soma_senoides, soma_senoides_ruído
    tipo_estimulo = "soma_senoides"
    freq_1 = 300 # (Hz)
    freq_2 = 3 # (Hz)
    intensidade_1 = 3 # (microA)
    intensidade_2 = 12 # 13 # (microA)
    desfase = None # Em relação ao sinal senoidal
    valor_cte = 0 # (microA) valor adicional senoide
    mu = 0 # valor de media para gerar o ruído
    sigma = 0.5 # valor de desvio padrão para gerar o ruído

    # Chamar a classe
    HH = HodgkinHuxley(sinal_estimulo = tipo_estimulo, f0_1 = freq_1, f0_2 = freq_2, A_1 = intensidade_1,
                       A_2 = intensidade_2, phi = desfase, cte = valor_cte, media=mu, desvio_padrao=sigma)

    # Chamar a função principal
    voltage = HH.Programa_principal(plot_resumo = True)
```

Figura 2.1 – Exemplo de uso do console para o modelo HH em Python.

Figura 2.2 – Fluxograma do modelo HH.

2.2 PARTICIPANTES

Participaram dos experimentos 20 pessoas (nove do gênero feminino e onze do gênero masculino, 26.8 ± 3.6 DP anos de idade). Os voluntários eram pessoas saudáveis, todos destros à exceção de um voluntário, e que não tinham deficiências sensoriais ou neurológicas na atualidade ou no passado que pudessem afetar sua habilidade na realização do experimento. A Tabela. 2.1 apresenta a idade, gênero e a preferência de membro (destro ou canhoto).

Os experimentos foram realizados de acordo com a Declaração de Helsinki. O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP) (APÊNDICE

A). Todos os participantes foram informados sobre o protocolo experimental ao qual seriam submetidos e concordaram em participar do mesmo assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE B).

Tabela 2.1 – Idade, gênero e preferência de membro dos voluntários

Participante	Idade (anos)	Gênero (F/M)	Preferência de membro (D/E)
1	26	M	D
2	24	F	D
3	25	M	D
4	26	F	D
5	32	F	D
6	27	M	D
7	29	M	D
8	25	F	D
9	29	M	D
10	26	M	D
11	26	M	D
12	28	M	D
13	32	M	E
14	32	F	D
15	19	M	D
16	21	M	D
17	32	F	D
18	23	F	D
19	28	F	D
20	25	F	D
Média	26.8		
DP	3.6		

2.3 GERAÇÃO DOS SINAIS

A vibração mecânica foi gerada por um transdutor electromagnético (MiniShaker Type 4810, Brüel&Kjær, Dinamarca) a partir de sinais amplificados da saída de um sistema LabView (NI USB - 6343, USB X Series, Multifunction DAQ, National Instruments, USA) usado para gerar os sinais de interesse a uma frequência de amostragem de 10kHz. Para controlar a força exercida na lingueta (tira de alumínio rígido) vibratória foi utilizado um sensor de força piezorresistivo (FlexiForce A401, Tekscan, USA) de tamanho reduzido (31.9mm x 56.9mm de área sensível) colado à superfície da lingueta e cujo sinal de saída provinha de uma placa condicionadora de sinal (FlexiForce Quickstart Board, Tekscan, USA) que servia de interface entre o sensor de força e a placa de LabView (Figura. 2.3). Como aparelhos auxiliares foram usados: fones de ouvido para redução de ruídos externos constando na reprodução de um

som de ruído browniano durante o experimento, conforme também utilizado em Magalhães e Kohn (2011b); um botão que seria usado pelo voluntário para indicar quando tinha sentido o estímulo na hora de definir o LD e também, uma tela que serviria para indicar as diferentes partes do experimento ao sujeito. O voluntário era convidado a se acomodar na cadeira que estava dentro do espaço rodeado pelos tecidos pretos como é mostrado na Figura. 2.4 b), com os olhos abertos e com a ponta do dedo indicador direito sobre o círculo desenhado no sensor de força colocado na lingueta vibratória como mostra a Figura. 2.4 a).

Figura 2.3 – Aparelhos usados para gerar a vibração mecânica.

Figura 2.4 – a) A ponta do dedo indicador colado sobre o círculo desenhado no sensor de força colocado na lingueta vibratória. b) Posição experimental.

Trabalhou-se com três sinais diferentes. O SE foi definido como um seno com frequência de 3 Hz e dois SA diferentes. O SA sinal determinístico, denotado SAS, era um sinal senoidal de 150Hz e o aleatório, denotado SARBG, era um ruído branco com média zero e filtrado com um filtro passa baixa digital tipo Butterworth de terceira ordem e frequência de corte de

150Hz como mostra a Figura. 2.5. Os valores de intensidade dos sinais foram definidos com base no LD de cada individuo.

Figura 2.5 – Sinal SARBG e as características espectrais correspondentes a um registro de 30 s.

2.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O experimento foi realizado em dois dias diferentes para não haver interferência entre os resultados e para evitar o cansaço do voluntário e a perda de concentração. No primeiro dia se trabalhava com um tipo de SA e no segundo dia com o outro (se o primeiro dia o SA era SAS, no segundo dia seria aplicado SARBG). A determinação de SA com o que começaria o experimento foi escolhido aleatoriamente para cada voluntário. Os voluntários do primeiro e segundo dia foram os mesmos para poder comparar o desempenho obtido tanto com um tipo de SA quanto com o outro. Em cada um dos dias os voluntários realizaram três tarefas que serão descritas nas próximas seções.

2.4.1 REGISTRO DA FORÇA

No início do experimento foi realizado um registro da força média exercida pelo dedo na lingueta vibratória para se ter o controle da força gerada pelo dedo durante o experimento (esta força equivale ao peso da ponta do dedo). Este registro era passível por parte do voluntário, isto é, ele não precisava fazer nada mais além de ficar com o dedo sobre a lingueta vibratória (também não precisava usar nenhum dos aparelhos auxiliares). A postura dele devia

ser confortável e relaxada como a que deveria adotar durante o experimento. O registro era de um minuto e o valor médio de força exercida e o DP deste eram salvos para serem usados na terceira parte do experimento como alarme de “detecção de força excessiva exercida na lingueta”. Esta alarme seria ativado no caso do voluntário realizar uma força superior a cinco vezes o DP da média registrada. Este fator de DP adotado foi achado empiricamente nos testes pilotos realizados nos quais os participantes tinham que movimentar o dedo na plataforma e também deixar ele em repouso (como indicado durante a realização do experimento), quando o valor da força superava aproximadamente em 5 vezes o valor médio, era porque os voluntários tinham perdido a posição de repouso tanto voluntariamente quanto involuntariamente.

2.4.2 ESTIMAÇÃO DO LD

O objetivo desta parte do experimento era achar o valor de LD para cada um dos sinais com que se trabalhou (SE, SAS e SARBG). Este é um dos passos mais delicados do experimento porque é com base nos valores obtidos de LD que serão determinadas as intensidades dos sinais usados para testar o efeito da RE na última parte do experimento. É certo que o conceito de limiar está sendo questionado no âmbito da psicofísica moderna (MACMILLAN; CREELMAN, 2004), contudo ainda é possível achar uma definição de limiar que indique um nível de estimulação para o qual o indivíduo apresente um nível de detecção sem depender do método usado (KLEIN, 2001). O limiar definido na teoria clássica corresponde ao nível de estímulo que é detetado na metade das apresentações ou produz 50% de detecções corretas numa tarefa de *Sim/Não* (LEVINE; SHEFNER, 2000). Esta definição clássica de limiar foi a adotada no protocolo experimental do projeto para estimação do LD.

O LD foi achado a partir de um processo adaptativo em escada (DIXON; MOOD, 1948) modificado com a intenção de obter resultados de forma mais rápida e precisa em comparação ao método tradicional. Nesta parte, o voluntário usava o fone de ouvido e o botão. O valor de estimulação inicial era um valor elevado para ter certeza de que o voluntário sentia a vibração. Toda vez que o voluntário sentia a lingueta vibrar, tinha que apertar o botão. Toda vez que ele apertava o botão, o valor de intensidade de vibração ia diminuindo com um passo determinado. A intensidade diminuía até um determinado ponto no qual o voluntário não apertava o botão e isto indicava que não sentiu a vibração, de maneira que a intensidade para a próxima vibração aumentava. Depois deste primeiro ponto de não detecção, o valor de passo de intensidade mudava com o objetivo de aumentar a precisão. Finalmente, o critério de parada adotado foi quando as oscilações em torno de um ponto chegavam a se repetir no mínimo 10 vezes. O valor do LD seria atribuído à média dessas últimas 10 intensidades. Os

parâmetros adotados foram especificados como apresentado na Tabela. 2.2. O intervalo de tempo entre estímulos era um valor aleatório de $3 \text{ s} \pm 20\%$ para diminuir a previsibilidade da apresentação do estímulo e a duração do estímulo foi de 3 s. A Figura. 2.6 é um exemplo de como o limiar era determinado quando convergia em volta de um ponto e como era similar nos diferentes instantes de tempo em que foi registrado.

Tabela 2.2 – Características para achar o valor do limiar de detecção sensorial em função da tensão eficaz de entrada do transdutor electromagnético

Parâmetro	Valor	Unidade
Passo final	5	mV
Passo inicial	20	mV
Nível de partida SE	300	mV
Nível de partida SAS	150	mV
Nível de partida SARBG	100	mV

Figura 2.6 – Exemplo do acompanhamento do processo de estimação do limiar para o SE de um voluntário determinado.

O valor do LD foi achado em concordância ao SA atribuído para aquele dia, isto é, se na primeira sessão o SA era SAS, só foi determinado este LD e na próxima sessão seria determinado o SARBG. O único valor de LD que foi estimado nas duas sessões foi o valor correspondente ao SE. O LD era determinado 3 vezes durante o experimento. A primeira vez que era registrado era depois de obter a força média (secção 2.4.1), a segunda vez era no meio da última parte do experimento (secção 2.4.3) e a terceira era realizada no final do experimento. Este acompanhamento do LD foi realizado para se obter um controle da sua variação dado que uma alta variação poderia afetar negativamente os resultados.

Esta parte também serviu como treinamento para o reconhecimento e identificação dos estímulos, dando maior importância na identificação do SE. O voluntário era indicado a se

concentrar na vibração SE e tentar associar um padrão de movimento da lingueta para que na última fase fosse mais fácil reconhecê-lo.

2.4.3 REGISTRO DO FENÔMENO DE RE

Nesta última parte, o objetivo do voluntário era reconhecer o sinal SE. Em cada tentativa (*trial* - em inglês) se aplicavam os estímulos como:

- SA (duração de 1 s)
- SA + SE (duração de 1 s)

Em cada tentativa o SA sem e com SE foi apresentado 10 vezes de forma aleatória e foram repetidas 2 vezes obtendo assim 40 apresentações por intensidade de SA aplicado. Os níveis de intensidade de SA foram 9 de 0% a 80% (com um incremento de 10%) de intensidade sobre o valor de LD para cada voluntário e o nível de intensidade para SE foi fixado em 80% do LD para ter certeza de que o voluntário não estaria sentindo o estímulo se este estivesse apresentado sozinho dado que essa intensidade estava bem abaixo do seu LD. O intervalo de tempo entre apresentações foi de 5 s e o tempo de pausa entre as tentativas era indicado pelo voluntário (durante essa pausa, este podia retirar os fones e inclusive se levantar caso necessário). Na Figura. 2.7 é esquematizado o processo de apresentação dos estímulos.

Figura 2.7 – Gráfico que explica a combinação de tempos entre estímulo e pausa para cada apresentação.

Durante o processo os voluntários deviam usar os fones de ouvido e acompanhar as indicações que apareciam na tela. Nesta eram mostradas três mensagens diferentes: *Prepare-se!* - *Sinta!* - *Responde!*, isto indicava ao voluntário o que tinha que fazer em cada momento.

A primeira mensagem servia para designar o início de cada tentativa, nesse momento a lingueta vibrava durante 7 s com o SE com uma intensidade elevada sobre limiar para reativar a memória sensitiva do voluntário e recordar que era essa a vibração a identificar. Depois da mensagem de *Prepare-se!*, era apresentada uma sequência de 10 repetições que intercalava as telas de *Sinta!* e *Responde!*. A tela *Sinta!* servia para indicar ao voluntário que nesse momento estava vibrando a lingueta (dado que podia ser que este não estivesse sentindo se o fenômeno de RE não estivesse acontecendo) e a tela *Responde!* servia para indicar que o estímulo tinha terminado e que devia reportar se tinha sentido ou não. O voluntário era instruído para responder nesse momento falando *Nada* ou *Senti* indicando assim quando falava *Senti* que identificou o SE. O tempo total de experimento para cada uma das sessões foi de 1 hora e 20 minutos aproximadamente.

2.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS DO EXPERIMENTO DE RE EM SERES HUMANOS

2.5.1 VARIÁVEIS DE ANÁLISE

A variável definida para avaliar o efeito da RE foi a Proporção de Detecção (PD) em relação a cada sujeito. Uma detecção é equivalente a um acerto. O acerto foi definido como o correto reconhecimento da presença de estímulo (tanto SE quanto SA) por parte do voluntário. Desta maneira, um acerto será considerado quando o voluntário respondesse *Senti* e a vibração da lingueta fosse causada pelo SE (junto com SA) mas também quando o participante respondesse *Nada* e a vibração fosse algum dos tipos de SA (sem SE). O erro foi definido como o caso contrário ao explicado acima: quando o voluntário respondia *Senti* e somente estava o SA ou quando o SE era apresentado e o participante falava *Nada*. Para cada intensidade de vibração (0% - 80% do LD) e cada SA obteve-se um valor de PD.

$$PD = \text{número detecções SE} / \text{número apresentações totais} \quad (2.1)$$

Uma variável que deriva da primeira foi o número de pontos que estão acima do nível de significância estipulado - valor mínimo de detecções significativas (VMDS) - achado aplicando o Teste Binomial (explicado com maior detalhe em 2.5.2).

$$\text{Pontos acima do VMDS} = \sum \text{número de pontos acima do VMDS} \quad (2.2)$$

Uma terceira variável definida foi o incremento máximo da PD definido como a diferença entre o número de detecções SE máximo e o número de detecções de SE no nível de intensidade

0%.

2.5.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

A PD é uma proporção definida pelo resultado positivo de uma variável binomial (reconhecimento do SE) e o número de apresentações totais para este experimento foi determinado a partir do Teste Binomial unicaudal com $p = 0.05$ (ZAR, 1999, pág. 534).

Foi aplicada uma extensão do Teste Z para uma proporção da população com o objetivo de avaliar a aproximação feita previamente do número de voluntários a participar no experimento tendo em conta o número total de apresentações determinado para PD, para saber se o número de voluntários que participariam no experimento seria confiável (SHESKIN, 2004, pág. 303). Finalmente, o número de participantes foi 20.

A normalidade dos dados obtidos de PD para cada SA em relação à intensidade foi testada pelo método de Kolmogorov e Smirnov ($p = 0.05$) para comprovar se as curvas de RE se aproximavam a uma distribuição normal (SMIRNOV, 1948). A hipótese de normalidade foi rejeitada e portanto os posteriores testes estatísticos aplicados foram não paramétricos.

A partir da PD de cada intensidade, obteve-se a curva de RE para cada voluntário e cada SA. Mediante o Teste Binomial unicaudal, como em COLLINS; IMHOFF; GRIGG (1996a), conseguiu-se fixar o VMDS com $p = 0.05$, de maneira que todas as intensidades para as quais a PD fosse superior ao VMDS estariam indicando que esse nível de intensidade de SA apresentava uma melhora no reconhecimento do SE, ou seja, tinha efeito de RE. As curvas em forma de U-invertido foram inicialmente analisadas a partir de estatísticas descritivas.

Os dados foram trabalhados com diversas abordagens sempre com o intuito de verificar se existia alguma preferência entre os SA usados. Definiu-se como curvas de RE estatisticamente significativas aquelas que ultrapassaram o VMDS ao mínimo em duas intensidades para cada um dos SA. Desta maneira, dependendo do número de pontos da curva que ultrapassassem o VMDS cada sujeito foi classificado em um dos grupos: mais ajudado por SAS (o número de pontos que ultrapassavam o VMDS era maior para o SAS) ou mais ajudado por SARBG (caso contrário). Essa classificação foi analisada através do Teste de McNemar. Com o mesmo objetivo, foram analisados o número de pontos que ultrapassavam o VMDS (agora sem classificar os voluntários em base à preferência de SA) aplicando o Teste dos Sinais. Seguindo a abordagem definida inicialmente, calculou-se também a diferença entre o número de detecções realizados entre o valor de intensidade com o PD máximo e o valor de PD para o 0% de SA para cada um dos voluntários e analisou-se mediante o Teste de Wilcoxon. Finalmente, foi

feita uma Análise de Variância de Friedman bicaudal por ranks (postos) (equivalente à ANOVA paramétrica) para conferir a interação intragrupos. Usou-se também, o Teste de McNemar para avaliar a preferência de SA dependendo do gênero.

Os dados de LD foram explorados através de estatísticas descritivas e em função do gênero com o Teste de Mann-Witney dado que a hipótese de normalidade foi rejeitada previamente.

A força de associação da maioria dos testes aplicados (todos menos o Teste de McNemar) foi calculada através do índice r de Rosenthal (ROSENTHAL, 1991), sendo este interpretado como um pequeno efeito para valores entre 0.00 - 0.15, médio para 0.15 - 0.37 e grande para valores superiores a 0.41 (COE; SOTO, 2003).

$$r = \frac{Z}{\sqrt{n}} \quad (2.3)$$

A força de associação do Teste de McNemar foi calculada mediante a razão de proporções (RP). Considerando as probabilidades de um evento em cada um dos grupos como p (primeiro grupo) e q (segundo grupo), então a RP é:

$$RP = \frac{p(1 - q)}{q(1 - p)} \quad (2.4)$$

A análise estatística foi conduzida utilizando o software SPSS 22.0 (SPSS, Inc., Chicago, Illinois).

3 RESULTADOS

3.1 RESULTADOS DA SIMULAÇÃO DE RE COM O MODELO DE HODGKIN E HUXLEY

Foram realizados alguns testes para comprovar o bom funcionamento do modelo HH. Foram testados como entrada sinais simples para os quais, dado um determinado valor de amplitude, o neurônio deveria responder. A Figura. 3.1 adaptada de (GERSTNER et al., 2014) apresenta curvas de frequência de disparo em função da corrente injetada que serviram para validar o comportamento do modelo HH implementado neste trabalho.

Fig. 2.7: A. Spike train of the Hodgkin-Huxley model (with the parameters used in this book) for constant input current I_0 . B. Gain function. The mean firing rate $\bar{\nu}$ is plotted as a function of I_0 . The gain function of the Hodgkin-Huxley model is of type II, because it exhibits a jump. C. Same as A, but for the original parameters found by Hodgkin and Huxley to describe the ion currents in the giant axon of the squid. D. Gain function for the model in C.

Figura 3.1 – As Figuras A e C apresentam o trem de pulsos obtidos mediante o modelo de HH com diferentes parâmetros (no caso de A para os parâmetros estabelecidos no livro e no caso de C para os parâmetros originais encontrados por Hodgkin e Huxley). As Figuras B e D correspondem as funções de ganho de A e C respectivamente. Figura adaptada de (GERSTNER et al., 2014).

Na Figura. 3.2 mostra que aplicando um estímulo constante de $10 \mu A/cm^2$ o neurônio responde gerando PA como resposta ao estímulo a cada 14 milissegundos (ms) e com uma frequência média dos PA de 68 Hz. Como pode ser observado, a Figura. 3.2 e a Figura. 3.1.C são bastante semelhantes e além disso, através da Figura. 3.1.D pode se comprovar que a frequência média de disparos obtida corresponde à encontrada por Hodgkin e Huxley.

Na Figura. 3.3 também são observados potenciais de ação quando é usado um sinal quadrado de amplitude $10 \mu A/cm^2$ como estímulo. São gerados 7 PAs em cada intervalo de estimulação com frequência de 68 Hz. A duração do conjunto de PA é de 87 ms com frequência

Figura 3.2 – Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação constante de $10 \mu A/cm^2$.

de 13 Hz. Nesta ocasião, como a corrente injetada é um sinal quadrado, são observados 2 recortes em 100 ms e 300 ms equiparáveis aos obtidos na Figura. 3.2 desde o tempo 0 ms até 100 ms como pode ser comprovado visualmente. Portanto, a implementação do modelo queda validado mediante estas duas correntes injetadas, supondo-se que para outros tipos de entradas também funcionará corretamente.

Figura 3.3 – Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação de degrau crescente de $10 \mu A/cm^2$.

Depois de verificar o funcionamento do modelo, foi gerado um estímulo senoidal similar ao usado nos experimentos, com diferentes frequências e amplitudes. Na Figura. 3.4 foi usado como estímulo somente um sinal senoidal com frequência de 3 Hz, como o usado nos experimentos definidos como SE. Pode-se observar que para uma amplitude de $12 \mu A$, o neurônio modelado não consegue gerar PAs.

Figura 3.4 – Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação SE senoidal de 3 Hz e $12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ de amplitude.

Em seguida foi adicionado ao SE um sinal senoidal de frequência 150 Hz (SAS) para comprovar o efeito de RE. Na Figura. 3.5 pode-se observar o resultado obtido nessa adição e justamente aparecem PAs quando o sinal aditivo tem uma intensidade de $2 \mu\text{A}$. Estas duas figuras exemplificam o fenômeno de RE, sendo possível obter uma resposta do neurônio usando senóides adicionados como sinal de estímulo.

Figura 3.5 – Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação SE senoidal de 3 Hz e $12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ de amplitude e SAS de 150 Hz e $2 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ de amplitude.

Por último, para comprovar o comportamento quando o SA fosse RBG, foi adicionado ao SE um ruído de média 0 e DP de 0.5. Na Figura. 3.6 também se observam os PAs gerados

graças a adição do RBG.

Estas três figuras exemplificam o fenômeno de RE. Usando dois tipos de SA diferentes como os utilizados nos experimentos com pessoas e apesar de ser um modelo simplificado, estes resultados suporta a hipótese inicial.

Figura 3.6 – Comportamento do modelo de neurônio HH com estimulação SE senoidal de 3 Hz e $12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ de amplitude e SARBG de média 0 e DP 0.5.

3.2 RESULTADOS DO FENÔMENO DE RE EM SERES HUMANOS

Os resultados foram analisados em termos dos valores de PD resultantes. Com o objetivo de visualizar os dados com maior facilidade, estes foram normalizados em relação à intensidade de SA aplicada dado que a PD máxima varia para cada participante. Normalizou-se em relação ao valor de intensidade correspondente ao valor máximo de PD, de maneira que o valor de intensidade 1 corresponde ao valor máximo de PD para todos os voluntários. A Figura. 3.7 mostra os valores médios e DP da PD normalizados de todos os participantes. As linhas pontilhadas, que indicam o intervalo de confiança para a situação de nível de intensidade 0% do SA correspondente, mostram que os valores fora desse intervalo diferem da situação sem SA, portanto uma adição de SA ajuda na detecção do SE dado que para qualquer nível de intensidade, os valores de PD estão fora do intervalo de confiança calculado. O valor máximo de PD é similar nas duas condições de SA testadas, para SAS o valor médio do PD máximo é 75.5% e para SARBG é 76.8%. Pode-se observar o aumento progressivo da PD até atingir o ponto máximo e na sequência como os valores vão diminuindo desenhando a forma de

U-invertido esperado.

Figura 3.7 – Resultados normalizados dos valores médios e DP da PD para os dois tipos de SA. As linha de pontos indicam o intervalo de confiança para a condição de 0% de SA.

Para comprovar o aumento de reconhecimentos de SE quando era adicionado um SA foi aplicado o Teste Binomial unicaudal com a suposição de que os dois eventos (reconhecimento do SE quando estava presente e o não reconhecimento do SE quando não estava) eram igualmente prováveis para as 40 apresentações de estímulo. Como resultado do teste, obteve-se que o valor mínimo de reconhecimento do SE tinha que ser 27 vezes das 40 totais apresentadas para que o efeito fosse estatisticamente significativo. Desta forma, valores de PD maiores ou iguais ao nível de significância fixado em 67.5%, PMD, ($\frac{27}{40} * 100$) indicam que o desempenho foi significativamente melhor ($p = 0.05$) que o esperado por acaso. Na Figura. 3.8 são apresentadas algumas curvas em forma de U-invertido obtidas de 4 voluntários. Em todas elas pode-se observar como para diferentes intensidades, a PD supera o nível de significância tanto para SAS quanto para SARBG, para alguns níveis de intensidade de SA.

As curvas em forma de U-invertido foram consideradas como representantes do fenômeno de RE quando a PD superava o nível de significância (PMD) para pelo menos duas intensidades. Com base neste critério, 90% dos voluntários (18 dos 20 sujeitos) apresentaram o fenômeno de RE para SAS e 85% (17 dos 20 sujeitos) para SARBG. Na Tabela. 3.1 foram resumidos o número de pontos que estão acima do PMD para cada participante. Na última coluna da tabela os voluntários foram classificados entre SAS ou SARBG dependendo do SA que tivesse maior número de pontos acima do PMD, isto é, o tipo de SA parece facilitar mais no reconhecimento do SE.

O Teste dos Sinais foi aplicado para comprovar se algum dos SA ajuda de forma diferenciada no reconhecimento do SE, tanto quando estava presente como quando não estava, mediante o número de pontos acima do PMD. O resultado do teste indica que não existe diferença estatisticamente significativa entre o número de pontos acima do PMD de SAS e

Figura 3.8 – Curvas de RE de diversos voluntários. A linha de pontos indica o valor 67.5% a partir do qual os resultados são estatisticamente significativos.

SARBG, $p = 0.31$ (significância exata unilateral). O teste indica que nenhum dos SA apresenta um melhor desempenho em relação ao outro. Este comportamento semelhante pode-se observar qualitativamente na coluna "Melhor SA" da Tabela. 3.1, 8 dos voluntários (40% dos participantes) apresentam um maior desempenho quando o SA é SAS e os 12 restantes (60% dos participantes) quando é SARBG.

Foi aplicado o Teste de McNemar para analisar essas duas proporções de preferência sobre o SA. Os resultados mostram que não existe uma diferenciação dicotômica significativa entre as duas proporções ($p = 0.25$ - significância exata unilateral, $RP = 0.44$).

Com o mesmo intuito mas com uma abordagem diferente foi aplicado o Teste de Wilcoxon no incremento máximo de vezes que o SE foi detectado quando estava presente e quando não estava para cada um dos SA. O incremento máximo do número de pontos para SAS não diferem significativamente do incremento do número de pontos para SARBG ($Z = -1.71$, $p = 0.05$ - significância exata unilateral, $r = 0.27$).

O Teste de McNemar foi aplicado para analisar a preferência de SA em relação ao gênero dos participantes. Da Tabela. 3.1, obtemos uma tabela de contingência 2x2:

O resultado do Teste de McNemar mostra que não existe uma preferência em relação ao SA dependendo do gênero ($p = 0.50$ - significância exata unilateral, $RP = 1.4$). A RP indica que o resultado obtido aconteceria sem necessidade de considerar o gênero como variável de

Tabela 3.1 – Número de pontos acima do PMD.

Número pontos acima do PMD				
Participante	SAS	SARBG	Melhor SA	Gênero
1	4	1	SAS	M
2	3	6	SARBG	F
3	1	7	SARBG	M
4	2	4	SARBG	F
5	3	1	SAS	F
6	3	2	SAS	M
7	5	6	SARBG	M
8	5	6	SARBG	F
9	2	5	SARBG	M
10	4	5	SARBG	M
11	5	6	SARBG	M
12	5	4	SAS	M
13	3	3	SAS	M
14	6	1	SAS	F
15	3	7	SARBG	M
16	1	4	SARBG	M
17	2	2	SARBG	F
18	5	3	SAS	F
19	3	2	SAS	F
20	2	2	SARBG	F

Tabela 3.2 – Tabela de contingência para o Teste de McNemar (gênero - preferência SA)

	Gênero	
	F	M
SAS	4	4
SARBG	5	7

classificação dado que a probabilidade associada a RP é 58%, próximo a 50%, o que indicaria um efeito nulo da variável gênero.

Também foi realizada uma Análise de Variância de Friedman bicaudal por ranks (postos), equivalente à ANOVA paramétrica, para conferir a interação intragrupos. Foram usados todos os dados de PD de cada SA com o objetivo de comparar os valores de PD da mesma intensidade dos diferentes SA. Os resultados apresentam uma mudança significativa entre as diferentes intensidades de SA, $\chi^2(17) = 158.57$, $p < 0.01$. O Teste de Wilcoxon foi usado para entender em profundidade quais eram as intensidades que realmente apresentavam a diferença estatística. Foi aplicada a correção de Bonferroni para comparar o PD de SAS com o de SARBG para cada nível de intensidade e portanto, os efeitos são interpretados para um nível de significância de 0.005 (α / número de comparações, neste caso o número de comparações

é 9, correspondendo ao número de níveis de intensidade). O tipo de SA não apresentou significância estatística: 0% SAS - 0% SARBG, $T = 22.50$, $r = 0.11$; 10% SAS - 10% SARBG, $T = 110.50$, $r = 0.03$; 20% SAS - 20% SARBG, $T = 131.00$, $r = 0.31$; 30% SAS - 30% SARBG, $T = 115$, $r = 0.20$; 40% SAS - 40% SARBG, $T = 56.50$, $r = 0.03$; 50% SAS - 50% SARBG, $T = 60.00$, $r = 0.16$; 60% SAS - 60% SARBG, $T = 116.00$, $r = 0.13$; 70% SAS - 70% SARBG, $T = 87.50$, $r = 0.08$; 80% SAS - 80% SARBG, $T = 113$, $r = 0.11$. Graficamente são apresentadas as comparações na Figura. 3.9.

Figura 3.9 – Comparações realizadas para observar a diferença entre a PD correspondente dos SA, obtidos mediante o Teste de Friedman.

Também foram comparadas todos os valores de PD com o valor de PD do nível de intensidade 0% para cada um dos SA. Neste caso, todas as comparações apresentaram um valor de p menor que o nível de significância fixado, 0.06 para 8 comparações. No caso de SAS: 0% - 10%, $T = 152.00$, $r = 0.57$; 0% - 20%, $T = 190.00$, $r = 0.60$; 0% - 30%, $T = 210.00$, $r = 0.62$; 0% - 40%, $T = 210.00$, $r = 0.62$; 0% - 50%, $T = 210.00$, $r = 0.62$; 0% - 60%, $T = 210.00$, $r = 0.62$; 0% - 70%, $T = 190.00$, $r = 0.60$; 0% - 80%, $T = 210.00$, $r = 0.62$. No caso de SARBG: 0% - 10%, $T = 190.00$, $r = 0.60$; 0% - 20%, $T = 208.50$, $r = 0.61$; 0% - 30%, $T = 209.00$, $r = 0.61$; 0% - 40%, $T = 210.00$, $r = 0.62$; 0% - 50%, $T = 210.00$, $r = 0.62$; 0% - 60%, $T = 210.00$, $r = 0.62$; 0% - 70%, $T = 190.00$, $r = 0.60$; 0% - 80%, $T = 190.00$, $r = 0.60$. Na Figura. 3.10. Desta forma também queda demonstrado que qualquer adição de SA no SE melhora o desempenho do voluntário no reconhecimento do SE quando estava presente e quando não, tanto SAS quanto SARBG, como podia se intuir nos resultados do Teste Binomial Unicaudal explicados anteriormente.

Os resultados registrados dos LD também foram analisados. Quis se investigar se os LD eram diferentes dependendo do gênero do voluntário. Para comprovar esse fenômeno os resultados dos LD foram classificados por gênero e foi aplicado o Teste de Mann-Witney. A Figura. 3.11 mostra graficamente o comportamento dos limiares dependendo do gênero.

Figura 3.10 – Boxplot de cada SA. Os * indicam os valores de PD estatisticamente significativos em relação à intensidade 0% obtidos mediante o Teste de Friedman.

Figura 3.11 – Limiares de cada participante ao longo do experimento para SE, SAS e SARBG.

Para o SE, os valores de LD entre mulheres e homens apresentam diferenças estatisticamente significativas para os 6 registros realizados: $U_1 = 17.50$, $Z_1 = -2.43$, $p_1 = 0.01$, $r = 0.22$; $U_2 = 17.50$, $Z_2 = -2.43$, $p_2 = 0.01$, $r = 0.22$; $U_3 = 18.50$, $Z_3 = -2.35$, $p_3 = 0.02$, $r = 0.21$; $U_4 = 19.00$, $Z_4 = -2.31$, $p_4 = 0.02$, $r = 0.21$; $U_5 = 19.50$, $Z_5 = -2.43$, $p_5 = 0.02$, $r = 0.20$; $U_6 = 18.50$, $Z_6 = -2.35$, $p_6 = 0.02$, $r = 0.21$. Mas tanto para SAS quanto para SARBG os valores de LD não apresentam diferenças estatisticamente relevantes. No caso do SAS os resultados obtidos foram: $U_1 = 32.00$, $Z_1 = -1.34$, $p_1 = 0.18$, $r = 0.12$; $U_2 = 34.50$, $Z_2 = -1.14$, $p_2 = 0.25$, $r = 0.10$; $U_3 = 41.00$, $Z_3 = -0.65$, $p_3 = 0.51$, $r = 0.05$. No caso do SARBG os resultados obtidos foram: $U_1 = 28.50$, $Z_1 = -1.56$, $p_1 = 0.11$, $r = 0.14$; $U_2 = 28.00$, $Z_2 = -1.63$, $p_2 = 0.10$, $r = 0.14$; $U_3 = 25.00$, $Z_3 = -1.86$, $p_3 = 0.06$, $r = 0.17$.

4 DISCUSSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nas últimas décadas, ficou evidenciado que um SA pode conseguir melhorar diversos processos humanos. Efeitos de melhora tem sido reportados em diferentes modalidades de SA: a adição de SA como vibração mecânica melhora a detecção de estímulos tácteis débeis (COLLINS; IMHOFF; GRIGG, 1996a; IVEY; APKARIAN; CHIALVO, 1998; RICHARDSON et al., 1998), a regulação da pressão arterial (HIDAKA; NOZAKI; YAMAMOTO, 2000), o controle postural e equilíbrio (PRIPLATA et al., 2002; PRIPLATA et al., 2006; REEVES et al., 2009), entre outros. SA de tipo acústico também tem apresentado melhorias na detecção da tonalidade de sons (TANAKA et al., 2009; WARD; MACLEAN; KIRSCHNER, 2010), da mesma maneira que em sensações táteis, visuais e proprioceptivas (LUGO; DOTI; FAUBERT, 2008). SA de tipo óptico também incrementou o desempenho tanto em tarefas visuais quanto em tarefas sensoriomotoras (KITAJO et al., 2003).

A maioria dos trabalhos realizados até o momento, contudo, usam SA com características muito parecidas para comprovar o fenômeno de RE. Geralmente o SA usado é RBG e as variações de um estudo a outro são o tipo de geração do estímulo (mecânico ou elétrico), a parte do corpo estimulada e a banda de frequências aplicada. Essas pesquisas são focadas em analisar o resultado final da RE e não tanto na definição do fenômeno. Por isso, neste estudo quis se verificar se o fenômeno de RE também aconteceria com SE definido como um sinal senoidal de 3Hz e com SA definido como um sinal senoidal de 150Hz. Além disso, para fins de comparação, também foi testado o SA como RBG, sendo este o comumente usado na literatura.

A hipótese inicial da pesquisa foi baseada na definição de RE no sistema somato-sensorial. Um estímulo externo pode causar uma excitação nos receptores sensoriais podendo gerar despolarização dos neurônios. Se esta despolarização não atingir os limiares de disparo dos receptores, nada será sinalizado ao SNC. Neste caso, se um ruído (SA) externo de um nível apropriado for somado à despolarização, o potencial de membrana dos neurônios poderá atingir o limiar de disparo, gerando-se assim um ou mais PAs em cada neurônio e consequentemente sinalizando algo relacionado à entrada sensorial ao SNC. Considerando a RE no contexto neural e ampliando-a ao sistema sensorial, se por exemplo, os mecanorreceptores da ponta do dedo de um voluntário estivessem sendo estimulados por um sinal (SE) mas este não estivesse

conseguindo atingir o limiar, nenhum comando conseguiria ser enviado ao cérebro e portanto, o voluntário não estaria identificando nenhum tipo de estimulação. Porém, se for adicionado ao SE um SA, independente do tipo mas com uma intensidade adequada, isto poderia causar uma ultrapassagem de limiar e permitiria fazer chegar o estímulo ao cérebro e gerar no voluntário um tipo de resposta sensorial, no caso, o reconhecimento do SE. Para comprovar esta hipótese inicial, após a etapa de análise bibliográfica foram realizados diversos experimentos preliminares dada a complexidade para se caracterizar o estudo psicofísico de RE, até que finalmente foi definido um protocolo definitivo que levava em consideração os cuidados necessários para se realizar um experimento psicofísico adequado. O SE foi definido como uma frequência de oscilação baixa (3Hz) porque é uma vibração rapidamente perceptível, embora esteja acima das frequências que compõem a oscilação postural. O presente trabalho supõe que as conclusões também se aplicarão para frequências mais baixas, p. ex. 0.1 - 0.4 Hz, tipicamente associadas a oscilações posturais. O SAS foi definido como uma frequência de 150Hz porque é uma vibração que consegue estimular os aferentes táteis AR tipo I e possivelmente também os de tipo II (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009; MUNIAK et al., 2007). Adicionalmente, esta frequência também é apropriada se pensarmos na elaboração de um dispositivo de pequenas dimensões para aplicação em biomedicina, utilizando para gerar as vibrações o C-2 tactor (ATAC Tactors, Engineering Acoustics, Inc.), que trabalha em uma banda de frequência de 150 até 300 Hz. Durante o desenho do protocolo experimental, procurou-se saber se pessoas destros tem maior sensibilidade com a mão direita que com a esquerda ou vice-versa mas não foram encontradas pesquisas confirmatórias (WEINSTEIN; SERSEN, 1961; RHODES; SCHWARTZ, 1981), de maneira que decidiu-se estimular a ponta do dedo indicador direito dado que a população de destros é superior à de canhotos. Em uma etapa inicial da pesquisa houve interesse em verificar se a hipótese de RE poderia ocorrer em um modelo relativamente simples de um neurônio, a abstração sendo que o modelo neuronal teria uma corrente de entrada equivalente ao sinal de deformação mecânica a que a extremidade do receptor sensorial seria submetido. O neurônio modelado respondeu gerando diversos PAs quando ao SE era adicionado um SA com uma intensidade adequada. Foi realizado então, um experimento com 20 voluntários para verificar se havia RE usando os estímulos anteriormente descritos. Dentre os participantes, 90% apresentaram o efeito de RE com os dois tipos de SA usados. Tanto SAS quanto SARBG ajudaram no reconhecimento do SE especificado mas os resultados sugeriram que nenhum dos dois tipos de SA apresentou um melhor desempenho com respeito ao outro. Seria válido, portanto, usar como SA tanto um sinal senoidal quanto um sinal de RBG como os comumente usados na literatura. O presente estudo é, talvez, pioneiro em usar um sinal senoidal de vibração mecânica como SA em experimentos de RE juntamente com outro sinal senoidal de vibração

mecânica como SE, comprovando que o fenômeno de RE no sistema somato-sensorial humano pode ocorrer com tais tipos de sinais. Iliopoulos, Nierhaus e Villringer (2014) trabalharam com estimulação elétrica, utilizando como SA um sinal senoidal de 30Hz (entre outros) para reconhecer pulsos elétricos. O valor eficaz do estímulo senoidal era 0, portanto, o sinal senoidal tinha intensidades com valores positivos e valores negativos que eram adicionados ou subtraídos da intensidade de cada pulso. Quando os valores positivos do sinal senoidal coincidiam com intensidades dos pulsos elétricos adequadas, o reconhecimento do pulso aumentava porque a intensidade aumentava e conseguia ultrapassar o limiar sensorial. Mas quando os valores negativos do sinal senoidal coincidiam com os pulsos elétricos, a intensidade destes diminuía e portanto o limiar sensorial não era atingido. Este estudo, apesar das diferenças com o presente experimento, também apresenta resultados positivos com o uso de senóide como SA.

A análise dos LDs dos voluntários apresenta resultados similares para os SAs usados, mas, na comparação entre os sexos, diferenças significativas com um grau de associação médio foram achadas em relação aos valores de LD para SE, sendo que as mulheres apresentaram um valor de LD médio mais baixo. Numerosos estudos na literatura mostram diferenças na sensibilidade entre gêneros, a maioria em relação ao limiar de dor (SARLANI; GREENSPAN, 2002; MAFFIULETTI et al., 2008), sendo que as mulheres apresentam um limiar inferior ao dos homens. Seah e Griffin (2008) realizaram um estudo para comparar os limiares de vibração e térmicos em função do gênero e idade. Os resultados obtidos não apresentaram diferenças significativas entre gênero para o grupo mais jovem (equiparável ao nosso grupo de participantes) em relação a estímulos vibratórios mecânicos de entre 31.5 Hz e 125Hz, concordando com os nossos resultados também. Entretanto, a banda de frequências com que trabalharam neste estudo não inclui a frequência de SE de 3Hz por nós utilizada. Houve diferenças significativas entre homens e mulheres, podendo ter havido ativação diferente de receptores sensoriais tipo Merkel que respondem a estímulos inferiores a 5Hz (JOHANSSON; FLANAGAN, 2009).

Uma possível extensão desta pesquisa seria realizar um estudo aplicando RE no sistema somato-sensorial para melhorar o desempenho do sistema motor. O SE usado no experimento somato-sensorial seria equivalente à oscilação postural do corpo em repouso (oscilações entre 0.1 - 0.5 Hz). Esta oscilação tentaria se reduzir aplicando estímulos mecânicos do tipo SAS e SARBG na ponta do dedo. Se efetivamente a oscilação postural for inferior quando o SA está sendo aplicado na ponta do dedo que quando o voluntário não está recebendo nenhum tipo de estimulação, quedaria demonstrado que o fenômeno de RE ajuda melhorar o controle postural tanto através de estímulos SAS quanto através de SARBG, e complementaria o presente

estudo psicofísico. Pesquisas semelhantes à extensão proposta já foram realizadas, Jeka et al. (1997) fizeram um estudo no qual trabalharam aplicando estímulos mecânicos senoidais de frequências entre 0.1 - 0.5 Hz em uma plataforma na que os participantes colocavam a ponta do dedo indicador direito durante 80 segundos. Mensuraram o centro de pressão de 5 voluntários colocados em posição de Romberg sobre uma plataforma de forças. Os resultados apresentam um alto sincronismo entre o balanço postural e a oscilação senoidal da plataforma que estava em contato com o dedo, isto é, o voluntário acabava adaptando a oscilação do seu próprio corpo ao ritmo da plataforma vibratória de contato. Estes resultados são diferentes do que se esperaria obter se o experimento de extensão proposto fosse realizado, dado que em base aos resultados aqui apresentados, é esperado que a oscilação do corpo diminuía com a adição de um estímulo externo na ponta do dedo. Possivelmente, aplicando frequências de estímulo superiores às usadas em Jeka et al. (1997), 150Hz nesta pesquisa, o sincronismo entre o estímulo externo e a oscilação postural fosse muito menor podendo ajudar na redução de oscilações posturais como já foi demonstrado em Magalhães e Kohn (2011b) usando RBG como SA. Outro dos pontos a analisar em investigações futuras seria a duração de estímulo e o período entre estimulações, sendo que no presente estudo optou-se por estimular durante períodos de tempo breves (1s) e de maneira frequente obtendo melhorias no reconhecimento do SE instantâneas mas, será que se a estimulação fosse continua ainda permaneceria tendo o mesmo efeito?.

Concluindo, os resultados foram positivos e o objetivo principal foi atingido e poderiam servir de suporte para elaborar instrumentos de auxílio para pessoas com deficiências sensoriais ou motoras. As bengalas, por exemplo, são usadas por pessoas idosas ou com patologias neurológicas (deficiências visuais, neuropatias sensoriais periféricas de origem diabética (VINIK et al., 1995), esclerose múltipla, acidente vascular encefálico (KIM; CHOI-KWON, 1996), entre outros) para melhorar o equilíbrio e receber informação adicional sobre a superfície em que ambulam. Os aferentes sensoriais dos dedos, da palma da mão e da musculatura envolta que está em contanto com a bengala, provêm um influxo sensorial que o sistema nervoso central decodifica para ajudar manter o equilíbrio do usuário. Como tem-se visto no presente experimento, este influxo sensorial pode ser melhorado mediante RE. Portanto, poderia se implementar uma bengala que tivesse um dispositivo na empunhadura que conseguisse gerar vibrações mecânicas como o SAS usado neste estudo (dado que o hardware seria mais fácil de implementar) para melhorar o controle postural dos pacientes (PRIPLATA et al., 2006; ROSS, 2007).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANISHCHENKO, V.; SAFONOVA, M.; CHUA, L. Stochastic resonance in chaotic circuit driven by amplitude or frequency modulated signals. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, v. 04, n. 02, p. 441–446, 1994. Disponível em: <<http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0218127494000290>>.
- BENZI, R. et al. Stochastic resonance in climatic change. *Tellus*, v. 34, p. 10–16, 1982. ISSN 2153-3490.
- BENZI, R.; SUTERA, A.; VULPIANI, A. The mechanism of stochastic resonance. *J. Phys. A: Math. Gen.*, v. 14, p. 453–457, 1981. ISSN 0305-4470, 1361-6447.
- BENZI, R.; SUTERA, A.; VULPIANI, A. Stochastic resonance in the Landau-Ginzburg equation. *Journal of Physics A: Mathematical and General*, v. 18, n. 12, p. 2239–2245, 1985. ISSN 0305-4470. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0305-4470/18/i=12/a=022?key=crossref.52ee9f3ad4d458b57f2b4aad02fba943>>.
- BEZRUKOV, S. M.; VODYANOY, I. Noise-induced enhancement of signal transduction across voltage-dependent ion channels. *Nature*, v. 378, n. 6555, p. 362–364, 1995. ISSN 0028-0836.
- BLARER, A.; DOEBELI, M. Resonance effects and outbreaks in ecological time series. *Ecology Letters*, v. 2, n. 3, p. 167–177, 1999. ISSN 1461023X.
- BOLANOWSKI, S. J. et al. Four channels mediate the mechanical aspects of touch. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 84, n. 5, p. 1680–1694, 1988.
- CHIALVO, D. R.; LONGTIN, A.; MÜLLER-GERKING, J. Stochastic resonance in models of neuronal ensembles. *Phys. Rev. E, American Physical Society*, v. 55, p. 1798–1808, Feb 1997. Disponível em: <<http://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevE.55.1798>>.
- COE, R.; SOTO, C. M. Magnitud del efecto: Una guía para investigadores y usuarios. *Revista de Psicología*, v. 21, n. 1, p. 145–177, 2003.
- COLLINS, J. J.; IMHOFF, T. T.; GRIGG, P. Noise-enhanced information transmission in rat SA1 cutaneous mechanoreceptors via aperiodic stochastic resonance. *Journal*

of neurophysiology, v. 76, n. 1, p. 642–5, 1996. ISSN 0022-3077. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8836253>>.

COLLINS, J. J.; IMHOFF, T. T.; GRIGG, P. Noise-enhanced tactile sensation. v. 383, n. 6603, p. 770, 1996. ISSN 0028-0836. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8893000>>.

DICKSTEIN, R. Stance stability with unilateral and bilateral light touch of an external stationary object. *Somatosensory & motor research*, v. 22, n. 4, p. 319–25, 2005. ISSN 0899-0220. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16503584>>.

DIXON, W.; MOOD, A. A Method for Obtaining and Analyzing Sensitivity Data. *Journal of the American Statistical Association*, v. 43, n. 241, p. 109–126, 1948.

DOUGLASS, J. K. et al. Noise enhancement of information transfer in crayfish mechanoreceptors by stochastic resonance. *Nature*, v. 365, n. 6444, p. 337–340, 1993.

FAUVE, S.; HESLOT, F. Stochastic resonance in a bistable system. *Physics Letters A*, v. 97, n. 1-2, p. 5–7, 1983. ISSN 03759601.

GAMMAITONI, L. et al. Stochastic resonance. *Reviews of Modern Physics*, v. 70, n. 1, p. 223–287, 1998. ISSN 0034-6861.

GERSTNER, W. et al. *Neuronal dynamics: From single neurons to networks and models of cognition*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2014.

GESCHEIDER, G. A.; BOLANOWSKI, S. J.; VERRILLO, R. T. Some characteristics of tactile channels. *Behavioural Brain Research*, v. 148, n. 1-2, p. 35–40, 2004.

GESCHEIDER, G. A. et al. Vibrotactile forward masking as a function of age. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 91, n. 3, p. 1690–1696, 1992. ISSN 0001-4966. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1564204>>.

GOMES, I. et al. Experimental study of high frequency stochastic resonance in Chua circuits. v. 327, n. 1-2, p. 115–119, 2003. ISSN 03784371.

GOYCHUK, I.; HÄNGGI, P. Stochastic resonance in ion channels characterized by information theory. *Physical review. E, Statistical physics, plasmas, fluids, and related interdisciplinary topics*, v. 61, n. 4 Pt B, p. 4272–80, 2000. ISSN 1063-651X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11088223>>.

GRAVELLE, D. C. et al. Noise-enhanced balance control in older adults. *Neuroreport*, v. 13, n. 15, p. 1853–1856, 2002. ISSN 0959-4965.

HIDAKA, I.; NOZAKI, D.; YAMAMOTO, Y. Functional stochastic resonance in the human brain: noise induced sensitization of baroreflex system. *Physical review letters*, APS, v. 85, n. 17, p. 3740, 2000.

HODGKIN, a. L.; HUXLEY, a. F. *A quantitative description of membrane current and its applicaiton to conduction and excitation in nerve*. 1952. 500–544 p. Disponível em: <papers3://publication/uuid/6AB86D34-792D-424B-806B-374D9A02786F>.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M.; DIENER, H. C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, v. 82, n. 1, p. 167–177, 1990. ISSN 00144819.

Hu Gang; NICOLIS, G.; NICOLIS, C. Periodically forced Fokker-Planck equation and stochastic resonance. *Physical Review A*, v. 42, n. 4, p. 2030–2041, 1990. ISSN 10502947.

ILIOPOULOS, F.; NIERHAUS, T.; VILLRINGER, A. Electrical noise modulates perception of electrical pulses in humans: sensation enhancement via stochastic resonance. *Journal of Neurophysiology*, v. 111, n. 6, p. 1238–1248, 2014. ISSN 1522-1598. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24353303>>.

IVEY, C.; APKARIAN, a. V.; CHIALVO, D. R. Noise-induced tuning curve changes in mechanoreceptors. *Journal of neurophysiology*, v. 79, n. 4, p. 1879–1890, 1998. ISSN 0022-3077.

JARAMILLO, F.; WIESENFELD, K. Physiological noise level enhances mechanoelectrical transduction in hair cells. *Chaos, solitons and fractals*, v. 11, n. 12, p. 1869–1874, 2000. ISSN 09600779.

JEKA, J. et al. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. *Experimental Brain Research*, Springer, v. 113, n. 3, p. 475–483, 1997.

JOHANSSON, R. S.; FLANAGAN, J. R. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Nature Reviews Neuroscience*, Nature Publishing Group, v. 10, n. 5, p. 345–359, 2009.

JUNG, P.; HÄNGGI, P. Stochastic Nonlinear Dynamics Modulated by External Periodic Forces. *The American Physical Society*, v. 44, n. 12, p. 8032–8042, 1989.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. *Principles of neural science*. [S.l.: s.n.], 2013. 1414 p. ISSN 01956108. ISBN 0838577016.

KIM, J. S.; CHOI-KWON, S. Discriminative sensory dysfunction after unilateral stroke. *Stroke*, v. 27, n. 4, p. 677–682, 1996. ISSN 0039-2499.

KITAJO, K. et al. Behavioral stochastic resonance within the human brain. *Phys. Rev. Lett.*, American Physical Society, v. 90, p. 218103, May 2003. Disponível em: <<http://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevLett.90.218103>>.

KLEIN, S. A. Measuring, estimating, and understanding the psychometric function: a commentary. *Perception & psychophysics*, v. 63, n. 8, p. 1421–55, 2001. ISSN 0031-5117. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11800466>>.

KRAWIECKI, A.; HOŁYST, J. A. Stochastic resonance as a model for financial market crashes and bubbles. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, v. 317, n. 3-4, p. 597–608, 2003. ISSN 03784371.

LACKNER, J. R. et al. Precision contact of the fingertip reduces postural sway of individuals with bilateral vestibular loss. *Experimental Brain Research*, v. 126, n. 4, p. 459–466, 1999. ISSN 00144819.

LEONARD, D. S.; REICHL, L. E. Stochastic Resonance in a Chemical-Reaction. *Phys. Rev. E*, v. 49, n. 2, p. 1734–1737, 1994.

LEVIN, J. E.; MILLER, J. P. Broadband neural encoding in the cricket cercal sensory system enhanced by stochastic resonance. v. 380, n. 6570, p. 165–168, 1996. ISSN 0028-0836.

LEVINE, M. W.; SHEFNER, J. M. *Fundamentals of sensation and perception*. [S.l.]: Oxford ; New York : Oxford University Press, 2000. ISBN 978-0198524663.

LUCHINSKY, D. G. et al. Stochastic resonance in electrical circuits - I: conventional stochastic resonance. *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing*, v. 46, n. 9, p. 1205–1214, 1999. ISSN 10577130.

LUGO, E.; DOTI, R.; FAUBERT, J. Ubiquitous crossmodal stochastic resonance in humans: Auditory noise facilitates tactile, visual and proprioceptive sensations. *PLoS ONE*, v. 3, n. 8, 2008. ISSN 19326203.

MACMILLAN, N. A.; CREELMAN, C. D. *Detection theory: A user's guide*. [S.l.]: Psychology press, 2004.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. *Annals of neurology*, Wiley Online Library, v. 63, n. 4, p. 507–512, 2008.

MAGALHÃES, F. H.; KOHN, A. F. Vibration-enhanced posture stabilization achieved by tactile supplementation: May blind individuals get extra benefits? *Medical Hypotheses*, v. 77, n. 2, p. 301–304, 2011. ISSN 03069877.

MAGALHÃES, F. H.; KOHN, A. F. Vibratory noise to the fingertip enhances balance improvement associated with light touch. *Experimental Brain Research*, v. 209, n. 1, p. 139–151, 2011. ISSN 00144819.

MANJARREZ, E. et al. Effects of auditory noise on the psychophysical detection of visual signals: Cross-modal stochastic resonance. *Neuroscience Letters*, v. 415, n. 3, p. 231–236, 2007. ISSN 03043940.

MANJARREZ, E. et al. Stochastic resonance within the somatosensory system: effects of noise on evoked field potentials elicited by tactile stimuli. *J. Neurosci.*, v. 23, n. 6, p. 1997–2001, 2003. ISSN 1529-2401. Disponível em: <<http://www.jneurosci.org/content/23/6/1997.full>>.

MCDONNELL, M. D.; ABBOTT, D. What is stochastic resonance? Definitions, misconceptions, debates, and its relevance to biology. *PLoS computational biology*, v. 5, n. 5, p. e1000348, may 2009. ISSN 1553-7358. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19562010>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC2660436>>.

MCNAMARA, B.; WIESENFELD, K.; ROY, R. Observation of stochastic resonance in a ring laser. *Physical Review Letters*, v. 60, n. 25, p. 2626–2629, 1988. ISSN 00319007.

MOSS, F.; PIERSON, D.; O'GORMAN, D. Stochastic resonance: Tutorial and update. *Int J Bifurcation Chaos Appl Sci Eng*, v. 04, n. 06, p. 1383–1397, 1994. ISSN 0218-1274. Disponível em: <<http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0218127494001118>>.

MOSS, F.; WIESENFELD, K. The benefits of background Noise. *Scientific american*, n. August, p. 66–69, 1995. ISSN 00368733.

MOUNTCASTLE, V. B.; LAMOTTE, R. H.; CARLI, G. Detection thresholds for stimuli in humans and monkeys: comparison with threshold events in mechanoreceptive afferent nerve fibers innervating the monkey hand. *Journal of Neurophysiology*, American Physiological Society, v. 35, n. 1, p. 122–136, 1972. ISSN 0022-3077. Disponível em: <<http://jn.physiology.org/content/35/1/122>>.

MUNIAK, M. A. et al. The neural coding of stimulus intensity: linking the population response of mechanoreceptive afferents with psychophysical behavior. *Journal of Neuroscience*, Soc Neuroscience, v. 27, n. 43, p. 11687–11699, 2007.

NICOLIS, C. Solar Variability and Stochastic Effects on climate. *Solar Physics*, v. 74, p. 473–478, 1981.

NICOLIS, C.; NICOLIS, G. Stochastic aspects of climatic transitions - response to a periodic forcing. *Tellus*, v. 34, p. 1–9, 1982.

PAULSSON, J.; BERG, O. G.; EHRENBORG, M. Stochastic focusing: fluctuation-enhanced sensitivity of intracellular regulation. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, v. 97, n. 13, p. 7148–53, 2000. ISSN 0027-8424. Disponível em: <<http://www.pnas.org/content/97/13/7148.abstract>>.

PIANA, M.; CANFORA, M.; RIANI, M. Role of noise in image processing by the human perceptive system. *Physical Review E - Statistical Physics, Plasmas, Fluids, and Related Interdisciplinary Topics*, v. 62, n. 1 B, p. 1104–1109, 2000. ISSN 1063651X.

PLESSER, H. E.; TANAKA, S. Stochastic resonance in a model neuron with reset. *Physics Letters A*, v. 225, n. 1997, p. 228–234, 1997. ISSN 03759601. Disponível em: <<http://arxiv.org/abs/physics/9611014>>.

PRIPLATA, A. et al. Noise-enhanced human balance control. *Physical review letters*, v. 89, n. 23, p. 238101, 2002. ISSN 0031-9007.

PRIPLATA, A. A. et al. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Annals of Neurology*, v. 59, n. 1, p. 4–12, 2006. ISSN 03645134.

REEVES, N. P. et al. The effects of stochastic resonance stimulation on spine proprioception and postural control in chronic low back pain patients. *Spine*, LWW, v. 34, n. 4, p. 316–321, 2009.

RHODES, D. L.; SCHWARTZ, G. E. Lateralized sensitivity to vibrotactile stimulation: Individual differences revealed by interaction of threshold and signal detection tasks. *Neuropsychologia*, v. 19, n. 6, p. 831–835, 1981. ISSN 00283932.

RICHARDSON, K. a. et al. Using electrical noise to enhance the ability of humans to detect subthreshold mechanical cutaneous stimuli. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, v. 8, n. 3, p. 599, 1998. ISSN 10541500.

ROSENTHAL, R. *Meta-analytic procedures for social research*. [S.l.]: Sage, 1991.

ROSS, S. E. Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. *British journal of sports medicine*, v. 41, n. 10, p. 656–9; discussion 659, 2007. ISSN 1473-0480. Disponível em: <<http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-34948901418&partnerID=tZOtx3y1>>.

SARLANI, E.; GREENSPAN, J. D. Gender differences in temporal summation of mechanically evoked pain. *Pain*, Elsevier, v. 97, n. 1, p. 163–169, 2002.

SEAH, S. A.; GRIFFIN, M. J. Normal values for thermotactile and vibrotactile thresholds in males and females. *International archives of occupational and environmental health*, Springer, v. 81, n. 5, p. 535–543, 2008.

SHESKIN, D. J. *Handbook of parametric and nonparametric statistical procedures*. [s.n.], 2004. 1193 p. ISSN 00401706. ISBN 1584884401. Disponível em: <<http://books.google.com/books?id=bmwhcJqq01cC&pgis=1>>.

SMIRNOV, N. Table for estimating the goodness of fit of empirical distributions. *The annals of mathematical statistics*, JSTOR, v. 19, n. 2, p. 279–281, 1948.

STERRATT, D. et al. *Principles of computational modelling in neuroscience*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2011.

TANAKA, K. et al. Stochastic resonance in brain activity elicited by auditory stimuli. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.], 2009. p. 6300–6303.

TRENADO, C. et al. Broad-band Gaussian noise is most effective in improving motor performance and is most pleasant. *Frontiers in Human Neuroscience*, v. 8, n. February, p. 22, 2014. ISSN 1662-5161.

VALENTI, D.; FIASCONARO, A.; SPAGNOLO, B. Stochastic resonance and noise delayed extinction in a model of two competing species. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, v. 331, n. 3-4, p. 477–486, 2004. ISSN 03784371.

VINIK, A. I. et al. Quantitative measurement of cutaneous perception in diabetic neuropathy. *Muscle and Nerve*, v. 18, n. 6, p. 574–584, 1995. ISSN 0148639X.

WALLACE, R.; WALLACE, D.; ANDREWS, H. AIDS, tuberculosis, violent crime, and low birthweight in eight US metropolitan areas: Public policy, stochastic resonance, and the

regional diffusion of inner-city markers. *Environment and Planning A*, v. 29, n. 3, p. 525–555, 1997. ISSN 0308518X.

WARD, L. M. Psychophysics of stochastic resonance. *Fluctuation and Noise Letters*, v. 4, n. 1, p. L11 – L21, 2004.

WARD, L. M.; MACLEAN, S. E.; KIRSCHNER, A. Stochastic resonance modulates neural synchronization within and between cortical sources. *PloS one*, Public Library of Science, v. 5, n. 12, p. e14371, 2010.

WATANABE, I.; OKUBO, J. The role of the plantar mechanoreceptor in equilibrium control. *Annals of the New York Academy of Sciences*, Wiley Online Library, v. 374, n. 1, p. 855–864, 1981.

WEINSTEIN, S.; SERSEN, E. a. Tactual sensitivity as a function of handedness and laterality. *Journal of comparative and physiological psychology*, v. 54, n. 6, p. 665–669, 1961. ISSN 0021-9940.

YANG, L.; HOU, Z.; XIN, H. Stochastic resonance in the absence and presence of external signals for a chemical reaction. *The Journal of Chemical Physics*, v. 110, n. 7, p. 3591–3595, 1999. Disponível em: <<http://scitation.aip.org/content/aip/journal/jcp/110/7/10.1063/1.478227>>.

ZAR, J. *Biostatistical analysis*. Upper Saddle River, N.J: Prentice Hall, 1999. ISBN 978-0130815422.

ZENG, F. G.; FU, Q. J.; MORSE, R. Human hearing enhanced by noise. *Brain Research*, v. 869, n. 1-2, p. 251–255, 2000. ISSN 00068993.

APÊNDICE A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Fenômeno da ressonância estocástica na percepção tátil mediante aplicação de sinais determinísticos

Pesquisador: Ana Fernandez Marquez

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 61582016.3.0000.0068

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.886.250

Apresentação do Projeto:

O projeto intitulado "Fenômeno da ressonância estocástica na percepção tátil mediante aplicação de sinais determinísticos" refere-se a uma proposta de Mestrado que tem como pesquisadora responsável Ana Fernandez Marquez e orientador Prof. Dr. André Fabio Kohn. O piloto deste estudo foi desenvolvido na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, cujo diretor, Prof. Dr. José Roberto C. Piqueira assina a folha de rosto. A continuidade do estudo compreende os mesmos procedimentos do estudo piloto e a documentação apresentada atende às exigências.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo da pesquisa é avaliar o efeito da ressonância estocástica no sistema tátil de adultos saudáveis para reconhecer estímulos determinísticos de baixa frequência mediante adição de sinais determinísticos senoidais de vibração mais rápida.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os autores, serão utilizados três sinais diferentes: o sinal débil a ser detectado pelo sujeito (SE), será um sinal senoidal de 3 Hz; os sinais adicionados ao sinal de estímulo (SA), serão: senóide de 150 Hz (SAS) ou ruído branco gaussiano (SARBG) com uma banda de frequência de 0 a 150 Hz e com nível médio 0. Afirmam que o risco pode ser considerado como mínimo, haja vista

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar

Bairro: Cerqueira Cesar

CEP: 05.403-010

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)2661-7585

Fax: (11)2661-7585

E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br

Continuação do Parecer: 1.886.250

que a vibração mecânica neste caso é do tipo não invasiva de baixa intensidade (no caso, sublimar para o sujeito avaliado), sem nenhum risco de prejudicar a integridade do tecido cutâneo.

Quanto aos benefícios os pesquisadores afirmam que os resultados da pesquisa poderão mostrar um provável aumento da sensibilidade tátil para determinado tipo de estímulo (senóide de 3Hz) e esse achado, se confirmado apontaria uma melhora no sistema somestésico por meio de um sinal aditivo de 150 Hz fato que facilitaria a implementação futura de uma bengala que possa ajudar pessoas com deficiências sensório-motoras, por exemplo, cegos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa está bem delineada e tem como hipótese que a aplicação de estímulos senoidais de frequência rápida melhora a sensibilidade tátil para detectar estímulos senoidais de baixa frequência mediante o fenômeno de ressonância estocástica com possíveis aplicações futuras.

Os pesquisadores responderam aos questionamentos e sugestões apontadas no parecer anterior em carta específica, na qual afirmam: 1) que a sugestão em relação à área temática foi atualizada no sistema; 2) que não há intenção de fabricação de bengala neste estudo, mas em estudo futuro; 3) que trata-se de estudo novo oriundo dos estudos preliminares apresentados; 4) que o TCLE foi atualizado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Não foram identificadas pendências em relação aos termos obrigatórios.

Recomendações:

Não há pendências que justifiquem novas recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Como conclusão, trata-se de pesquisa relevante, bem delineada e sem outras questões éticas que impeçam a sua execução.

Considerações Finais a critério do CEP:

Em conformidade com a Resolução CNS nº 466/12 – cabe ao pesquisador: a) desenvolver o projeto conforme delineado; b) elaborar e apresentar relatórios parciais e final; c) apresentar dados solicitados pelo CEP, a qualquer momento; d) manter em arquivo sob sua guarda, por 5 anos da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP; e) encaminhar os resultados para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico participante do projeto; f) justificar perante ao CEP interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar

Bairro: Cerqueira Cesar

CEP: 05.403-010

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)2661-7585

Fax: (11)2661-7585

E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br

USP - HOSPITAL DAS
CLÍNICAS DA FACULDADE DE
MEDICINA DA UNIVERSIDADE

Continuação do Parecer: 1.886.250

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_808921.pdf	13/12/2016 12:20:09		Aceito
Outros	carta_mudancas_tcle.pdf	24/11/2016 12:07:54	Ana Fernandez Marquez	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_HCFMUSP.pdf	24/11/2016 12:06:16	Ana Fernandez Marquez	Aceito
Outros	resposta_as_dependencias.pdf	21/11/2016 21:00:02	Ana Fernandez Marquez	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	tese.pdf	31/10/2016 17:44:10	Ana Fernandez Marquez	Aceito
Folha de Rosto	folha_rostro_asinada.pdf	31/10/2016 17:38:50	Ana Fernandez Marquez	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 05 de Janeiro de 2017

Assinado por:
ALFREDO JOSE MANSUR
(Coordenador)

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar

Bairro: Cerqueira Cesar

CEP: 05.403-010

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)2661-7585

Fax: (11)2661-7585

E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br

APÊNDICE B – TERMO DE COMPROMISSO LIVRE E ESCLARECIDO

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DA PESQUISA

Fenômeno da ressonância estocástica na percepção tátil mediante aplicação de sinais determinísticos

Ana Fernández Márquez, André Fabio Kohn

Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica da USP

Você está sendo convidado(a) a participar do projeto de pesquisa acima citado. O documento abaixo contém todas as informações necessárias sobre a pesquisa que estamos fazendo. Sua colaboração neste estudo será de muita importância para nós, mas se desistir a qualquer momento, isso não causará nenhum prejuízo a você.

Será realizado um experimento psicofísico simples que tem como objetivo estudar o nível de sensibilidade na ponta do dedo indicador da mão direita mediante a aplicação de diferentes vibrações mecânicas (semelhantes à vibração do celular). Você será convidado a sentar em uma cadeira, a posição a ser adotada é uma posição tranquila e confortável, com o braço que receberá o estímulo relaxado, olhos abertos e sem olhar a mão que está sendo estimulada. Você terá que usar fones de ouvido com reprodução de um som em baixo volume para redução de ruídos externos. A vibração na ponta do seu dedo não gerará incômodo e será aplicada em uma intensidade muito baixa. Durante o experimento o seu dedo ficará apoiado em uma lingueta (tira de alumínio rígido) vibratória e serão dados intervalos de descanso nos quais será possível mover o dedo e se levantar da cadeira. A tarefa a ser realizada será, na primeira parte do experimento, apertar um botão toda vez que a plataforma vibrar e, na segunda parte você responderá verbalmente se identificou o sinal de estímulo. O experimento será realizado em dois dias para não ter interferências nos resultados e garantir o seu descanso. No primeiro dia será aplicado um tipo de vibração e no segundo dia trabalharemos com outro tipo de vibração.

A pesquisa começa com a obtenção da força que seu dedo está exercendo sobre a lingueta vibratória, força equivalente ao peso do seu dedo. Esta aquisição será de 1 minuto, a lingueta não vibrará e a única tarefa a ser realizada neste momento será estar em uma posição confortável com o dedo indicador sobre a lingueta vibratória.

Serão registrados os valores de força média e desvio padrão além do valor máximo de força que você consiga fazer com a ponta do dedo. Estes valores registrados serão usados na última parte do experimento.

Posteriormente, será realizada a estimacão do limiar sensorial no dedo indicador para três tipos de vibrações diferentes (sinal senoidal de 3 Hz, sinal senoidal de 150 Hz e ruído branco gaussiano com frequências de 0 a 150 Hz). O sinal de 3 Hz será usado em ambos dias, mas os outros dois tipos de estímulo serão usados um no primeiro dia e outro no segundo. Entre estímulos seguidos haverá uma pausa aleatória de aproximadamente 3 segundos. Você deve apertar o botão toda vez que sentir o estímulo. Inicialmente, o estímulo será mais perceptível e cada vez irá diminuindo de intensidade até chegar ao ponto no qual você não conseguirá perceber o estímulo.

A última parte do experimento consiste no reconhecimento do sinal vibratório de 3 Hz (vibração lenta). Desta vez, os estímulos serão combinações das ondas usadas na segunda parte do experimento adaptadas ao seu limiar. Serão aplicadas 40 vibrações de 1 segundo para cada uma das intensidades usadas (9 tipos) divididas em dois blocos. A tarefa a realizar será responder verbalmente quando você sentir a vibração lenta. À sua frente você terá uma tela de computador na qual será indicado quando você deverá responder e em que intervalos você tem que se concentrar para tentar identificar o sinal lento.

É importante lembrar que você deve relatar em qualquer momento se sentir dores ou algum tipo de desconforto. O experimento requer concentração e atenção, por este motivo, é importante que qualquer indicador de sono ou cansaço seja relatado. Você poderá desistir do experimento em qualquer momento sem a necessidade de prover explicações adicionais. O tempo estimado para a realização de todas as etapas do experimento será de aproximadamente 1 hora e 10 minutos em cada um dos dias. Os resultados desta pesquisa serão anônimos, ou seja, a publicação dos resultados não vai incluir os nomes de nenhum dos participantes.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de dúvidas. Se você tiver alguma dúvida, a equipe de pesquisadores estará à sua disposição para qualquer esclarecimento. Você pode solicitar maiores informações pelo telefone (11) 96588-4453 ou por email – anafdezmarquez@gmail.com (com Ana Fernández Márquez) ou pelo telefone 3091-5535 ou por email – andfkohn@leb.usp.br (com André Fabio Kohn). Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: (11) 2661-7585, (11) 2661-1548, (11) 2661-1549; e-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br.

Estou ciente que:

- I) O estudo se faz necessário para que se possa aprofundar o conhecimento do funcionamento do sistema sensorial humano. Este conhecimento será de grande valia para melhorar a sensibilidade tátil e servirá para desenvolver equipamentos biomédicos como bengalas para cegos que através de estimulação tátil ajudarão a melhorar o controle postural do usuário;
- II) A participação neste projeto não tem objetivo de me submeter a um tratamento, bem como não me acarretará qualquer ônus pecuniário com relação aos procedimentos médico-clínico-terapêuticos efetuados com o estudo;
- III) Tenho a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração neste estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação;
- IV) A desistência não causará nenhum prejuízo à minha saúde ou bem-estar físico;
- V) Os resultados obtidos durante este ensaio serão mantidos em sigilo, mas concordo que sejam divulgados em publicações científicas, desde que meus dados pessoais não sejam mencionados;
- VI) Caso eu desejar, poderei pessoalmente tomar conhecimento dos resultados obtidos de meus experimentos, ao final desta pesquisa.

() Desejo conhecer os resultados desta pesquisa.

() Não desejo conhecer os resultados desta pesquisa.

VII) Concordo que o material poderá ser utilizado em outros projetos desde que autorizado pela Comissão de Ética deste Instituto e pelo responsável por esta pesquisa.

() Sim

() Não

VIII) Poderei contatar a Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: (11) 2661-7585, (11) 2661-1548, (11) 2661-1549; e-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br.

IX) Também poderei contatar os responsáveis pela pesquisa: Prof. Dr. André F. Kohn: (11) 30915535 (andfkohn@leb.usp.br); ou Ana Fernández Márquez (11) 96588-4453 (anafdezmarquez@gmail.com) para recursos ou reclamações em relação ao presente estudo.

X) Estou recebendo uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Fui suficientemente informado a respeito do estudo “Fenômeno da ressonância estocástica na percepção tátil mediante aplicação de sinais determinísticos”. Eu discuti as informações acima com o Pesquisador Responsável (Ana Fernández Márquez) ou pessoa(s) por ele delegada(s) (Professor André Fabio Kohn) sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim os objetivos, os procedimentos, os potenciais desconfortos e riscos e as garantias. Concordo voluntariamente em participar deste estudo, assino este termo de consentimento e recebo um via rubricada pelo pesquisador.

Assinatura do participante /representante legal

Data ____/____/____

Assinatura do responsável pelo estudo

Data ____/____/____

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO (OU ETIQUETA INSTITUCIONAL DE IDENTIFICAÇÃO)
DO PARTICIPANTE DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME:
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M ☐ F ☐
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE.....
CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)
2. RESPONSÁVEL LEGAL
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M ☐ F ☐
DATA NASCIMENTO.:/...../.....
ENDEREÇO: Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE:
CEP: TELEFONE: DDD (.....).....