



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) BR 102019009701-9 A2



(22) Data do Depósito: 13/05/2019

(43) Data da Publicação Nacional: 01/12/2020

(54) **Título:** DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR

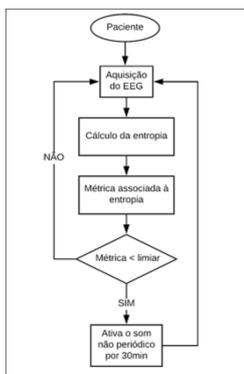
(51) **Int. Cl.:** A61B 5/0482; G08B 25/00; A61B 5/00; G08B 21/04.

(52) **CPC:** A61B 5/0482; G08B 25/008; A61B 5/4094; G08B 21/04.

(71) **Depositante(es):** MARCELO CAIRRAO ARAUJO RODRIGUES; UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO; IGOR TCHAIKOVSKY MELLO DE OLIVEIRA; GABRIEL HENRIQUE ALBUQUERQUE LINS; JENIFFER EMÍDIO DE ALMEIDA ALBUQUERQUE; MAÍRA ARAÚJO DE SANTANA; MARILIA MARINHO DE LUCENA; MARIA KAROLINE DA SILVA ANDRADE; MAURÍCIO DA SILVA JUNIOR; WELLINGTON PINHEIRO DOS SANTOS; WASHINGTON WAGNER AZEVEDO DA SILVA.

(72) **Inventor(es):** MARCELO CAIRRÃO ARAUJO RODRIGUES; WELLINGTON PINHEIRO DOS SANTOS.

(57) **Resumo:** Este dispositivo monitora de forma contínua a entropia do sinal do cérebro do paciente epiléptico, e compara suas métricas (dispersão e valor médio) com padrões previamente estabelecidos. Quando as métricas da entropia do paciente atingem valores abaixo de um limiar (customizado para cada usuário), há o disparo de um alerta de possível estado de crise para o usuário e seus familiares através de telefonia celular. Há também o início imediato da estimulação sonora anticonvulsivante (estimulação acústica binaural não-periódica, EABNP) para que as crises sejam abortadas. O sinal do eletroencefalograma e o valor das métricas são enviados via rede de telefonia celular, e podem ser monitorados por familiares e médicos de plantão à distância, para que providências locais sejam tomadas. Este é o único aparelho conhecido que, além de detectar o EEG e possível crise convulsiva e emitir alertas locais e remotos, também possui embutido um sistema não-farmacológico e não-invasivo que bloqueia as crises convulsivas e reduz as atividades epilépticas protegendo o próprio usuário.



DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR

[001] A invenção refere-se aos setores técnicos de Engenharia Biomédica, Biomedicina e Neurociência. Sistema de monitoramento do nível da entropia de registros de eletroencefalografia humana, composto por hardware e software, para detectar atividade epiléptica e ativar automaticamente um estímulo sonoro anticonvulsivante. Ele descreve tecnologia inovadora de bloqueio de crises epilépticas através da apresentação de tom binaural com eventos aleatórios não ritmados. Estes eventos consistem em pulsos rápidos e mais intensos, dessincronizados entre a orelha esquerda e direita. Estas ações aumentam a entropia de Shannon e reduzem o número de espículas epileptiformes e atividade paroxística no eletroencefalograma. O equipamento gera uma saída através de smartphone para monitoramento remoto.

[002] A patente desenvolve um equipamento capaz de registrar continuamente sinais de eletroencefalograma humano, processar este sinal e, em caso de risco de ataque epiléptico, ativa um som anticonvulsivante com ação sobre a própria pessoa registrada, e emite alertas locais e remotos via telefonia celular. A presente patente pode ser dividida em três módulos: módulo de aquisição de sinais, módulo de cálculos e determinação das métricas e módulo efetor (ativa a Estimulação Acústica Binaural Não Periódica - EABNP e também emite alertas locais e remotos via telefonia celular).

[003] O módulo de aquisição de sinais é constituído por amplificador prático, pequeno, posicionado atrás das orelhas, na região temporal, com 1 canal de registro de EEG composto por um eletrodo ativo próximo da região temporal, e um eletrodo de referência e de aterramento, localizado próximo da localização da região do osso mastóide. Este dispositivo possui placa de circuito integrado com programa embarcado, capaz de realizar amplificação entre 10.000 e 30.000 vezes, e filtros passa-banda entre 1 e 30 Hz.

[004] O módulo de cálculos e determinação das métricas consiste em programa de computador embarcado em chip de circuito integrado, que opera seguindo o diagrama (Figura 3). O programa está implementado para calcular o valor da entropia do sinal, bem como suas métricas. Estas métricas consistem na dispersão da entropia e no valor médio da entropia. Conforme relatado anteriormente, se o valor de dispersão da entropia e/ou o valor médio for menor que um valor limiar (especificado para cada pessoa), o dispositivo emite um alerta e ativa o módulo efetor.

[005] O módulo efetor é ativado quando os valores da métrica das entropias forem inferiores aos valores limiares. Há três saídas efetoras: a primeira ativa a Estimulação Acústica Binaural Não Periódica (EABNP), que emitirá o som anticonvulsivante através de fone de ouvido ou vibração de caixa óssea. Este fone pode se originar do próprio aparelho amplificador através de uma saída de áudio, ou então ativar microfones sem fio (blue tooth). A segunda saída efetora do aparelho trabalha em comunicação bluetooth com aparelhos celulares, e emite um alerta local para o próprio usuário. Este então se acautela, podendo inclusive instalar os fones de ouvido se for o caso. A terceira saída efetora é o envio de alertas remotos via comunicação do amplificador com aparelho celular, podendo avisar sistemas de apoio médico, familiares,

cuidadores ou socorristas. O aparelho envia também os próprios sinais brutos de eletroencefalograma para inspeção visual pelo médico, caso seja solicitado. Essa funcionalidade permite também o monitoramento remoto pelo médico e atendente.

BASE TEÓRICA DA INVENÇÃO

[006] A epilepsia é caracterizada como uma desordem crônica neuronal decorrente de sincronismo e oscilações errôneas, que resultam em disparos intensos, sincronizados e rítmicos (SHARMA et al. 2015; KAILA et al. 2014; KAPLAN et al. 2016). Sendo assim, uma das patologias neurológicas mais prevalentes, acometendo cerca de 6% da população mundial (FIEST et al, 2017). Aproximadamente, 20%-30% de todos os acometidos não respondem corretamente aos tratamentos farmacológicos contemporâneos e metade deles não podem se beneficiar do procedimento cirúrgico (SRIDHARAN, 2002; LEE; SHON; CHO, 2012; GOLDBERG et al, 2013; THOMPSON et al, 2015) o que estimula a busca por novas e mais eficazes abordagens terapêuticas.

[007] Para a proposição de novos tratamentos, é preciso primeiramente compreender os mecanismos fisiopatológicos envolvidos. Acredita-se que a origem das crises está profundamente ligada a uma característica de hiperexcitabilidade e hipersincronismo de atividade do tecido neural (PENFIELD W; JASPER H, 1954; COTA, 2009). Um nível originalmente fisiológico de atividade neural pode ser transformado em atividade neural excessiva em porções hiperexcitáveis do tecido por prováveis mecanismos de retroalimentação positiva (MCNAMARA, 1994). As conexões neurais, por sua vez, formam redes reverberantes que são responsáveis por propagar esta atividade neural exacerbada para outras porções do encéfalo, sincronizando-as e sustentando-as (DOMINGUEZ et al. 2005; PINTO et al. 2005; TOLNER et al. 2005). Aparentemente, a dessincronização ou bloqueio do sincronismo neural epiléptico é capaz de bloquear o recrutamento hipersincronizante e amenizar eventos ictais.

[008] Estudos com modelos animais de epilepsia demonstram que a estimulação elétrica não-periódica em estruturas profundas do cérebro, como a amígdala, possui efeito anticonvulsivante em ratos e diminuem o número, duração e gravidade das crises (COTA et al, 2009; MESQUITA ET AL, 2011; DE CASTRO MEDEIROS ET AL, 2012; COTA ET AL, 2016; OLIVEIRA ET al, 2018). Os pesquisadores Dr. Márcio Flávio Dutra Moraes, professor da Universidade Federal de Minas Gerais, e Dr. Vinícius Rosa Cota, professor da Universidade Federal de São João Del Rei, publicaram uma série de artigos demonstrando os efeitos anticonvulsivantes e a eficácia da estimulação elétrica não-periódica em estruturas profundas do cérebro de ratos nos modelos de pentilenotetrazol e abrasamento da amígdala (COTA et al, 2009; MESQUITA ET AL, 2011; DE CASTRO MEDEIROS ET AL, 2012; COTA ET AL, 2016; OLIVEIRA ET al, 2018).

[009] Os resultados pioneiros destes pesquisadores serviram de inspiração para a pesquisa de nosso grupo e contido nesta patente, que fez o processo translacional para adaptação do método aos seres humanos, de forma não-invasiva. A proposição de métodos translacionais nem sempre é fácil, dadas as limitações éticas e técnica.

INVENÇÃO DO ESTIMULO AUDITIVO BINAURAL NÃO-PERIODICO (EABNP) E SUA CONFIRMAÇÃO COM EXPERIMENTOS EM SERES HUMANOS.

[010] Experimentos realizados por nosso grupo, com autorização do Comitê de Ética em Experimentação com Seres Humanos do Centro de Ciências da Saúde da UFPE (CAAE número nº79271517.2.0000.5208) demonstraram que pacientes epiléticos, quando submetidos ao tom binaural não-periódico (EABNP), apresentam aumento de 40% no desvio padrão médio das entropias. O segundo aspecto da métrica é o valor médio da entropia do EEG. Já é bem sabido na literatura que eventos epiléticos são acompanhados por redução no valor da entropia, e ações anticonvulsivantes causam aumento no valor da entropia (DRONGELEN et al, 2005).

[011] Experimentos realizados por nosso grupo com pacientes epiléticos demonstraram que o estímulo auditivo binaural não-periódico (EABNP) descrito nesta patente é capaz de aumentar o valor da entropia média ao compararmos registros de EEG antes e depois da exposição ao som ($2,65 \pm 0,33$ e $4,87 \pm 0,55$, $p=0,008$, teste t de Student pareado bicaudal). A métrica das entropias levará em conta estes dois aspectos, a dispersão e o valor médio das entropias. Os cálculos são independentes e suficientes para ativação do som. Se a dispersão ou o valor médio das entropias reduzir abaixo dos valores limiares para determinado paciente, o som será ativado. A ativação do som pode ocorrer por alteração em qualquer destas métricas. Elas representam um sistema de segurança evitando falsos negativos.

[012] Nosso grupo de pesquisa desenvolveu uma técnica de estimulação não-periódica baseada estimulação acústica. Ela foi denominada Estimulação Acústica Binaural não-Periódica (EABNP). Este tipo de estimulação possui as vantagens de ser não-farmacológica, não-invasiva e de baixo custo. Os efeitos da EABNP proposto nessa patente foi comprovado com experimento envolvendo pacientes com epilepsia refratária. Ambulatório de Neurologia do Hospital das Clínicas da Universidade federal de Pernambuco (UFPE), através de uma pesquisa aprovada pelo comitê de ética da UFPE, CAE, foram avaliados através de eletroencefalograma (EEG) e foram contabilizadas as suas descargas epiletiformes. Os pacientes foram submetidos à avaliação EEG durante 20 minutos antes, durante e após o som. Eles mantiveram a medicação que estava em uso, mesmo sabendo que todos eram refratários (ou seja, mesmo fazendo uso da medicação, continuavam tendo as crises). As descargas foram contabilizadas por dois pesquisadores treinados, sob supervisão de um neurologista com experiência clínica. Os resultados iniciais são promissores (figura 4), tendo a estimulação reduzido o número de descargas epileptiformes no EEG dos pacientes, durante e logo após a aplicação da EABNP (dados não publicados).

[013] Em resumo, nosso equipamento monitora de forma contínua a entropia do sinal do cérebro do paciente epilético, e compara suas métricas com padrões previamente estabelecidos. Quando as métricas da entropia do paciente atingem valores abaixo de um limiar (customizado para cada usuário), há o disparo de um alerta de possível estado de crise para o usuário e seus familiares através de telefonia celular. Há também o início imediato da estimulação sonora EABNP para que as crises sejam abortadas. O sinal do eletroencefalograma e o valor das métricas são enviados via rede de telefonia celular, e podem ser monitorados por familiares e médicos de plantão à distância, para que providências locais sejam tomadas.

DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

[014] Figura 1. Esta figura resume o diagrama de fluxo de informação da patente. Inicialmente é realizada a aquisição do sinal de EEG do paciente. Em seguida, são calculadas as entropias e as métricas das entropias associadas ao sinal. Caso a métrica calculada seja menor do que o limiar do paciente, o estímulo sonoro é ativado por um período de trinta minutos. A aquisição do EEG permanece após a intervenção sonora, com o intuito de verificar se houve o efeito de conforto desejado. Se a métrica calculada for maior ou igual ao limiar estabelecido, o som não periódico permanece desativado e a aquisição do EEG continua. O limiar é customizado, calculado considerando as especificidades basais de cada indivíduo. A estimulação acústica não periódica possui frequência base de 400Hz.

[015] Figura 2. Demonstração gráfica de 1 s do estímulo sonoro anticonvulsivante, denominado "estímulo auditivo binaural não-periódico" (EABNP). Trata-se de um tom base de 400 Hz tanto no canal da orelha esquerda como na direita (tom estéreo). O tom base é interrompido aleatoriamente por eventos rápidos denominados de pulsos de 50 μ s, frequência de 420Hz e amplitude 20% superior à do tom base. Cada segundo de som recebe quatro (4) pulsos, mas com intervalos entre pulsos distintos, atribuindo aleatoriedade ao posicionamento dos pulsos ao longo do som. Outras frequências base podem ser utilizadas. O estímulo sonoro foi desenvolvido para este dispositivo e seu uso integra o sistema da patente. São sempre 4 pulsos a cada segundo, mas o intervalo interpulso varia e é aleatório. O estímulo sonoro destinado às duas orelhas (canais estereofônicos) possui interrupções desemparelhadas, isto é, as interrupções ouvidas pela orelha esquerda são diferentes daquela ouvida na orelha direita. Mas os estímulos sonoros destinados a ambas as orelhas possuem a mesma quantidade e tipo de interrupções, aleatórias e não-periódicas. Outras frequências de base podem ser utilizadas.

[016] Figura 3. Métricas matemáticas para cálculo da entropia do sinal. Alguns passos são necessários para a obtenção da métrica associada ao sinal de EEG coletado. Na primeira etapa são selecionadas duas porções do registro do paciente, sendo uma do período no qual houve estimulação com o som não-periódico (bloco superior do bloco inicial da Figura 3) e outra da região sem a estimulação sonora (bloco inferior do bloco inicial da Figura 3). Ambos os sinais foram submetidos a um processo de janelamento, segmentando-os em 120 janelas com duração de um (1) segundo cada (2º bloco da Figura 3). Trinta (30) dessas janelas foram selecionadas aleatoriamente para representar os sinais (3º bloco da Figura 3). Em seguida, foi calculada a entropia para cada uma das janelas (bloco 4 da Figura 3), formando uma base de entropias (bloco 5 da Figura 3). A partir dessa base é calculada a métrica associada à região de interesse do registro de EEG (saída do diagrama apresentado na Figura 3). A métrica das entropias consiste na quantificação de dois aspectos matemáticos interrelacionados: a dispersão da entropia e o cálculo do valor médio da entropia. Por dispersão entenda-se quantificar a mudança no valor do desvio padrão médio observado na base das entropias.

[017] Figura 4. Comprovação do efeito anticonvulsivante e antiepiléptico em pacientes humanos. Os gráficos representam a média e o erro padrão da média em 4 pacientes epiléticos humanos refratários. Os pacientes recebem em média 2 a 3 medicamentos antiepilépticos mas mesmo assim continuam apresentando crises. Foram encaminhados para a pesquisa pelo Setor de Neurologia do Hospital das Clínicas da UFPE, com a autorização do Comitê de Ética em Pesquisa. Os pacientes compareceram ao setor com privação de sono. Foi

realizado neles a coleta da atividade elétrica do cérebro através de aparelho de eletroencefalograma (EEG), 19 canais, marca Neuron Spectrum, com taxa de amostragem de 512 Hz, filtro passa alta 0,05 Hz e passa baixa 50 Hz. O registro analisado contém dados de 60 min de coleta. Os pacientes foram registrados logo após chegarem ao centro de pesquisa (registro T0, 20 min), durante ativação do EABNP (som, 20 min) e após o início do estímulo sonoro (T1, 20 min). Os registros de EEG foram analisados por dois pesquisadores independentes e de forma cega, e confirmados por dois neurologistas com experiência em epilepsia. Foram contados eventos de descargas epiléticas interictais (espículas). Como critério de inclusão foram admitidos no estudo apenas pacientes epiléticos, refratários, e que continham eventos de descargas epiléticas no registro de EEG. Todos os 4 pacientes apresentaram redução estatisticamente significativa das descargas epiléticas após o início da EABNP. Este efeito persistiu nos 20 min após o término da estimulação sonora. A redução do número Estes 4 pacientes e mais 12 epiléticos que não continham descargas epileptiformes no EEG foram instruídos a ouvirem o EABNP por 5 dias consecutivos, em suas próprias casas, e trinta dias depois foi comprovado uma melhora na qualidade de vida desses pacientes através de questionário (dados não mostrados).

ANTERIORIDADES, PATENTES RELACIONADAS, E A DIFERENÇA ENTRE O PEDIDO ATUAL E AS DEMAIS INVENÇÕES

[018] 1. Número da publicação:105956623 data da publicação: 21.09.2016. Essa patente propõe um método para detecção de possível sinal de crise epilética no eletroencefalograma, baseado em lógica fuzzy. Este dispositivo detecta qual dentre vários eletrodos está mais propenso a exibir atividade epileptiforme. Mas ele não produz nenhum tipo de saída sonora capaz de controlar as crises epiléticas ou de emitir avisos pelo celular.

[018] 2. Número de publicação:20130151166 Data de publicação: 13.06.2013. Esta patente propõe a detecção de sinais biológicos e bioelétricos relacionados à epilepsia, e descreve um sistema de alerta. Mas ele não produz nenhum tipo de saída sonora capaz de controlar as crises epiléticas ou de emitir avisos pelo celular.

[019] 3. Pedido de patente PI 0605978-3 depositado em 01/12/2006 no INPI. Esta patente descreve um dispositivo capaz de suprimir crises epiléticas em ratos através pelo estabelecimento de um padrão de pulsos elétricos não ritmados, desencadeadas por um mecanismo de disparos aleatórios. Mas esta patente não engloba estimulação sonora em pacientes epiléticos humanos.

[020] 4. Pedido de Patente US 2007/0213786 A1 depositado em 23/09/2007. Esta patente descreve um sistema loop fechado detectando a presença de um estado pré-crise e ativando um sistema de estimulação elétrica para bloqueio da crise, com frequência determinada pelo próprio algoritmo. Esta patente prevê um sistema de alerta, mas não engloba ativação de estímulo sonoro anticonvulsivante em paciente epiléticos humanos.

[021] 5. O pedido de patente US7433732B1 depositado em 07/10/2008 descreve um método para monitoramento de crises epiléticas em neonatos baseado no eletroencefalograma. Mas

este método não utiliza saída sonora anticonvulsivante, nem foi descrito para pacientes adultos.

Referencias Bibliográficas

Cota, V. R., de Castro Medeiros, D., da Páscoa Vilela, M. R. S., Doretto, M. C., & Moraes, M. F. D. (2009). Distinct patterns of electrical stimulation of the basolateral amygdala influence pentylentetrazole seizure outcome. *Epilepsy & Behavior*, 14(1), 26-31.

Cota, V. R., Drabowski, B. M. B., de Oliveira, J. C., & Moraes, M. F. D. (2016). The epileptic amygdala: toward the development of a neural prosthesis by temporally coded electrical stimulation. *Journal of neuroscience research*, 94(6), 463-485.

de Castro Medeiros, D., Cota, V. R., da Páscoa Vilela, M. R. S., Mourão, F. A. G., Massensini, A. R., & Moraes, M. F. D. (2012). Anatomically dependent anticonvulsant properties of temporally-coded electrical stimulation. *Epilepsy & Behavior*, 23(3), 294-297.

de Oliveira, J. C., Maciel, R. M., Moraes, M. F. D., & Cota, V. R. (2018). Asynchronous, bilateral, and biphasic temporally unstructured electrical stimulation of amygdalae enhances the suppression of pentylentetrazole-induced seizures in rats. *Epilepsy research*, 146, 1-8.

Dominguez, L. G. et al. "Enhanced Synchrony in Epileptiform Activity? Local versus Distant Phase Synchronization in Generalized Seizures". *The Journal of Neuroscience*.v.35, n.25, p.8077-8084, 2005.

Fiest, K. M., Sauro, K. M., Wiebe, S., Patten, S. B., Kwon, C. S., Dykeman, J., ... & Jetté, N. (2017). Prevalence and incidence of epilepsy: a systematic review and meta-analysis of international studies. *Neurology*, 88(3), 296-303.

Hao, X., Goldberg, D., Kelly, K., Stephen, L., Kwan, P., & Brodie, M. J. (2013). Uncontrolled epilepsy is not necessarily the same as drug-resistant epilepsy: differences between populations with newly diagnosed epilepsy and chronic epilepsy. *Epilepsy & Behavior*, 29(1), 4-6.

Kaila, K., Ruusuvuori, E., Seja, P., Voipio, J., & Puskarjov, M. (2014). GABA actions and ionic plasticity in epilepsy. *Current opinion in neurobiology*, 26, 34-41.

Kaplan, P. W. (2007). EEG criteria for nonconvulsive status epilepticus. *Epilepsia*, 48, 39-41.

Lee, K. J., Shon, Y. M., & Cho, C. B. (2012). Long-term outcome of anterior thalamic nucleus stimulation for intractable epilepsy. *Stereotactic and functional neurosurgery*, 90(6), 379-385.

McNamara, J. O. (1994). Cellular and molecular basis of epilepsy. *Journal of Neuroscience*, 14(6), 3413-3425.

Mesquita, M. B. S., de Castro Medeiros, D., Cota, V. R., Richardson, M. P., Williams, S., & Moraes, M. F. D. (2011). Distinct temporal patterns of electrical stimulation influence neural recruitment during PTZ infusion: an fMRI study. *Progress in biophysics and molecular biology*, 105(1-2), 109-118.

Penfield, W., & Jasper, H. (1954). Epilepsy and the functional anatomy of the human brain.

PINTO, D. J.; PATRICK, S. L.; HUANG, W. C., & CONNORS, B. W. "Initiation, Propagation, and Termination of Epileptiform Activity in Rodent Neocortex In Vitro Involve Distinct Mechanisms", *The Journal of Neuroscience*, v. 36, n. 25, p. 8131-8140, 2005.

Sharma, R., & Pachori, R. B. (2015). Classification of epileptic seizures in EEG signals based on phase space representation of intrinsic mode functions. *Expert Systems with Applications*, 42(3), 1106-1117.

Sridharan, R. (2002). Epidemiology of epilepsy. *Current science*, 664-670.

Thompson, K., Pohlmann-Eden, B., Campbell, L. A., & Abel, H. (2015). Pharmacological treatments for preventing epilepsy following traumatic head injury. *Cochrane database of systematic reviews*, (8).

Tolner, E. A., Kloosterman, F., Kalitzin, S. N., Da Silva, F. H. L., & Gorter, J. A. (2005). Physiological changes in chronic epileptic rats are prominent in superficial layers of the medial entorhinal area. *Epilepsia*, 46, 72-81.

REIVINDICAÇÕES

- 1. DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR**

Caracterizado por todo e qualquer dispositivo que venha ser inventado e que proponha a previsão de crises convulsivas baseado na análise da entropia de sinais do eletroencefalograma humano, e que em caso de eminência de sincronização epiléptica emita sinais locais e remotos via rede de telecomunicações e que simultaneamente ative um sistema de emissão sonora anticonvulsivante do tipo Estimulação Acústica Binaural Não Periódica para agir sobre o próprio sujeito registrado.
- 2. DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR**

Caracterizado por todo e qualquer tipo de estimulação sonora não periódica baseado na apresentação de sons com interrupções aleatórias e pulsos com intervalos interpulso variando num processo estocástico.
- 3. DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR**

Caracterizado por sinal de atividade eletroencefalográfica do indivíduo que é adquirido e, em seguida, são calculadas as entropias e as métricas das entropias (dispersões e valor médio) associadas ao sinal.
- 4. DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR**

Caracterizado por diferenciar, caso a dispersão ou o valor médio calculado for menor do que o limiar do paciente, o estímulo sonoro é ativado por um período de trinta minutos.
- 5. DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR**

Caracterizado por fazer com que aquisição do EEG permaneça após a intervenção sonora, com o intuito de verificar se houve o efeito de conforto desejado, e caso a dispersão calculada for maior ou igual ao limiar estabelecido, o som não periódico permanece desativado e a aquisição do EEG continua.
- 6. DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR**

Caracterizado por possuir limiar customizado para cada pessoa, calculado considerando as especificidades basais de cada indivíduo.
- 7. DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR**

Caracterizado por possuir estimulação acústica não periódica com frequência base de 400Hz, mas outras frequências base podem ser utilizadas, sendo o estímulo interrompido aleatoriamente por eventos rápidos na forma de pulsos de 50 μ s, frequência de 420Hz e amplitude 20% superior à do sinal base, podendo a duração, a frequência e a amplitude ser variados, com vistas a atingir os mesmos efeitos de conforto do usuário.

8. DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR

Caracterizado por possuir em cada segundo de som quatro (4) pulsos, mas com intervalos entre pulsos distintos, atribuindo aleatoriedade ao posicionamento dos pulsos ao longo do som, sendo também que a quantidade de pulsos por segundo pode variar, com vistas a atingir os mesmos efeitos de conforto do usuário.

TITULO: DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR

Figura 1

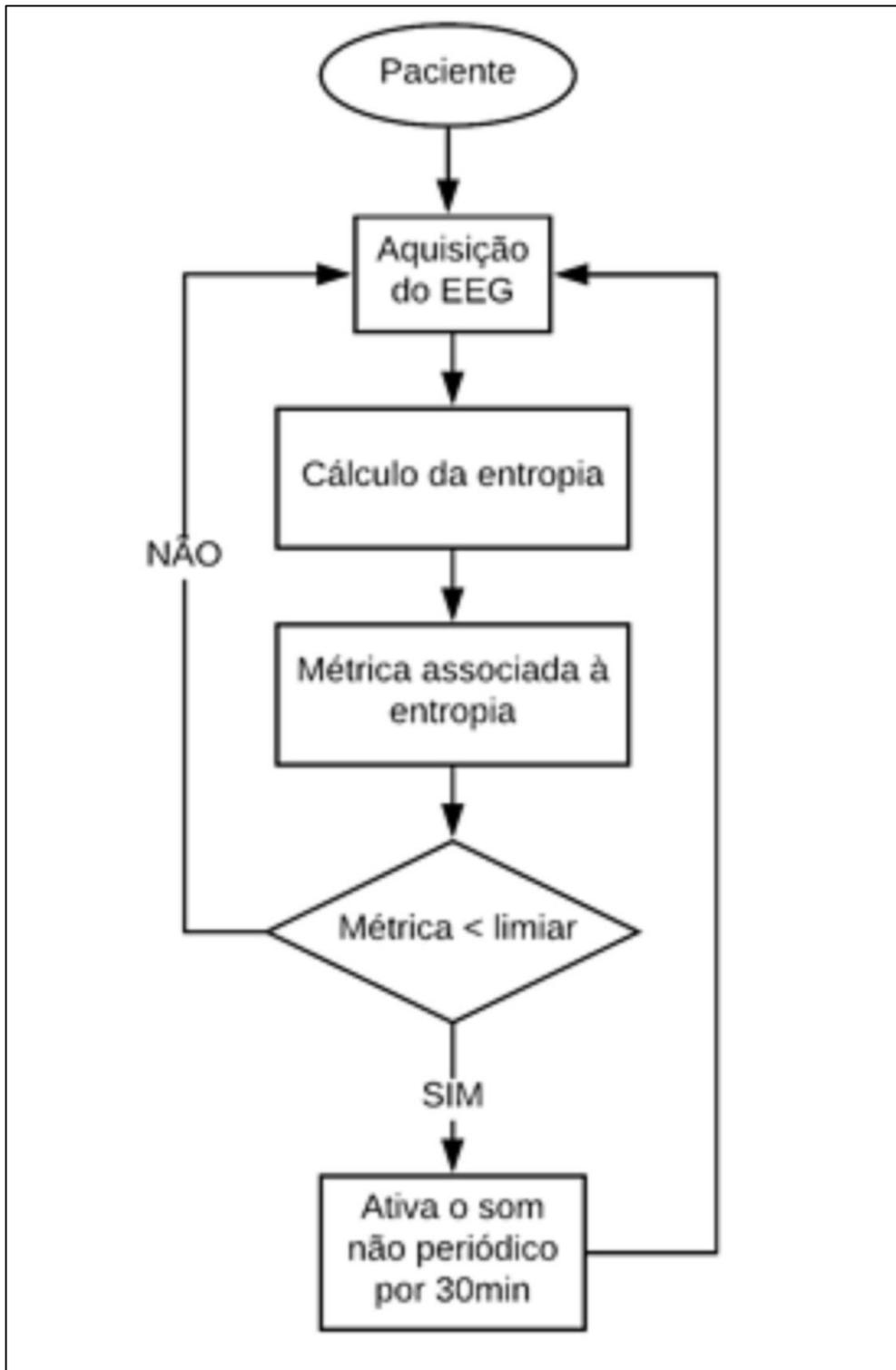


Figura 2

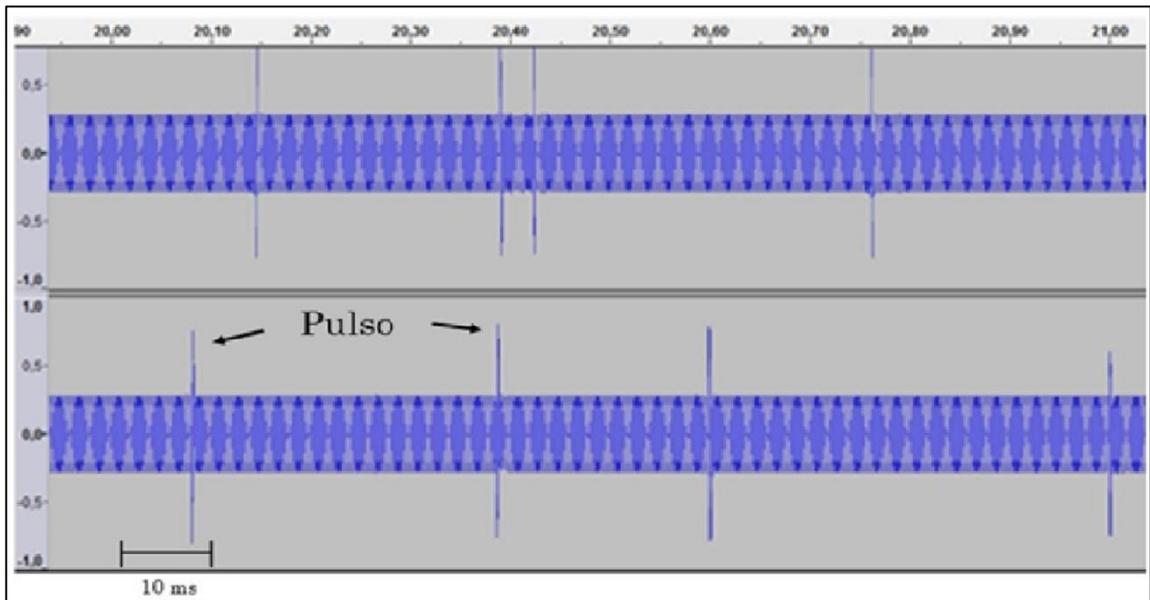


FIGURA 3

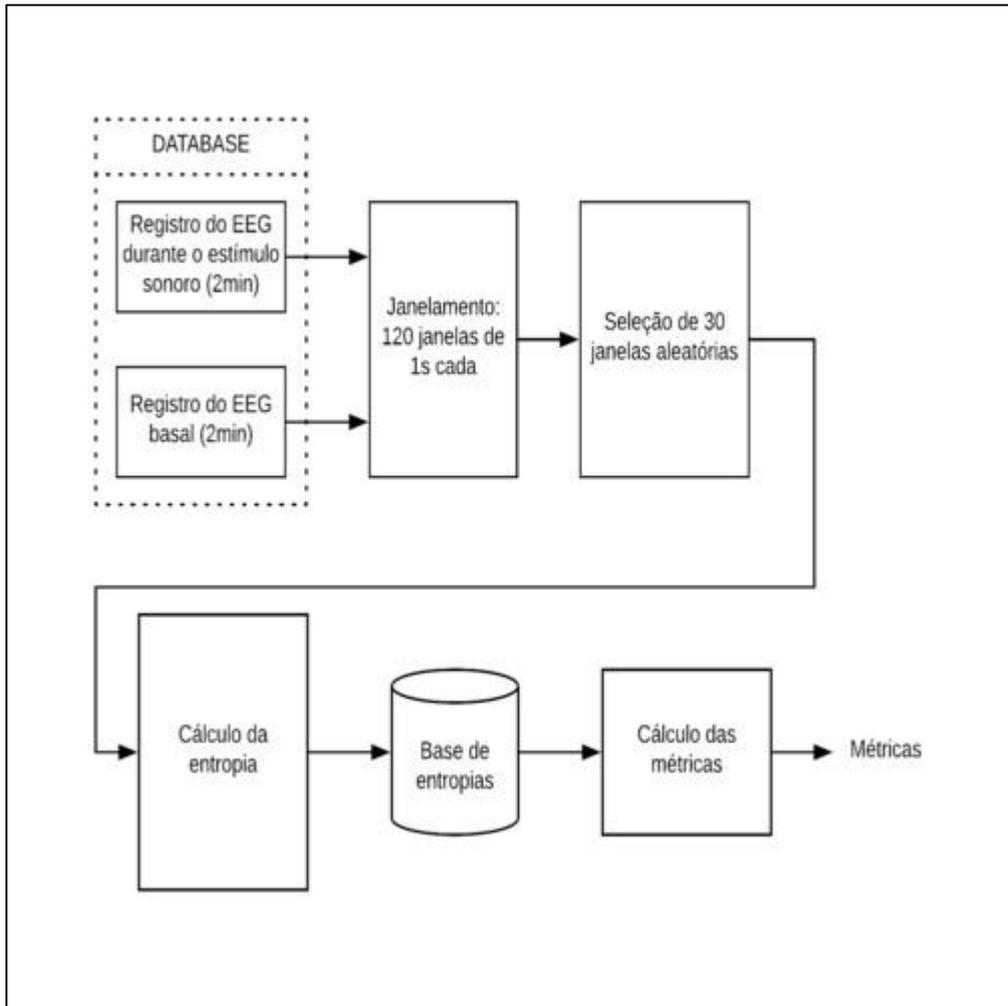
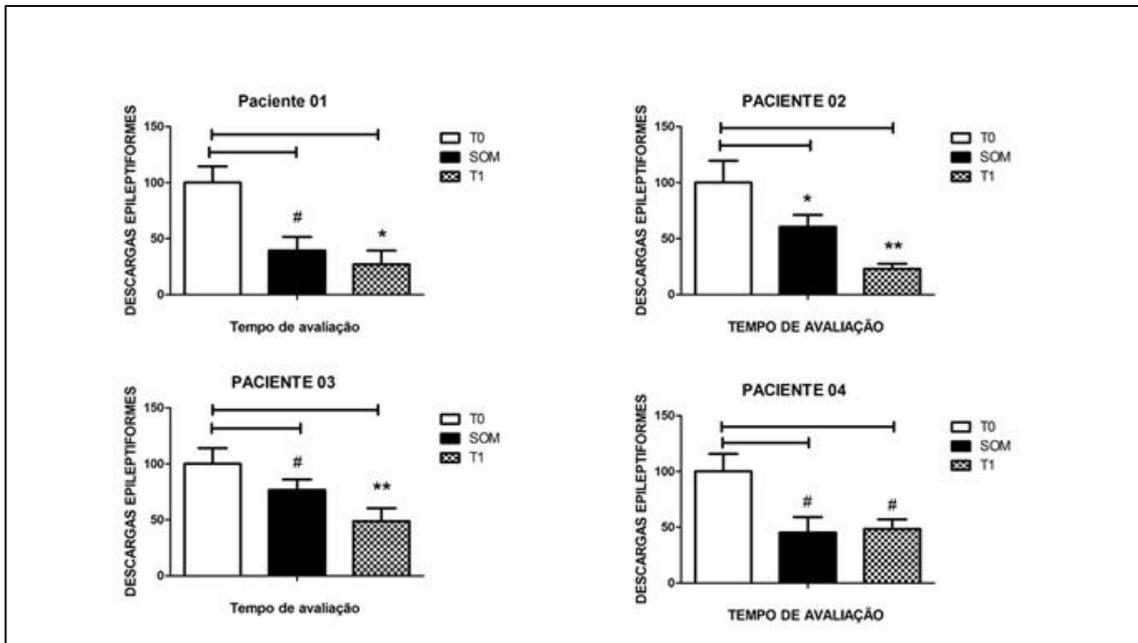


FIGURA 4



TITULO: DISPOSITIVO PORTÁTIL BASEADO NA ENTROPIA DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA QUE DETECTA IMINÊNCIA DE CRISE CONVULSIVA, EMITE SOM QUE BLOQUEIA A CRISE E EMITE ALERTA ATRAVÉS DE TELEFONE CELULAR

RESUMO

Este dispositivo monitora de forma contínua a entropia do sinal do cérebro do paciente epiléptico, e compara suas métricas (dispersão e valor médio) com padrões previamente estabelecidos. Quando as métricas da entropia do paciente atingem valores abaixo de um limiar (customizado para cada usuário), há o disparo de um alerta de possível estado de crise para o usuário e seus familiares através de telefonia celular. Há também o início imediato da estimulação sonora anticonvulsivante (estimulação acústica binaural não-periódica, EABNP) para que as crises sejam abortadas. O sinal do eletroencefalograma e o valor das métricas são enviados via rede de telefonia celular, e podem ser monitorados por familiares e médicos de plantão á distância, para que providências locais sejam tomadas. Este é o único aparelho conhecido que, além de detectar o EEG e possível crise convulsiva e emitir alertas locais e remotos, também possui embutido um sistema não-farmacológico e não-invasivo que bloqueia as crises convulsivas e reduz as atividades epiléticas protegendo o próprio usuário.