

UNIVERSITATEA „ALEXANDRU IOAN CUZA” DIN IAȘI

ȘCOALA DOCTORALĂ A FACULTĂȚII DE FIZICĂ

CONTRIBUȚII LA STUDIUL UNOR APLICAȚII ALE
UNDELOR ELECTROMAGNETICE ÎN ȘTIINȚELE VIEȚII

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT

CONDUCĂTOR ȘTIINȚIFIC,

PROF. DR. Habil. Emilia - Dorina Creangă

DOCTORAND,

Mihai Costache

Iași, 2026

CUPRINS

I.	Introducere	3
I.1	Prezentare generală a undelor electromagnetice	3
I. 2	Importanța undelor electromagnetice în științele vieții	3
I.3	Obiectivele propuse	4
CAPITOLUL II - Rețea neuronală artificială optoelectronică - aplicație a		
trasmisiei semnalelor prin intermediul undelor din infraroșu		5
II.1	Introducere	5
II.2	Neuronul biologic	7
II.3	Neuronul artificial /Bazele teoretice	
II.4.	Partea experimentală	9
II.4.1.	Funcționarea straturilor neuronale	11
II.5.	Abordarea matematică	15
II.6.	Comunicarea interneuronală optică prin unde	
	electromagnetice în domeniul IR	16
II.6.1.	Funcționarea memoriei	17
II.7.	Limitări și îmbunătățiri viitoare	17
II.8.	Concluzii	18
CAPITOLUL III – Efectele stimulării transauriculare a nervului vag asupra		
undelor cerebrale – aplicație a undelor electrice de frecvență joasă		18
III.1	Introducere	18
III.2.	Dispozitivul experimental de stimulare transauriculară	20
III.3.	Măsurătorile	22
III.4.	Rezultatele măsurătorilor undelor cerebrale obținute în diverse	
	sesiuni de aplicare de stimuli electrice cu frecvența de 5 Hz	24
III.5.	Concluzii	35
CAPITOLUL IV–Studiul activității electrice a creierului prin aplicarea testelor		
dinamicii neliniare la analiza semnalului EEG		36
IV. 1.	Introducere	36
IV. 2.	Bazele teoretice	37
IV. 3.	Măsurătorile	42
IV. 4.	Analiza semnalului EEG cu dimensiunea de corelație	
	și exponentul Lyapunov	43
IV. 5.	Concluzii	
IV. 6.	Concluzii generale și contribuții originale	48
IV. 7.	Bibliografie selectivă	50
Lista lucrărilor științifice:		
1.	Lucrări științifice prezentate la conferințe naționale	52
2.	Lucrări științifice prezentate la conferințe internaționale	52
3.	Lista articolelor științifice	53

I. INTRODUCERE

I.1. Prezentare generală a undelor electromagnetice

Undele electromagnetice reprezintă unul dintre purtătorii fundamentali de energie și informație din natură, fiind oscilații sincrone ale câmpurilor electrice și magnetice care se propagă prin spațiu, transportând energie, chiar și în spațiul lipsit de substanță, circulând cu viteza luminii - $3 \cdot 10^8$ m/s și având frecvențe cuprinse între câțiva hertz (frecvențe extrem de joase) și 10^{20} Hz - radiația cosmică (Figura 1).

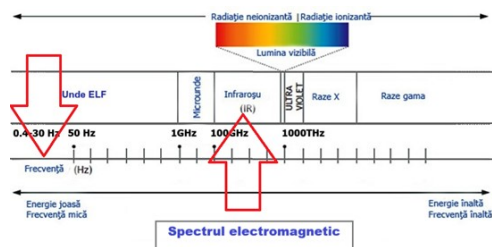


Fig 1. Spectrul undelor electromagnetice. Săgețile marchează domeniile de frecvență pe care m-am axat în studiile realizate în prezenta teză. Modificat după <https://www.scientia.ro/homo-humanus/75-granitele-gandirii/3361-radiatiile-electromagnetice-si-efectele-asupra-sanatatii.html>.

Dintre aceste domenii ale spectrului electromagnetic în prezenta teză am lucrat cu undele de frecvență extrem de joasă și undele din infraroșu.

Undele electromagnetice de frecvență extrem de joasă (0-300 Hz) influențează direct activitatea creierului uman, plasticitatea sinaptică și neurogeneza hipocampică, acționând ca potențiali modulatori ai funcției sistemului nervos (Liemohn și colab., 2007).

Radiațiile infraroșii sunt invizibile pentru ochiul uman dar sunt percepute sub formă de căldură. Toate corpurile cu temperatura mai mare de 5 grade Kelvin (- 268 grade Celsius) sunt surse de emisie a radiațiilor infraroșii.

Undele electromagnetice de frecvență joasă și ultra joasă (de ordinul Hz), emulează foarte bine pe cele biologice (impulsurile neuronale, activitatea de bioelectrogeneză asociată contracțiilor fibrilelor musculare, etc.) și se pot folosi ca terapii de stimulare a diferitelor organe în scopuri medicale.

I.2. Importanța undelor electromagnetice în științele vieții

În diagnostic, undele electromagnetice sunt esențiale pentru tehnici de **imagistică** precum RMN, tomografie computerizată (CT) și imagistică optică (Bösinger și colab., 2008). Câmpurile electromagnetice joacă un rol important în **medicina regenerativă**, influențând procese celulare cum ar fi regenerarea oaselor, vindecarea accelerată a țesuturilor și reparațiile neuronale (Klimek și colab., 2021).

De asemenea, **fotobiomodulația**, care implică utilizarea luminii de nivel scăzut în stimularea proceselor celulare, promite să promoveze reparații ale țesuturilor, reducerea inflamației și modularea funcției neurologice.

(<https://www.slideshare.net/slideshow/razele-infraroii/57194666>).

În ceea ce privește aplicațiile undelor de frecvență foarte joasă s-au efectuat numeroase studii de **stimulare transauriculară a nervului vag (taVNS)** cu impulsuri electrice cu frecvență de ordinul Hertzilor sau zecilor de Herti pentru a aduce îmbunătățiri nu doar în creșterea tonusului vagal, ci și în îmbunătățirea memoriei pe termen scurt, a capacității cognitive și a funcțiilor executive, indicele de atenție și concentrare, capacitatea de învățare prin creșterea neuroplasticității, creșterea variabilității de ritm cardiac, reducerea simptomelor de depresie și anxietate, a crizelor de epilepsie care nu răspund la medicație, (Bushberg, J.T și colab., 2012).

În domeniul analizei undelor cerebrale s-a studiat dinamica neliniară evidențiată la nivelul semnalului electroencefalografic (Born, M. și colab., 2013). În anumite condiții, sistemele dinamice neliniare sunt capabile să genereze haos determinist, ceea ce înseamnă că plecând de la stări inițiale similare, se obțin efecte diferite. Acest fenomen se numește dependență sensibilă de condițiile inițiale. De asemeni a fost calculată așa-numita **dimensiune de corelație CD**, despre care se presupune că este o estimare a complexității sistemului, și **exponentul Lyapunov L**, care reprezintă o măsură a dependenței evoluției unui sistem de condițiile inițiale. S-a constatat că undele EEG se comportă similar sistemelor neliniare deterministice, dimensiunea de corelație CD reflectă complexitatea sistemului, coeficientul Lyapunov măsoară sensibilitatea la condițiile inițiale (haos), iar undele alfa prezintă o dinamică diferită din punct de vedere spațial pe suprafața corticală.

Această teză este axată pe studierea practică a unor aplicații ale undelor electromagnetice din domeniul infraroșu dar și din domeniul undelor de frecvență foarte joasă, după cum se prezintă în continuare.

I.3 Obiectivele propuse

- 1) Realizarea unei **rețele neuronale optoelectronice** cu ajutorul căreia să se poată ilustra, în scop didactic, transmisia informației sub formă de fascicul de radiații IR între două straturi de neuroni artificiali electronici precum și între **rețea și memoria electronică atașată**.
- 2) Studierea influenței undelor electromagnetice de frecvență extrem de joasă, în domeniul undelor cerebrale teta și delta, asupra unor parametri cognitivi legați de atenție și concentrare, prin aplicarea continuă a unor stimuli de 5 Hz cât și a trenurilor de stimuli de 5 Hz. Pentru aceasta am proiectat și asamblat un **dispozitiv electronic de generare și aplicare a stimulilor electrici** la nivelul terminațiilor auriculare ale nervului vag .
- 3) **Analiza dinamicii neliniare** de la nivelul undelor cerebrale captate ca un semnal EEG unic prin intermediul sistemului unicanal NeuroSky. În paralel cu semnalul EEG înregistrat în lipsa oricărui tratament am intenționat și analiza semnalelor

obținute după stimularea cu trenuri de impulsuri de 5 Hz, după administrarea unui extract natural cu proprietăți ușor anxiolitice, după un exercițiu fizic ușor sau după un tratament combinat. Abordarea computațională pe baza dimensiunii de corelație și a exponentului Lyapunov a avut în vedere diagnosticarea gradului de complexitate în situațiile alese pentru studiu.

II. REȚEA NEURONALĂ ARTIFICIALĂ OPTOELECTRONICĂ

1. Realizarea practică în scop educațional a unui dispozitiv electronic care emulează funcționarea neuronului biologic.
2. Asamblarea rețelei neuronale artificiale optoelectronice pe 3 nivele, cu memorie.
3. Stimularea transmisiei impulsului neuronal prin unde electromagnetice în domeniul infraroșu.

II. 1. Introducere

Proiectul nostru descrie un model minimalist, dar funcțional, al unei rețele neuronale artificiale optoelectronice (ANN), ca o aplicație a undelor electromagnetice în predarea neuroștiințelor, construită pe baza unor circuite basculante monostabile cu tranzistoare, conectată la o memorie de 8 biți construită din circuite integrate CDB 493. Ca și aplicații potențiale se numără: (i) cursuri educaționale demonstrative: ilustrarea modului de funcționare al unei rețele neuronale simple; (ii) proiecte de artă cibernetică: instalații de control interactiv cu memorie și LED-uri IR.

II.2. Neuronul biologic

Neuronul biologic este unitatea de bază a sistemului nervos, responsabil pentru transmiterea informațiilor prin intermediul semnalelor electrice și chimice – la nivelul sinapselor neuronale (Figura 1).

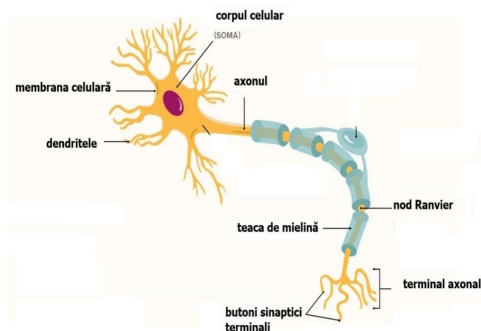


Fig 1. Structura neuronului biologic. Modificat după (Gabriel, S. și colab., 1996).

În urma sumării ponderate spațio-temporale a semnalelor de intrare primite de neuron rezultă un potențial electric care, dacă este mai mare sau egal cu o tensiune de prag a cărei valoare depinde doar de tipul de neuron, are loc generarea și transmiterea unui potențial de acțiune de amplitudine constantă prin suprafața axonului, independent de amplitudinea semnalului de intrare - dacă acesta depășește potențialul de prag de excitabilitate se poate genera o secvență de potențiale electrice de răspuns dar amplitudinea lor este aceeași.

Prin intermediul axonului se generează și se transmite **potențialul de acțiune** către terminațiile sinaptice, iar apoi către alți neuroni, fibrile musculare sau glande.

Caracteristica principală a tuturor neuronilor indiferent de tipul lor (senzoriali, motorii și interneuroni) o reprezintă proprietatea de bioelectrogeneză ce se concretizează în trei fenomene:

- a) generarea unui potențial de repaus care este definit ca diferența de potențial electric între partea internă și cea externă a membranei celulare, cu valori cuprinse între -50 și -90 mV, fața interioară fiind mai negativă decât cea exterioară, membrana având proprietăți izolatoare din punct de vedere electric și prezentând permeabilitate selectivă (prin ea circulă curenți de sodiu, potasiu, etc.). Ea are o capacitate electrică cu valoarea de aproximativ $1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$.
- b) generarea unui potențial local care reprezintă răspunsul la o stimulare limitată a unei zone restrânse a membranei neuronale (când stimulii nu depășesc pragul de excitabilitate, de 10-15 mV peste potențialul de repaus) și are o valoare de 0,1-10 mV, intermediară între potențialul de repaus și potențialul de acțiune.
- c) generarea potențialului de acțiune (PA), fenomen rapid, de ordinul milisecundelor și reversibil, care constă în inversarea polarității electrice a axolemei (membrana neuronală) care devine mai puțin negativă la fața internă, cu cca. 30 mV.

Generarea potențialului de acțiune are mai multe faze (Figura 2):

1. Perioada de latență, care durează 0,1 ms.
2. Depolarizarea, cu valoare de până la +30 mV, când se produce un influx de ioni de Na^+ prin deschiderea canalelor ionice rapide dependente de voltaj.
3. Repolarizarea, respectiv revenirea la valoarea potențialului de repaus, când are loc sistarea influxului de ioni de Na^+ și efluxul ionilor de K^+ .
4. Postpotențialul pozitiv caracterizat prin restabilirea echilibrului ionic datorită acțiunii pompelor ionice de tipul enzimei ATP-aza Na^+/K^+ .

Legea care guvernează funcționarea neuronilor prin intermediul generării și propagării potențialului de acțiune este “totul sau nimic”, în sensul că dacă suma algebrică a potențialelor electrice culese și transmise de dendrite către corpul neuronal este egală sau mai mare cu potențialul de prag, se generează și se transmite prin suprafața axonului

un PA (potențial de acțiune) de valoare constantă, a cărei amplitudine este independentă de mărimea semnalelor de intrare (un semnal de intrare de două ori mai mare decât cel necesar și suficient pentru a genera PA nu va produce un PA de două ori mai mare sau pur și simplu un PA mai mare, ci va produce un PA de aceeași valoare cu cel generat de semnalul egal cu tensiunea de prag). Valoarea PA depinde doar de proprietățile membranei.

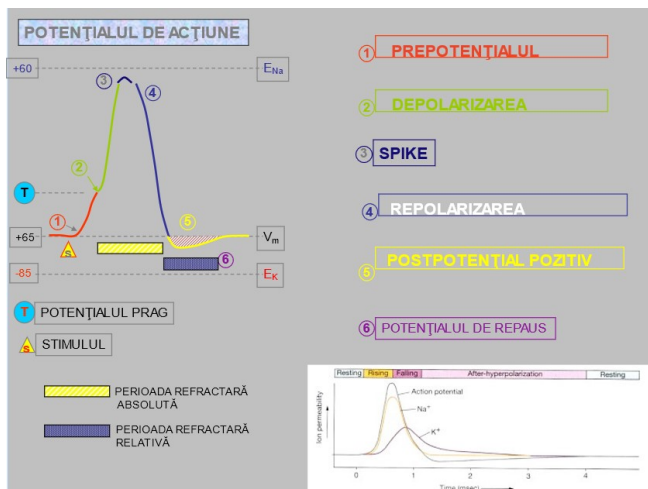


Fig 2. Fazele potențialului de acțiune.

Sinapsa electrică poate fi modelată din punct de vedere matematic prin legea lui Ohm, fiind considerată doar un alt canal ionic.

Principiul fundamental: curentul net ionic I_{sin} care trece prin spațiul sinaptic al joncțiunii este direct proporțional cu diferența de voltaj transjoncțional $V_j = V_1 - V_2$ dintre cele două celule conectate (toate aceste trei mărimi fizice fiind variabile în timp).

Formula este modelată ca:

$$I_{sin} = g_j \cdot V_j, \quad (1)$$

unde g_j este conductanța joncțiunii (inversul rezistenței joncțiunii).

II.3. Neuronul artificial

Luând în considerație principiile de funcționare în domeniul electronicii, neuronul artificial poate fi considerat ca fiind un circuit electronic monostabil cu o singură stare stabilă (Figura 3), cea de repaus sau inactivă, care corespunde neuronului neexcitat (situația în care suma algebrică a tuturor potențialelor electrice ale semnalelor de intrare

este mai mică decât pragul necesar pentru a genera un potențial de acțiune). În această situație, ieșirea este 0 logic (lipsa semnalului de ieșire), ceea ce se traduce prin faptul că LED-ul de semnalizare din colectorul celui de-al doilea tranzistor nu funcționează, respectiv nu emite lumină, tranzistorul TR2 este în stare de conducție, ceea ce conduce la un potențial negativ aplicat pe baza tranzistorului TR1 prin rezistorul R3, blocându-l. Dacă semnalul de intrare aplicat prin condensatorul C1 și dioda 1N4148 pe baza tranzistorului TR1 este mai mic decât pragul necesar generării PA, respectiv mai mic decât tensiunea de deschidere a TR1, de 0,65V, (potențialul de prag), tranzistorul TR2 rămâne în stare de conducție, având în continuare un potențial pozitiv aplicat bazei prin rezistorul R_T care este conectat la polul pozitiv +V_{CC} iar TR1 rămâne în continuare blocat. Această situație corespunde aplicării unui potențial local.

În momentul în care semnalul de intrare aplicat pe baza lui TR1 este suficient de mare (mai mare sau egal cu tensiunea de prag, care corespunde pragului necesar pentru a genera un PA al neuronului), aplicat prin condensatorul C1 și dioda 1N4148, tranzistorul TR1 începe să intre în stare conductivă (stare de cvasi-echilibru temporar), ceea ce îl blochează temporar, pe durata descărcării condensatorului C_T. În consecință, tensiunea colectorului lui TR2 devine pozitivă (ceea ce corespunde ieșirii „1 logic”, echivalentă cu generarea PA), astfel că LED-ul din colectorul lui TR2 generează lumină, indicând generarea PA). Acest potențial negativ scade în timp prin +V_{CC}, rezistorul R2 și circuitul tranzistorului TR1, astfel încât tranzistorul TR2 începe să conducă din nou, reintră în starea stabilă și blochează TR1 în același timp.

Acum, TR1 poate să primească un alt semnal de intrare. Durata acestei stări de cvasi-echilibru este direct proporțională cu valorile lui C_T și R_T - constanta de timp. Putem concluziona că aceasta este echivalentă cu perioada refractară a neuronului biologic.

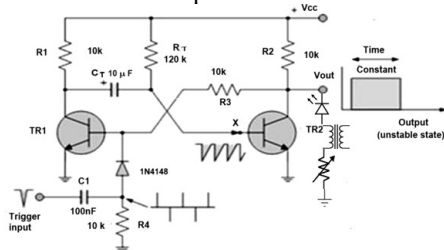


Fig 3. Schema electronică a unui neuron artificial. Adaptat după (Hu, X. și colab., 2016).

În acest timp, circuitul este insensibil la alte semnale de intrare. Circuitul descris în Figura 3 funcționează doar pentru o singură intrare. Principalele relații care descriu câștigul în tensiune sunt:

$$-V_{out} = \left(V_1 \frac{R_f}{R_{in1}} + V_2 \frac{R_f}{R_{in2}} + V_3 \frac{R_f}{R_{in3}} \right) \quad (2)$$

$$A_v = 1 + \frac{R_f}{R_i} \quad (3)$$

În acest circuit, avem trei semnale de intrare, V_i , transmise prin rezistențele R_{ini} ($i=1, 2, 3$), către intrarea neînversoare a amplificatorului operațional care simulează funcționarea a trei sinapse de la trei neuroni din stratul anterior.

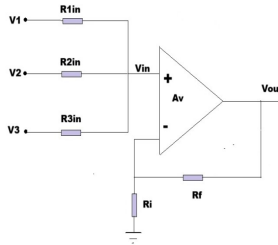


Fig 4 - Schema electronică a amplificatorului sumator neînversor. A_v – câștigul în tensiune al amplificatorului operațional. Semnalele de intrare sunt V_i , $i=1, 2, 3$ rezistențele de feedback (R_f , R_i) controlează câștigul în buclă închisă al amplificatorului (modificat după Mokhtari, A., 2022).

În acest caz, tensiunea de ieșire V_{OUT} , este suma ponderată a tuturor intrărilor sale, care sunt determinate de raporturile rezistențelor lor. Amplificatorul operațional furnizează la ieșire suma algebrică a intrărilor și este legat de semnalul de intrare al vibratorului monostabil. Dacă aceasta este egală sau mai mare decât valoarea de prag necesară pentru a genera un potențial de acțiune, va declanșa funcționarea circuitului monostabil, generând acest potențial.

II.4. Partea experimentală

Rețeaua neuronală optoelectronică (ANN) didactică pe care am proiectat-o se bazează pe neuroni artificiali ca reproducere electronice ale neuronului artificial propus inițial de McCulloch (Fig 5). Fiecare neuron al acestei ANN este implementat ca un circuit basculant monostabil, folosind tranzistoare.

Aceste circuite generează un impuls de durată și amplitudine fixă atunci când este apăsat un buton cu acțiune manuală.

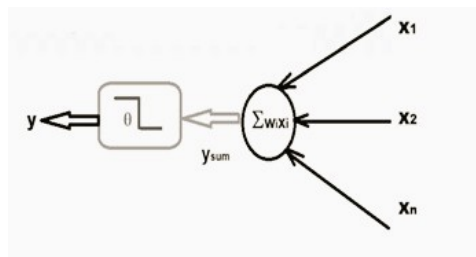


Fig 5. Reprezentarea neuronului McCulloch-Pitts cu prag de sensibilitate (θ) și funcții distincte de ponderare (w_i) și sumare (Σ) aplicate semnalelor de intrare (x_1, x_2, x_n) (modificată după Du, K.L. și colab., 2022).

Proprietățile esențiale ale neuronului care au fost reproduse aici includ:

- pragul de activare: determină valoarea de la care neuronul devine activ, adică generează și transmite un potențial de acțiune,
- durata impulsului: echivalentă cu timpul de activare,
- perioada refractară: timpul în care monostabilul nu poate fi reactivat, chiar dacă se aplică alte impulsuri de intrare în acest interval.

Mai mulți neuroni artificiali pot fi interconectați, teoretic, într-o rețea artificială neuronală (ANN), ca în Figura 6. Practic, am realizat o ANN cu trei straturi, cu câte un neuron în straturile 2 și 3 .

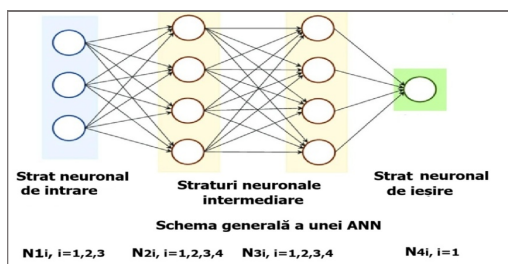


Fig 6. Schema generală a unei ANN cu patru straturi de neuroni (adaptat după Cárdenas, L.L., 2021)

Etajul final al rețelei este conectat la memoria artificială printr-un fascicul de radiații în infraroșu (IR). Schema ANN este prezentată în Figura 7 și imaginea din Figura 8. Neuronii din primul strat al rețelei neuronale artificiale (cele trei cutii albe cu afișaj digital al potențialului electric, (Figura 8) pot trimite impulsuri electrice ($\Delta V_{1,1-2}; \Delta V_{1,2-2}; \Delta V_{1,3-2}$) către neuronul care constituie al doilea strat al ANN (N2). Sinapsele dintre N1,i și N2 sunt

simulate prin contacte electronice, iar intrările x_1 , x_2 și x_3 sunt, respectiv, $\Delta V_{1,1-2}$; $\Delta V_{1,2-2}$ și $\Delta V_{1,3-2}$.

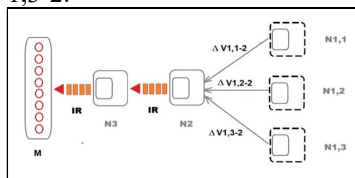


Fig7. Reprezentare schematică a rețelei neuronale optoelectronice (ANN) cu trei straturi.



Fig 8. Rețeaua neuronală artificială (ANN) electronică activată de semnalul inițiat în primul strat neuronal;

Neuronul singular din al doilea strat, N2 (cutia de culoare închisă a rețelei neuronale artificiale cu afișaj digital al potențialului electric, Figura 8), poate fi activat atunci când suma impulsurilor electrice de intrare ponderate depășește pragul său de activare și este apoi capabil să emită semnale infraroșii către al treilea strat neuronal format de neuronul de ieșire, N3.

Transmisia sinaptică este simulată de un emițător cu diodă IR (corespunzător semnalului presinaptic) și un receptor IR TSOP 1738 (corespunzător membranei post-sinaptice). În timp ce sinapsele neuronale biologice pot fi chimice sau electrice, capabile să transmită informații prin neurotransmițători sau fluxuri ionice, această rețea neuronală artificială electronică asigură comunicarea interneuronală în două moduri diferite, prin semnale electronice (N1-N2) și semnale de radiații infraroșii (N2-N3). Neuronul din al treilea strat al rețelei neuronale artificiale (ANN), N3, care este sensibil la intrările în infraroșu, "IR" în Figura 8, recepționate prin intermediul unei fotodiode adecvate, furnizează răspunsul de ieșire, care activează și aprinderea LED-ului roșu, semnalizând generarea semnalului de ieșire al rețelei neuronale artificiale (ANN) - (PA) care a fost setat la 1,78 V.

II.4.1. Funcționarea straturilor neuronale

Primul strat conține trei butoane neuronale terminale simulate ale neuronilor electronici N1,1, N1,2 și N1,3 (cutiile albe din Figurile 9 și 10). Stările lor de repaus au fost setate la potențialele de 1,8; 1,8 și respectiv 1,7 V. Fiecare dintre ele are un buton, un potențiomtru pentru reglarea potențialului și un voltmetru digital. Al doilea strat are un neuron, N2 (cutia de culoare închisă din Figura 12). Potențialul său în starea de repaus a fost stabilit la 0,0 V, în timp ce pragul său de activare este $\theta_2=3,7$ V, iar PA este de 1,8 V.

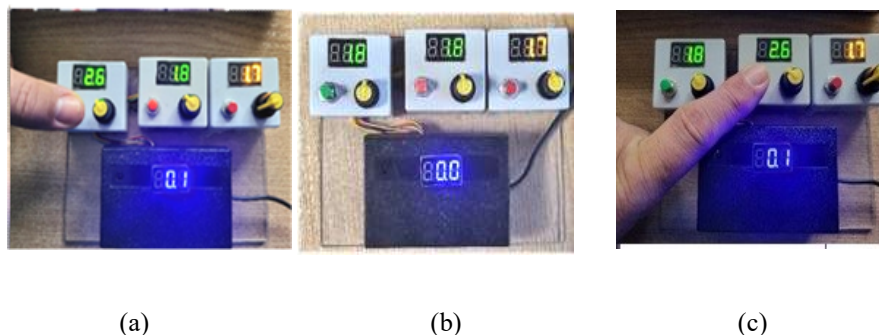


Fig 9. Rețeaua neuronală artificială (ANN) în stare de repaus sau generând un potențial local în N2; (a) starea de repaus - nici neuronii N1,_i din primul strat nu sunt activați (potențialele lor de repaus fiind 1,8, 1,8 și 1,7 V), nici neuronul N2 din al doilea strat (potențialul său de repaus fiind 0,0 V); (b) neuronul N1,₁ din primul strat este activat la 2,6 V, dar în neuronul N2 din al doilea strat nu se generează niciun potențial de acțiune (PA), potențialul indus fiind mai mic decât pragul θ_2 de 3,7 V, însă se declanșează un potențial local de 0,1 V; (c) când neuronul N1,₂ este activat (2,6 V), potențialul local de 0,1 V ce se generează în N2 ilustrează faptul că semnalul de intrare nu depășește pragul său (nu se poate genera un PA).

În Figura 10a, neuronul N2 din al doilea strat nu este activat (are o tensiune de 0,0 V) din cauza lipsei de intrări de la neuronii din primul strat, deoarece neuronii N1,_i ($i=1, 2, 3$) prezintă potențiale de 1,8 V, 1,8 și respectiv 1,7, corespunzând stării de repaus.

În Figura 10b, neuronul N1,₁ din primul strat emite un semnal electric $x_1 = 2,6$ V, care este, însă, un semnal de intrare insuficient pentru a declanșa generarea potențialului de acțiune (PA) în N2, astfel că LED-ul este stins. Potențialul electric al neuronului N2 este de doar $V_2 = 0,1$ V, ceea ce înseamnă mai puțin decât potențialul de acțiune al lui N2, corespunzând doar unui potențial local.

În Figura 10c, o situație similară este ilustrată pentru semnalul de intrare de la N1,₂ ($x_2 = 2,6$ V este mai mic decât pragul de activare al lui N2), astfel încât nu se generează un PA, ci un potențial local și, prin urmare, LED-ul care vizează marcarea activării neuronului N2 rămâne stins.

Chiar dacă nu a fost posibil să se precizeze care sunt ponderile sinaptice (w_i), se poate spune totuși că suma ponderată a intrărilor este sub nivelul pragului de activare (Tabelul 1), deoarece nu se atinge PA de 1,8 V pentru N2. Deși un neuron biologic nu are întotdeauna un prag de activare strict, constant, este în general acceptat faptul că neuronii funcționează pe principiul „**totul sau nimic**”, necesitând o depolarizare minimă specifică pentru activare; acest prag este dinamic și poate să varieze în timp și de la un tip de celulă la alta (Platkiewicz, J. și colab., 2010).

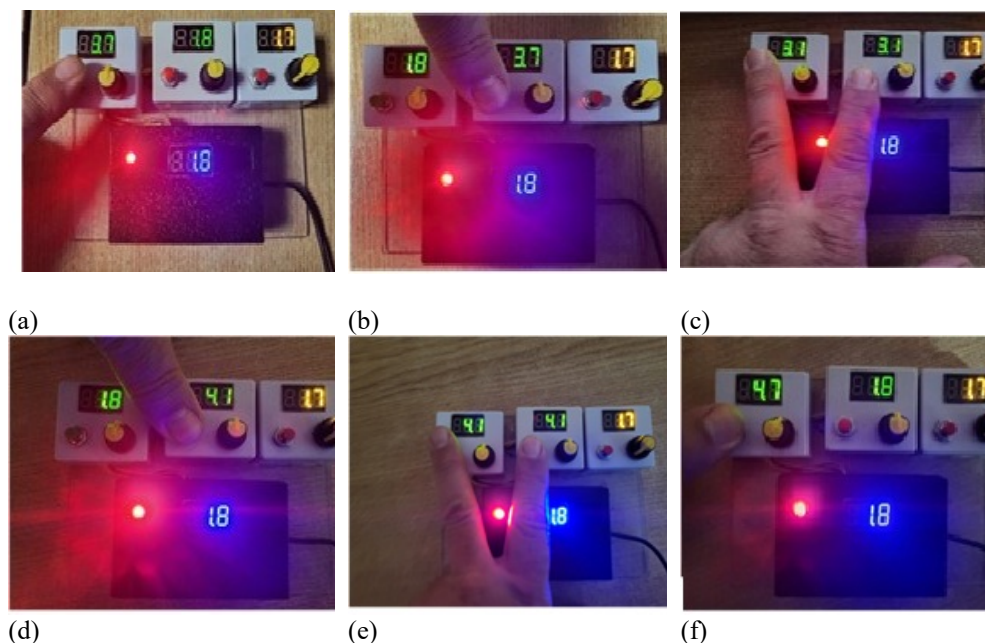


Fig 10. Activarea neuronului N2; a) LED-ul roșu al lui N2 emite lumină, marcând activarea sa (generarea unui PA de 1,8 V) atunci când N1,1 generează și transmite un impuls de 3,7 V; b) N2 este activat (PA=1,8V) de către un alt neuron de primul strat, cum ar fi N1,2, care a generat un semnal de 3,7 V și l-a transmis către N2; c) atât N1,1, cât și N1,2 generează și trimit către N2 semnale de câte 3,1V, iar astfel N2 este activat (PA=1,8 V); d) N2 este activat, generând un PA=1,8 V atunci când este primește un semnal de 4,1 V de la N1,2; e) Un PA=1,8 V este generat în N2 și pentru două semnale receptate simultan, fiecare de 4,1 V. f) Un PA=1,8 V este generat în N2 atunci când N1,1 trimite un semnal de 4,7V.

În Figura 10 este ilustrată mai întâi activarea N2 atunci când oricare dintre neuronii N1, îi transmite câte un potențial de 3,7 V sau mai mult (Figura 10 a, b, d, f). În al doilea rând, se demonstrează îndeplinirea legii **totul-sau-nimic** prezentată prin generarea aceleiași valori a PA de 1,8 V (Figura 10 a-f) și în al treilea rând, se arată că se poate produce și sumarea spațială ce poate fi observată atunci când doi neuroni funcționează în același timp trimițând impulsuri către N2 (Figura 10c, e), iar suma intrărilor generează în N2 un PA = 1,8 V.

În toate situațiile, semnalele generate în butoanele terminale ale primului strat sunt ponderate în interiorul neuronului N2, iar suma lor ponderată este comparată cu pragul N2 (de 3,7 V) pentru a declanșa PA. În toate situațiile prezentate în imaginile din Figura 10 și Tabelul 2, activarea lui N2 este semnalizată prin LED-ul său roșu, iar un semnal este eliberat către N3, sub forma unui flux de radiații infraroșii de la emițătorul cu diodă IR.

N3 este activat (PA-ul său este de 1,78 V, generat așa cum se ilustrează în Figura 12) după ce receptorul său IR este stimulat de radiația IR transmisă de N2 și apoi răspunde printr-un semnal în domeniul vizibil (LED-ul roșu de răspuns emite lumină), ceea ce reprezintă răspunsul rețelei neuronale artificiale (ANN). În plus, este capabil să transmită semnale IR către receptorul IR al memoriei electronice.

În Figura 11 prezentăm semnalul de 3,7 V generat de la unul dintre butoanele terminale ale neuronilor N1,i vizualizat pe osciloscopul MDS120MPro. Pe axa verticală OY se pot vedea valorile potențialului (1,9 V/div.), în timp ce pe axa orizontală OX se poate vedea durata de timp (500 ms/div.).

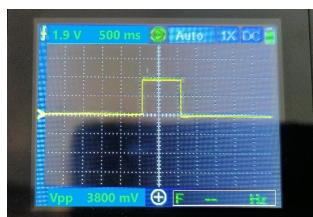


Fig 11. Semnalul de intrare de la oricare dintre butoanele terminale ale neuronilor N1,i vizualizat pe osciloscopul MDS120MPro prezintă o formă dreptunghiulară (creșterea rapidă de la 0 V la 3,7 V, valoarea constantă de 3,7 V și scăderea rapidă de la 3,7 V la 0).



Fig 12. Potențialul de acțiune are o pantă ascendentă de la 0 V la aprox. 0,8 V simulând depolarizarea membranei neuronale, apoi o creștere (vârful de până la aprox. 1,8 V), o pantă descendentă până la 0 V simulând repolarizarea membranei neuronale, apoi o pantă descendentă sub 0 V către -1,5 V, care a fost menită să corespundă hiperpolarizării, ce este urmată de o revenire la 0 V (valoarea potențialului în starea de repaus).

În Figura 12 se poate vedea imaginea pe osciloscop a potențialului de acțiune simulat în neuronul electronic N2. Valorile potențialului și duratei sunt doar simulări ale valorilor din neuronul biologic real. Potențialul de repaus a fost ajustat la zero, depolarizarea membranei a avut o variație de la zero la aprox. 0,8 V, urmată de o creștere

mai rapidă de la 0,9 la 1,8 V și înapoi (spike-ul neuronal). Scăderea de la 0,8 V la 0 V continuă cu faza finală simulând hiperpolarizarea până la -1,5 V.

II.5. Abordarea matematică

Încercând să propunem o abordare matematică a neuronului artificial monostabil construit (N2), am considerat mai întâi faptul că acesta este un sistem neliniar excitabil cu prag și saturație. Modelul ilustrează faptul că suma semnalelor de intrare este diferită de suma ponderată care activează efectiv neuronul N2. Neuronul electronic N2 proiectat este caracterizat printr-o linie de bază (potențialul de repaus) ajustată la 0V, o regiune analogică sub-prag (corespunzătoare potențialului local) și un prag de 3,7 V unde se „declanșează” (LED ul emite lumină).

Variabilele propuse sunt:

x_i = tensiuni de intrare;

$S = \sum_i w_i x_i$ = sumă ponderată;

w_i = ponderi (factori de scalare din rețeaua de rezistențe);

V_{out} = tensiune de ieșire.

Tabelul 3 Sumarul rezultatelor experimentale

Intrare	0 V Fig. 9a	2,6 V Fig. 9b,c	3,7 V Fig. 10a,b	3,1+3,1 V Fig. 10c	4,1 V Fig. 10d	4,1+4,1 V Fig. 10e	4,7 V Fig. 10f
Ieșire	0,0 V	0,1 V	1,8 V	1,8 V	1,8 V	1,8 V	1,8 V

Dacă $S = \sum_i w_i x_i$ atunci din Figura 9 b, c rezultă că se obține un câștig de semnal, și anume $\alpha \approx 0,1/2,6 \approx 0,038$.

Pragul de activare al lui N2 este $\theta_2 \approx 3,7$ V, iar saturația este $V_{sat} = PA = 1,8$ V.

Deci, circuitul se comportă astfel:

$$V_{out} = V_{repaus} + f(S), \text{ unde } V_{repaus} = 0,0 \text{ V} \quad (4).$$

Pe baza comportamentului circuitului, descrierea matematică arată că:

$$V_{out}(S) = \alpha S, \text{ pentru } S < \theta_2 \text{ cu } \alpha \approx 0,038 \quad (5),$$

sau

$$V_{out}(S) = 1,8 \text{ V}, \text{ pentru } S \geq \theta_2, \quad (6).$$

Exemplul ilustrează aplicarea acestui calcul la potențialul local, care poate fi observat în Figura 9b, c, deci $0,1 = 0,038S$, astfel încât $S = 0,1/0,038 = 2,63$, ceea ce este diferit de 2,6 V (semnalul total aplicat la intrare), ceea ce evidențiază o sinapsă excitatorie.

Abordarea matematică ar putea fi dezvoltată împreună cu proprietățile rețelelor neuronale artificiale optoelectronice (ANN).

II. 6. Comunicarea interneuronală optică prin unde electromagnetice în IR

Una dintre provocările de la construirea modelului optoelectronic al rețelei neuronale artificiale (ANN) a fost de a face posibilă transmiterea potențialului de acțiune (PA) fără o conexiune electrică fizică între neuronii electronici, artificiali, știind că și transmiterea potențialului de acțiune (impulsul neuronal) între neuronii biologici se face fără o conexiune fizică directă (în sinapsele chimice circulă molecule neurotransmițătoare iar la sinapsele electrice impulsul neuronal este sub formă de fluxuri de ioni).

Prin urmare, am optat pentru comunicarea prin unde electromagnetice infraroșii, utilizând un emițător cu diodă IR conectat la ieșirea primului neuron artificial monostabil și un receptor IR TSOP 1738 conectat la intrarea celui de-al doilea neuron artificial. În plus, semnalele IR conectează și rețeaua neuronală artificială (ANN) la memoria artificială conexă, folosind transmisia LED în infraroșu între N3 și memorie (Figurile 13, 14).

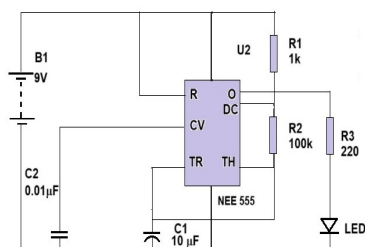


Fig 13. Schema electronică a emițătorului IR (după Mokhtari, A. 2022).

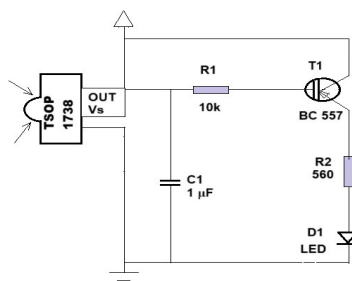


Fig 14. Schema electronică a receptorului IR conectat la intrarea neuronului artificial al receptorului (N3) (după Bittner, K.C. și colab., 2017).

Transmisia optică este utilizată pentru: (i) eliminarea interferențelor electrice; (ii) simularea fantei sinaptice biologice prin folosirea unui mediu optic; (iii) furnizarea unui sistem modular, fără contact direct între componente. Un LED IR este conectat la ieșirea monostabilului emițător (N3) (Costache, M., Creanga, D., 2024).

Un fototranzistor IR este plasat la intrarea pe baza tranzistorului monostabil al receptorului pentru a detecta semnalul electromagnetic filtrat, de intensitate optimă.

Această transmisie asigură sincronizarea temporală și activarea pragului, similar sinapselor reale. Pentru a direcționa fasciculul IR doar către neuronul receptor, au fost adăugate două ecranaje electronice, conectate la masă, pe dioda emițătoare, lăsând doar o

fantă îngustă (0,5 mm). Circuitul integrat (NEE 555) prezentat în Figura 13 este utilizat ca un multivibrator astabil (cu un receptor IR TSOP 1738 generator de unde pătrate cu frecvența de 38 KHz), conectat la un LED în IR fie prin bobina secundară a unui transformator, fie prin contactele normale deschise ale unui releu, care este conectat la ieșirea neuronului emițător și care este activat doar atunci când este generat un potențial de acțiune (PA). Când este generat un potențial de acțiune (PA), releul conectat la ieșirea TR2 (V_{out} în Figura 7) este pornit, alimentând prin contactele sale un emițător IR care va genera un tren de impulsuri rectangulare cu o frecvență de 38 KHz prin dioda LED IR.

II.6.1. Funcționarea memoriei

Am construit o memorie artificială, cu caracteristică de memorie binară pe 8 biți, folosind circuite integrate CDB 493 (Zhang, Y. și colab., 2022) și a fost conectată la neuronul artificial N3 (care generează semnalul de ieșire din rețeaua ANN), permițând numărarea semnalelor de ieșire ale ANN și stocarea rezultatului numărătorii (Figura 15).

Pe scurt, un impuls de intrare IR primit de la N3 activează intrarea bistabilului și îl setează astfel încât ieșirile CDB 493 să fie conectate la o magistrală sau la un sistem de afișare LED. Un semnal specific resetează memoria înainte de un nou ciclu.

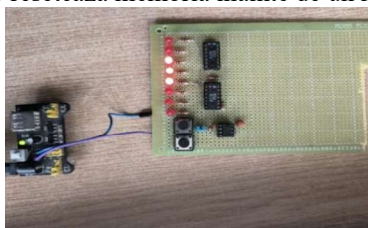


Figura 15. Memoria artificială asociată rețelei neuronale artificiale (ANN).

Această memorie permite stocarea unui cod binar corespunzător unei stări specifice de activare a rețelei. Scopul acestei arhitecturi este de a simula unele mecanisme de bază de transmitere și stocare a informațiilor, utilizând doar componente hardware simple. Deși sistemul este simplist în comparație cu procesoarele neuronale moderne, acesta ilustrează comportamente fundamentale precum propagarea semnalului, asocierea și activarea (Costache, M., Creanga, D., 2026).

II.7. Limitări și îmbunătățiri viitoare

Limitările ANN optoelectronice trebuie de asemenea menționate. Viteza relativ redusă se datorează componentelor analogice realizate în cadrul acestui studiu și întârzierilor optice. Problema de scalabilitate se datorează faptului că o creștere a numărului de neuroni necesită spațiu și putere suplimentare.

Sensibilitatea relativ limitată poate fi cauzată de interferența cu radiațiile ambientale, care pot afecta precizia funcționării sinapselor cu radiații.

Printre posibilele îmbunătățiri se numără adăugarea de circuite de condiționare a semnalului pentru impulsuri mai clare, utilizarea modulației de frecvență pentru semnale IR complexe și integrarea componentelor într-un circuit hibrid miniaturizat. De asemenea, ar putea fi luată în considerare simularea însumării temporale a semnalelor. Modernizarea electronicii ANN ar putea permite ilustrarea mai multor situații în care apar potențiale locale diverse. Întregul dispozitiv ar putea fi dezvoltat pentru a funcționa într-un interval de valori ale potențialului în mV apropiate de valorile caracteristice neuronului biologic.

II.8. Concluzii

Dispozitivul optoelectronic proiectat și asamblat imită o rețea neuronală artificială (ANN) minimală cu trei straturi neuronale, caracteristice neuronului biologic pragul de activare, legea totul-sau-nimic, funcționarea unei sinapse excitatorii, sumarea spațială, precum și diferența dintre potențialul de acțiune și potențialul local.

Potențialul de acțiune obținut prezintă o structură asemănătoare cu cel din neuronii biologici.

De asemenea, memoria electronică asigură stocarea istoricului funcționării ANN. Transmisia sinaptică este ilustrată atât prin semnale electrice, cât și prin fasciculul de radiații infraroșii. Studenții pot înțelege, de asemenea, utilitatea circuitelor electronice relativ simple în simularea funcțiilor celulelor biologice.

Dispozitivul poate fi perfecționat astfel încât potențialul de acțiune generat electronic să aibă parametri cât mai apropiați de cei caracteristici potențialului de acțiune din neuronii biologici.

III. EFECTELE STIMULĂRII TRANSAURICULARE A NERVULUI VAG ASUPRA UNDELOR CEREBRALE

1. Realizarea practică a unui dispozitiv electronic generator de impulsuri și trenuri de impulsuri cu frecvență variabilă în intervalul 2 - 50 Hz pentru stimularea transauriculară a nervului vag (taVNS) în vederea îmbunătățirii unor parametri cognitivi, indicele de atenție și indicele de meditație (relaxare).

2. Asamblarea unui sistem de captare a semnalului electroencefalografic.

3. Aplicarea unei metode de estimare a intensității undelor cerebrale și a celor doi indici cognitivi în diverse situații de aplicare a taVNS.

III. 1. Introducere

Deoarece toate organele corpului sunt coordonate de rețelele neuronale care funcționează practic pe bază de impulsuri electrice (impulsuri nervoase), stimularea electrică externă poate fi aplicată pentru reglarea diverselor condiții fiziologice sau cu scopuri terapeutice în stări patologice prin influențarea căilor neuronale, promovarea activității celulare și îmbunătățirea diferitelor funcții. În fizica medicală, stimulii electrici sunt utilizați în diverse scopuri terapeutice, cum ar fi: reabilitarea musculară, gestionarea

durerii și vindecarea rănilor, precum și pentru aplicații în diagnosticarea activităților electrice a creierului și ochilor. Stimularea Electrică Transcutanată a Nervilor (TENS) și curenții interferențiali pot ajuta la gestionarea durerii prin interferența cu semnalele neuronale legate de durere. Un loc important în cadrul acestor terapii îl ocupă Stimularea Electrică Transcutanată a Nervului Vag. Nervul vag, componenta principală a sistemului nervos parasimpatic și cea de-a zecea pereche de nervi cranieni, transmite semnale între creier, inimă și sistemul digestiv, făcându-l unul din cei mai importanți nervi din corp, totodată fiind și cel mai lung. El controlează funcții importante și specifice ale corpului, cum ar fi activitatea sistemului imunitar, pulsul și tensiunea inimii, vorbirea, senzația de gust, starea de spirit, activitatea digestivă, toate acestea în mod involuntar, adică fără a avea posibilitatea de a le controla în mod conștient. El ajută corpul să facă tranziția de la starea de stres la cea de relaxare, reducând pulsul și tensiunea inimii la valori normale și menținerea homeostaziei (echilibrului). Tot el reglează răspunsul corpului la diferite stări emoționale.

Există două mari părți ale sistemului nervos autonom, sistemul nervos parasimpatic, care conține aprox. 75 % fibre ale nervului vag și controlează funcții de relaxare și digestive, fiind sistem nervos inhibitor, și sistemul nervos simpatic, care este opusul celui parasimpatic și controlează reacțiile de fugă sau luptă ale corpului în situații limită, fiind sistem nervos de excitație. Nervul vag își are originea în trunchiul cerebral și se extinde prin gât și torace până în abdomen, fiind un nerv mixt (conține atât fibre senzoriale aferente prin care se transmit semnale de la diferite organe la trunchiul cerebral, cât și fibre motorii eferente, care transmit semnale în sens invers). Există mai multe studii care arată că odată cu creșterea vârstei, activitatea nervului vag scade, aceasta conducând la diferite probleme de sănătate. Într-un articol publicat în www.nature.com secțiunea Scientific reports, Yeh et al., (2022) au arătat că sensibilitatea baroreflexă cardiovagală și indicele variabilității ritmului cardiac (HRV) scad semnificativ cu vârsta, mai ales după vârsta de 50 de ani. De asemenea, indicele HRV care este marker-ul principal al tonusului vagal (activitatea nervului vag) a arătat o scădere de aprox. 3,6 ms/deceniu în paralel cu creșterea dominanței simpatice (Gianlorenço, A.C. și colab., 2024). Conform unor studii (Monferrer-Marín, J. și colab., 2026), îmbătrânirea este asociată cu o disautonomie a nervului vag, respectiv scăderea reactivității parasimpatice și creșterea tonusului simpatic bazal, ceea ce înseamnă că scade nu numai amplitudinea vagală, ci și capacitatea de reglare. În mai multe studii care evaluează calitatea somnului la vârstnici, Chen et al., 2021 au demonstrat că persoanele în vârstă prezintă un HRV semnificativ mai mic în timpul somnului NREM. Pe lângă modificări funcționale, nervul vag prezintă și modificări structurale odată cu vârsta, respectiv o scădere a ariei axonilor mielinizați (Trifilio, E. și colab., 2023). În consecință, există foarte multe motive pentru a încerca refacerea tonusului vagal, acest lucru având potențialul de a îmbunătăți funcționarea mai multor organe, precum și creșterea calității vieții. **Stimularea transcutanată a terminațiilor auriculare ale nervului vag** (taVNS-trans auricular vagus nerve

stimulation) este o tehnică de neuromodulare **non-invazivă** care aplică impulsuri electrice în regiunea lobului urechii înervată de ramura auriculară a nervului vag (ABVN). Unul dintre domeniile de interes în acest domeniu este utilizarea taVNS pentru tratamentul epilepsiei rezistente la medicamente. Într-un studiu clinic randomizat, dublu-orb, realizat de Bauer, S. și colab. în 2016, studiul a demonstrat, printre altele, faptul că stimularea non-invazivă poate atinge rezultate terapeutice atribuite anterior numai dispozitivelor VNS implantate. Într-un alt studiu, s-au examinat efectele taVNS asupra controlului executiv (Jongkees, B.J. și colab., 2018). Într-o sarcină de selecție secvențială a acțiunilor, taVNS a îmbunătățit abilitatea participanților de a selecta răspunsurile adecvate și de a renunța la cele irelevante. Aceasta demonstrează că taVNS poate stimula aspecte ale controlului cognitiv, în special pe cele care implică concentrare, luarea deciziilor și rezolvarea conflictelor. În plus, deoarece se constată că, în prezent, tulburările depresive sunt mai frecvente decât înainte, unii cercetători (Bernhard, F.P. și colab., 2025) au studiat cum poate fi optimizată taVNS pentru tratamentul tulburării depresive majore folosind conectivitatea funcțională bazată pe fNIRS (spectroscopie funcțională în infraroșu apropiat, care detectează modificările de oxigenare a sângelui în cortex prin hemoglobina oxigenată). Frank et al. (2023) au examinat posibile aplicații adjuvante ale taVNS în cancer și boli cardiovasculare, având în vedere căile vagale antiinflamatorii, care pot modula microambientul tumoral și dezechilibrul sistemului nervos autonom cardiac.

III. 2. Dispozitivul de stimulare electronică transauriculară

Schema bloc a sistemului de stimulare și măsurare este compusă din generatorul de semnale, un encefalograf wireless și computerul aferent (Figura 1).

Am construit un generator de semnal (Figura 2 a, b) cu frecvență variabilă și ciclu de lucru variabil, folosind un microcontroler programabil STM32, care a fost programat în limbajul C/C++, ce generează impulsuri electrice cu durată variabilă (ciclu de lucru variabil) și frecvență variabilă (2 Hz - 50 Hz) la ieșirile PA0 și PA9 (Figura 3).

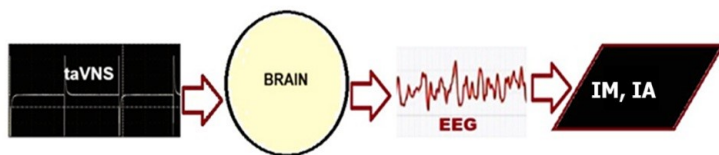


Fig1. Principiul experimentului de stimulare transauriculară, transmisia și procesarea semnalelor (IM- Indicele Meditației, IA-Indicele Atenției).



Fig 2 a) Generatorul de semnal cu clipsuri auriculare.

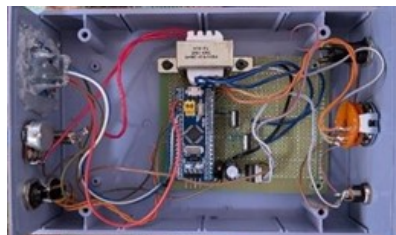


Fig 2 b) Generatorul asamblat.

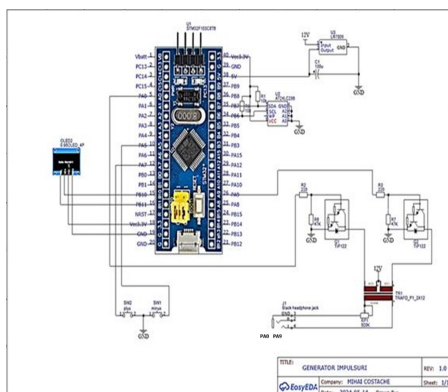


Fig3. Schema electronică a generatorului de semnale dreptunghiulare cu frecvență variabilă (2-50 Hz), pentru stimularea transauriculară a nervului vag.

Cele două semnale de la ieșirile PA0 (pin 5) și PA9 (pin 26) sunt aplicate la cele două baze ale celor două tranzistoare Darlington TIP 122, câte unul pe rând (Figura 3).

În majoritatea cazurilor, impulsurile dispozitivelor de stimulare a nervului vag sunt monofazice, iar forma lor este dreptunghiulară. Pentru a obține o formă apropiată de cea a semnalelor electrice din organismul viu, a impulsurilor neuronale, am folosit un transformator cu priză mediană la bobina primară, conectată la cele două ieșiri defazate cu 90 de grade ale microcontrolerului STM32 și având bobina secundară conectată la cele două clipsuri atașate la tragus-urile urechilor. Datorită efectului de histerezis magnetic manifestat în urma trecerii curentului prin bobină, se obține în secundarul transformatorului un impuls foarte asemănător cu forma potențialului de acțiune (după frontul abrupt de creștere al PA până la maxim urmat de frontul de scădere la 0 V, impulsul continuă să scadă sub pragul de 0 V datorită efectului de histerezis magnetic,

ceea ce corespunde perioadei refractare a PA, după care revine asimptotic la 0 V – starea de repaus.) Folosirea acestui transformator pentru a obține o formă de undă apropiată de cea biologic constituie un element de originalitate.

Dispozitivul a fost alimentat de la o baterie de 9V reîncărcabilă iar nu de la rețeaua de 220 V pentru eliminarea oricărui risc de electrocutare sau disconfort, întrucât tensiunea de 9V nu ne poate afecta în niciun fel. Am proiectat aparatul astfel încât să producă impulsuri cu frecvență reglabilă cu ajutorul a două comutatoare Up și Down (de la 2Hz până la 50Hz, din Hz în Hz), acest reglaj fiind util în personalizarea tratamentelor cu taVNS. Durata unui impuls individual, conform majorității studiilor de specialitate precum și a studiilor realizate direct pe nervul vag în corp este de 200 μ S (Matsuoka, M. și colab., 2025), dar și aceasta poate fi schimbată prin modificarea software-ului inscripționat în microcontrolerul STM32. De asemenea, intensitatea impulsurilor electrice aplicate în zona tragus-urilor este și ea reglabilă tot prin intermediul a două push-switch Up și Down, pentru a putea realiza un reglaj fin al intensității acestora (10% - 100%).

În Figura 4 putem vedea imaginea obținută pe osciloscop cu impulsurile finale aplicate pe tragusul urechilor (locuri unde nervul vag este cel mai aproape de piele). Acestea au polaritate opusă (bifazică), pentru a induce efecte maxime asupra nervului vag, conform numeroaselor teste efectuate.

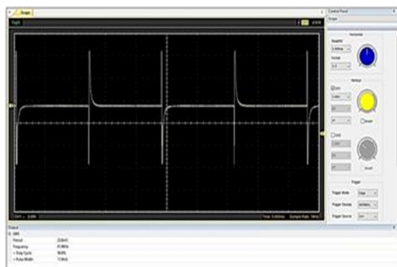


Fig 4. Forma impulsurilor electrice de ieșire.

Vizualizarea pe osciloscop arată că forma impulsurilor este destul de apropiată de impulsurile generate de neuroni, adică de potențialele de acțiune (Figura 7, Cap. II.) în ceea ce privește perioada refractară, datorită efectului de histerzis al câmpului magnetic al bobinei secundare a transformatorului final.

III.3. Măsurătorile

Pentru a măsura efectele impulsurilor electrice transdermice asupra nervului vag și asupra activității cerebrale, a fost utilizat un encefalograf electronic cu un singur canal „NeuroSkyMindwave” care folosește un singur electrod uscat pentru a capta semnalul EEG brut din activitatea electrică a creierului cu frecvență de 512 date/sec

(https://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=mindwave_user_guide_en.pdf)



Fig5. Encefalograful Neurosky și clema albă care trebuie conectată la lobul urechii stângi; dreapta – receptorul USB RF Bluetooth conectat la laptop

Acest sistem (Figura 5) este capabil să transmită în timp real undele cerebrale (alfa, beta, gama, delta și teta) către software-ul computerului prin protocolul Bluetooth. Encefalograful (Figura 5) este realizat de NeuroSky în SUA și nu folosește fire, ci doar circuitul integrat specializat fixat pe frunte și o clemă de conexiune la lobul urechii stângi, pentru a primi, amplifica și transmite undele cerebrale către receptorul USB RF (Figura 6).

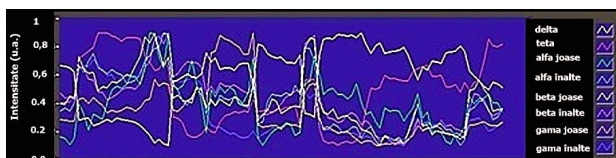


Fig 6. Undele cerebrale vizualizate cu sistemul creier-computer asamblat.

Aplicarea taVNS poate influența semnalele electroencefalografice (EEG) căci modulează activitatea cerebrală prin creșterea oscilațiilor de joasă frecvență, modificarea potențialelor legate de evenimente (care sunt declanșate direct de evenimente senzoriale, cognitive sau motorii specifice) și prin îmbunătățirea conectivității în rețele neuronale, acționând adesea ca un instrument neinvaziv pentru a induce modificări neuroplastice (Lee, Y.S. și colab., 2024).

NeuroSky calculează doi parametri ai stării cognitive, Indicele de Meditație (IM) și Indicele de Atenție (IA) folosind propriul său algoritm eSense, care procesează datele privind undele cerebrale de la senzorul EEG prin amplificarea semnalului brut, filtrarea zgomotului și concentrare pe frecvența undelor alfa și beta, deoarece acestea sunt asociate

cu starea de calm, relaxare și atenție conștientă. O valoare mai mare a Indicelui de Meditație indică o relaxare și calm mai mari. Indicele de Atenție, bazat în principal pe procesarea undelor alfa și beta, este asociat cu relaxarea sau starea de veghe.

În ambele cazuri, aceste semnale sunt procesate pentru a furniza o valoare a IM și IA pe o scară relativă de la 0 la 100 (Tabakcioğlu, M. și colab., 2016). Păstrăm denumirea de Indice de Meditație, IM, deși în vorbirea noastră mai adecvat ar fi Indicele de relaxare care este în complementaritate cu IA – Indicele de Atenție ce se referă la concentrarea mentală. Acești doi indici sunt valori calculate printr-un algoritm proprietar inscripționat în interiorul circuitului integrat ThinkGear. Deși nu au publicat formula exactă, în conformitate cu articolul oficial descris în https://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=mindwave_user_guide_en.pdf, se știe că Indicele de Atenție este corelat cel mai puternic cu undele beta (starea de concentrare) și invers proporțional cu undele delta / teta, caracteristice pentru starea de somnolență, în timp ce Indicele de Meditație este corelat direct cu undele alfa și teta (stări de relaxare, calm) și invers proporțional cu beta înalte, corespunzătoare stării de stres sau efort mental. În conformitate cu ghidul utilizatorului, fiecare index are o valoare cuprinsă între 0 și 100 de u.a., cu 40...60 valori de bază, sub 40 – valori fără semnificație, iar peste 60 – valori înalte sau semnificative. Lee, Y.S. și colab. (2024) au folosit NeuroSky pentru a măsura meditația/atenția și descriu folosirea benzilor EEG, în special beta și alfa, în contextul măsurării educaționale. În 2016, Tabakcioğlu, M. și colab. au conceput un proiect de cercetare similar folosind senzorii NeuroSky, s-au concentrat pe înregistrarea nivelurilor de atenție și meditație în timp ce studenții învață: s-a demonstrat o corelație bună între datele de atenție NeuroSky și testul standard de atenție neuropsihologic. Validitatea adecvării sistemului de înregistrare și analiză utilizat (Rieiro, H. și colab., 2019) este susținută de diverse referințe bibliografice, dintre care menționăm câteva. Sabio et al., (2024) au demonstrat că al doilea cel mai utilizat dispozitiv EEG pentru cercetare este NeuroSkyMindWave, în timp ce Johnstone et al. (2012) au constatat o diferență foarte mică în calitatea semnalului între un NeuroSkyMindWave și un Nuamps Neuroscan, implicând validitatea sa ca sistem de captare și analiză.

III.4. Rezultatele măsurării undelor cerebrale

Prezentăm rezultatele mai multor tipuri de experimente efectuate cu dispozitivul taVNS descris mai sus, cu afișare grafică pe ecranul computerului și valori numerice. Forma și frecvența impulsurilor au fost întotdeauna aceleași, iar intensitatea stimulării a fost ajustată la nivelul pragului perceptiv. În toate tabelele prezentăm valorile medii ale trei măsurători repetate în condiții bine definite - un mediu experimental luminos și liniștit, asigurând un confort ridicat. Punctul de referință pentru măsurători a fost starea activă normală, fără un focus specific de activitate, doar ascultând fundalul muzical furnizat de softul sistemului de captare a EEG.



Fig7. Undele cerebrale înainte de taVNS, modelate cu software-ul „MindSet”. Frecvența și intensitatea acestor unde sunt reprezentate în graficul cu bare din imagine.

Astfel, înainte de aplicarea taVNS (stimularea nervului vag auricular transcutanat) și înainte de orice activități diurne (cum ar fi consumul de cafea, mâncatul, activitatea profesională etc.), Indicele de Atenție (IA), care reflectă undele cerebrale legate de ascultarea muzicii de fundal, era în jur de 34, așa cum se observă în colțul din dreapta jos al imaginii din Figura 7. Figura 7 prezintă graficele și valorile furnizate de softul MindSet livrat de producătorul NeuroSky (USA) prin algoritmi de calcul proprietary. În Tabelul 1 avem valorile intensităților undelor cerebrale, inclusiv Indicele de Meditație (IM) și Indicele de Atenție (IA). Clasificarea domeniului de frecvențe ale undelor cerebrale în toate tabelele este preluată din software-ul Neurosky Mindwave, din secțiunea „help”https://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=mindwave_user_gui_de_en.pdf

Tabelul 1. Intensitatea undelor cerebrale în lipsa stimulării taVNS

Stimulare	Undele cerebrale	Delta	Teta	Alfa joase	Alfa înalte	Beta joase
Nu	Frecvență (Hz)	0,5-4	4-8	8-10	10-12	12-18
	Amplitudine (a.u.)	45	28	28	35	28
	Undele cerebrale	Beta înalte	Gama joase	Gama înalte	Indicele de Meditație	Indicele de Atenție
	Frecvență (Hz)	18-30	30-50	50-70		
	Amplitudine (a.u.)	18	20	20		

Indicele de Meditație a fost în medie de aproximativ 91, în timp ce indicele de atenție a fost egal cu 34 pe o scară de la 1 la 100. Software-ul BrainWave Visualizer (inclus în kitul EEC) folosește un fundal muzical pentru a înregistra activitatea cerebrală.

Acesta oferă o reprezentare grafică a undelor cerebrale în stânga și o diagramă a spectrului de putere a undelor cerebrale în dreapta, în timp ce cele două valori IA și IM - una pentru atenție, cealaltă pentru relaxare - sunt prezentate pe scale circulare.

Calculul Indicelui de Atenție (IA) se face după un algoritm bazat pe transformata Fourier, modificat pentru undele EEG, luând în considerare în principal raportul dintre intensitatea undelor beta și intensitatea undelor alfa. În acest caz, cea mai mare intensitate a undelor cerebrale corespunde undelor delta – ceea ce susține ideea unei relaxări profunde a creierului, evidențiată de valoarea mare a Indicelui de Meditație, IM de 91, comparativ cu valoarea scăzută a Indicelui de Atenție, IA de 34 - asociată cu valorile mici ale intensităților undelor beta joase și înalte, gama joase și înalte. În ceea ce privește nivelul indicatorului de atenție, IA există un tabel de clasificare (Tabelul 2) menționat în (Reddy, R., 2017) și (Norasyimah, S. și colab., 2020) și, conform acestuia, valoarea indicelui IA de 34 înseamnă mai puțină atenție – puțin distras.

Tabelul 2. Valorile și semnificațiile indicatorilor de Atenție și Meditație

IA, IM	80-100	60-79	40-79	20-39	1-19
Nivel	Înalt	Ușor crescut	Neutru	Redus	Puternic redus
Indicele de atenție	Concentrare mare	Concentrare mică	Neutru	Puțin distras	Foarte distras
Indicele de Meditație	Foarte relaxat	Puțin relaxat	Neutru	Puțin tensionat	Puternic tensionat

Măsurătorile taVNS au fost efectuate în cadrul a șase experimente. Dat fiind faptul că stimularea sistemului nervos parasimpatic este legată de persoanele de vârstă a doua – a treia, studiul a fost efectuat pe un lot de persoane de 45-60 de ani (trei bărbați și două femei) care au consimțit să participe ca voluntari și nu aveau probleme de sănătate diagnosticate. Toate măsurătorile s-au efectuat într-un mediu controlat, un spațiu luminos, liniștit, în prima parte a zilei, înainte de orice altă activitate (fără ceai, cafea, mâncare) pe un fundal muzical plăcut. În timpul măsurătorilor nu s-a schimbat poziția corpului și nu au fost clipiri involuntare. Având în vedere că alura rezultatelor grafice precum și valorile estimate computațional nu au prezentat diferențe clare de la un subiect la altul, nici când experimentele s-au repetat, vom prezenta aici rezultatele obținute pe experimentatorul însuși care s-a inclus în lotul descris.

(i) Primul experiment a fost axat pe stimularea taVNS cu impulsuri de 5 Hz aplicate continuu timp de 30 de secunde. S-a constatat că Indicele de Atenție, IA, a crescut de la 34 la 82 (Figura 8, Tabelul 3) reflectând creșterea nivelului de concentrare.

Acest experiment a fost reluat în aceleași condiții în mod repetat și de fiecare dată s-au obținut aproximativ aceleași valori (variație standard mai mică de 3%), ceea ce demonstrează că efectul pozitiv asupra creșterii indicatorului de concentrare IA se datorează taVNS prin impulsuri electrice și nu unui efect aleator.



Fig 8. Indicii de Atenție și Meditație (relaxare) după stimularea taVNS cu impulsuri continue de 5 Hz timp de 30 sec.

Tabelul 3. Creșterea capacității de concentrare după stimularea taVNS cu impulsuri electrice continue timp de 30 sec

taVNS	Undele cerebrale	Delta	Teta	Alfa joase	Alfa înalte	Beta joase
Impulsuri electrice de 5 Hz timp de 30 sec	Frecvență (Hz)	0,5-4	4-8	8-10	10-12	12-18
	Amplitudine (u. a.)	26	20	18	32	20
	Undele cerebrale	Beta înalte	Gama joase	Gama înalte	Indicele de Meditație	Indicele de Atenție
	Frecvență (Hz)	18-30	30-50	50-70		
	Amplitudine (u. a.)	16	20	16	76	82

După cum putem observa în Tabelul 3, valoarea IA a crescut substanțial de la 34 la 82 (ceea ce indică o concentrare foarte ridicată), în principal datorită scăderii intensității undelor delta, undelor alfa joase și intensității undelor teta, ceea ce susține ideea că este nevoie de mai puțină relaxare pentru creșterea stării de atenție și concentrare.

(ii) Aplicarea taVNS timp de 30 de secunde cu trenuri de impulsuri de 5 Hz (pauză de 1 secundă între două impulsuri de 5 Hz), (Figura 9, Tabelul 4). Conform Figurii

9, s-a obținut un Indice de Atenție îmbunătățit, IA = 97 (foarte concentrate, ceea ce a dus la o ușoară scădere a IM de la 91 la 82 (foarte relaxat), ceea ce înseamnă că creierul a păstrat un IM potențial ridicat.



Figu 9. Rezultatele aplicării taVNS cu trenuri de 5 Hz timp de 30 sec.

Tabelul 4. Undele cerebrale după taVNS cu trenuri de 5Hz timp de 30 sec

taVNS	Undele cerebrale	Delta	Teta	Alfa joase	Alfa înalte	Beta joase
Trenuri de impulsuri de 5 Hz timp de 30 sec	Frecvență (Hz)	0,5-4	4-8	8-10	10-12	12-18
	Amplitudine (u. a.)	18	16	32	20	22
	Undele cerebrale	Beta înalte	Gama joase	Gama înalte	Indicele de Meditație	Indicele de Atenție
	Frecvență (Hz)	18-30	30-50	50-70		
	Amplitudine (u. a.)	50	64	48		

Conform Tabelului 4, IA a crescut mai mult decât în experimentul anterior (de la 82 la 97, adică tot foarte mare) posibil în principal datorită unei creșteri substanțiale a intensității undelor gama joase, gama înalte și beta înalte, care toate susțin vigilența, concentrarea și capacitatea de rezolvare a problemelor.

Intensitățile undelor delta, teta și alfa înalte au scăzut, rezultând un Indice de Meditație mai scăzut, IM de 48 (neutru). În rezumat, Figurile 10-13 ilustrează aceste rezultate.

Din Figurile 12 și 13 se poate vedea că stimularea cu trenuri de impulsuri de 5 Hz duce la creșterea intensității totale a undelor beta și gama iar din Figurile 9 și 12 se constată că taVNS conduce la scăderea intensităților sumate ale undelor alfa și respectiv delta și teta. Menționăm că frecvența de 5 Hz a stimulilor electrici este la limita dintre domeniul undelor cerebrale teta și delta.

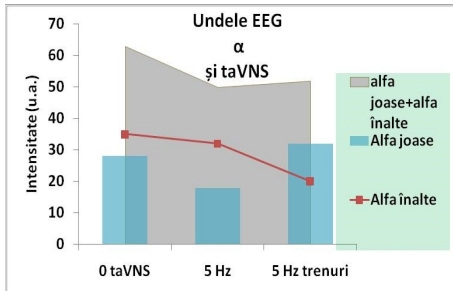


Fig 10. Influența taVNS cu stimuli de 5 Hz asupra undelor alfa.

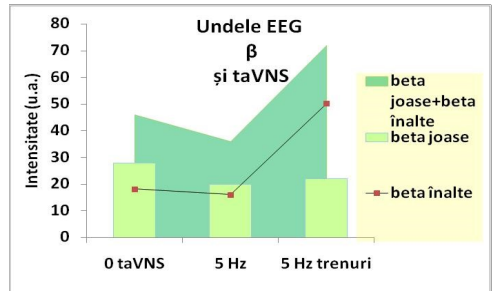


Fig 11. Influența taVNS cu stimuli de 5 Hz asupra undelor beta.

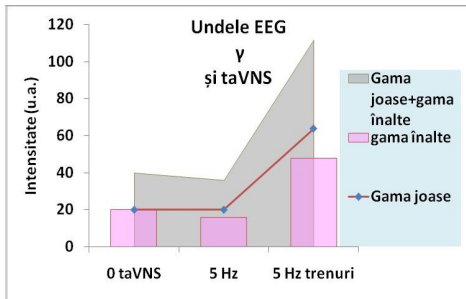


Fig 12. Influența taVNS cu stimuli de 5 Hz asupra undelor gama.

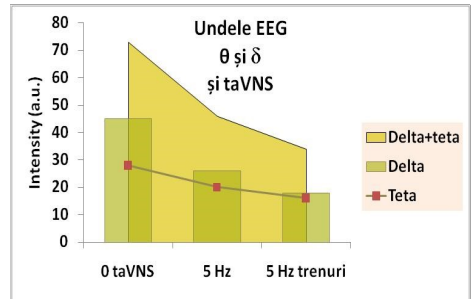


Fig13. Influența taVNS cu stimuli de 5 Hz asupra undelor delta și teta.

În Figura 15 se prezintă variația indicilor IA și IM. Indicele IM a scăzut cu circa 50% iar IA aproape s-a triplat, ceea ce recomandă metoda descrisă ca benefică pentru îmbunătățirea stării cognitive.

În Figura 16 sunt redată și intensitățile tuturor undelor cerebrale în urma aplicării taVNS. Se poate observa că cea mai semnificativă creștere a undelor gama joase și înalte, precum și a beta înalte, care sunt apropiate ca valoare cu undele gama joase se obțin în urma stimulării cu trenuri de impulsuri cu frecvența de 5 Hz.

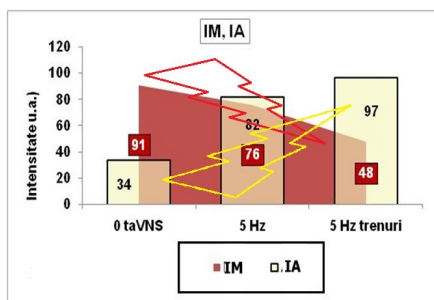


Fig15. Scăderea Indicelui de Meditație (relaxare), IM și creșterea Indicelui de Atenție (concentrare) la aplicarea celor două variante de taVNS.

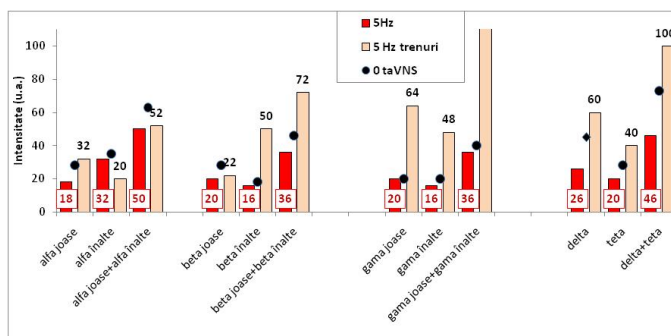


Fig 16. Efectele aplicării taVNS cu stimuli de 5 Hz asupra undelor cerebrale.

(iii) Al treilea experiment a avut ca scop evidențierea efectului taVNS aplicat pornind de la o situație diferită de punctul de referință inițial menționat. Experimentul a fost realizat după consumul de cafea cu Ganoderma (un supliment nutritiv cu efecte de relaxare, preparat ca o linguriță de pulbere de proveniență comercială la 100 ml de apă) cu 20 de minute înainte de aplicarea taVNS cu trenuri de impulsuri de 5 Hz timp de 30 sec. (Figura 17, Tabelul 5).



Fig17. Îmbunătățirea Indicelui de Atenție și a Indicelui de Meditație după consumul de cafea cu Ganoderma înainte de taVNS cu trenuri de impulsuri de 5 Hz timp de 30 de secunde.

IA a atins aceeași valoare de 97 (foarte înaltă), dar s-a măsurat un IM crescut (78), așa cum se arată în Figura 17. Interesant este că, în timp ce valoarea IA a rămas aceeași, cea a lui IM a crescut substanțial de la 48 (neutru) la 78 (ușor relaxat), aceasta fiind posibil cauzată de valorile crescute ale intensităților undelor delta, teta, alfa joase și alfa înalte, în timp ce doar intensitatea undelor beta înalte a rămas aproximativ aceeași (49 în loc de 50). Intensitatea undelor gama joase și a undelor gama înalte a scăzut, posibil pentru că nu era necesară rezolvarea unei probleme complexe (Tabelul 5) iar compușii activi din acest supliment nutritiv sunt cunoscuți pentru acțiunile lor antidepresive, anxiolitice și sedative (Hossen, S.M. și colab., 2022).

Tabelul 5. Undele cerebrale după consumul de Ganoderma și aplicare de taVNS cu stimuli sub formă de trenuri de impulsuri de 5 Hz pentru 30 sec.

taVNS	Undele cerebrale	Delta	Teta	Alfa joase	Alfa înalte	Beta joase
Trenuri de impulsuri de 5 Hz timp de 30 sec	Frecvență (Hz)	0,5-4	4-8	8-10	10-12	12-18
	Amplitudine (u. a.)	60	40	50	42	40
	Undele cerebrale	Beta înalte	Gama joase	Gama înalte	Indicele de Meditație	Indicele de Atenție
	Frecvență (Hz)	18-30	30-50	50-70		
	Amplitudine (u. a.)	49	49	24		

(iv) Efectul exercițiilor fizice. Acest experiment a avut, de asemenea, scopul de a evidenția care sunt efectele taVNS aplicată pornind de la o situație diferită de punctul de referință inițial declarat. Astfel, măsurătoarea a fost realizată după un antrenament fizic ușor de 15 minute - în lipsa oricărui alt factor stimulator sau relaxant (Figura 18, Tabelul 6).

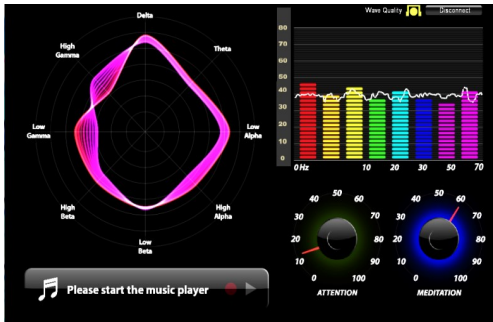


Fig18. Indicele de atenție, IA și de meditație, IM după exerciții fizice, fără taVNS.

Indicele de atenție IA a scăzut de la 97 la doar 12 (foarte mic), posibil din cauza faptului că majoritatea sângelui a fost pompat în mare parte către mușchi, în timp ce creierul a primit mai puțin.

Indicele de Meditație (IM) a scăzut mai puțin, de la 78 la 61 (încă ușor relaxat).

Tabelul 6. Intensitățile undele cerebrale după exercițiul fizic.

Stimulare	Undele cerebrale	Delta	Teta	Alfa joase	Alfa înalte	Beta joase
15min exerciții fizice	Frecvență (Hz)	0.5-4	4-8	8-10	10-12	12-18
	Amplitudine (u. a.)	45	38	44	36	40
	Undele cerebrale	Beta înalte	Gama joase	Gama înalte	Indicele de Meditație	Indicele de Atenție
	Frecvență (Hz)	18-30	30-50	50-70		
	Amplitudine (u. a.)	36	34	40	61	12

(v) Aplicarea taVNS după exercițiu fizic, cu trenuri de impulsuri de 5 Hz (Figura 19 și Tabelul 7).

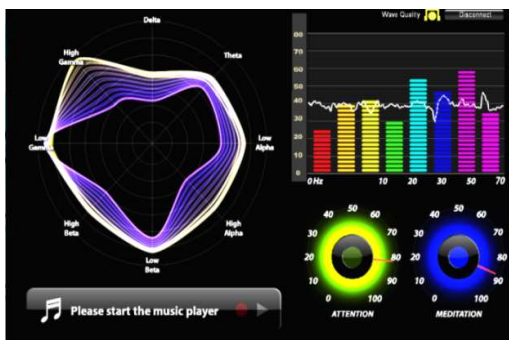


Fig 19. Indicatorii IA și IM după exercițiu fizic și taVNS timp de 5 min.

Rezultatul arată că ambii indicatori au crescut: IA a crescut de la 12 (foarte mic) la 82 (foarte înalt) și IM, de la 61 (ușor relaxat) la 88 (foarte relaxat) – datorită creșterii intensităților următoarelor unde cerebrale: beta joase, beta înalte și gama joase. Indicele de meditație, IM a crescut de asemenea, posibil datorită scăderii intensității undelor gama joase.

Tabelul 7. Intensitățile undelor cerebrale după exercițiu fizic și taVNS

Stimulare	Undele cerebrale	Delta	Teta	Alfa joase	Alfa înalte	Beta joase
15 min exercițiu fizic, 5 min taVNS cu trenuri de impulsuri de 5Hz	Frecvență (Hz)	0,5-4	4-8	8-10	10-12	12-18
	Amplitudine (u. a.)	24	38	40	30	54
	Undele cerebrale	Beta înalte	Gama joase	Gama înalte	Indicele de Meditație	Indicele de Atenție
	Frecvență (Hz)	18-30	30-50	50-70	50-70	
	Amplitudine (u. a.)	46	58	34	88	

(vi) Antrenament fizic și două stimulări de 5 minute cu taVNS (cu pauză de 5 minute) folosind trenuri de impulsuri de 5 Hz.

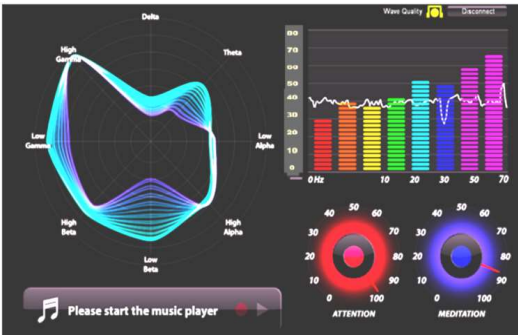


Fig 20. Indicatorii IA și IM după exerciții fizice și taVNS timp de 5 min, repetate.

În acest experiment, Indicele Atenției (IA) a crescut și mai mult, de la 82 la 98 (Figura 20), înregistrând o creștere a intensității undelor beta înalte, a undelor gama joase și a undelor gama înalte, în timp ce Indicele Meditației a rămas același – IM de 88 (Tabelul 8). Aceste valori ridicate pentru nivelurile IA (foarte concentrat) și IM (foarte relaxat) sunt cele mai ridicate obținute în timpul experimentelor descrise în acest capitol, ceea ce poate sugera beneficiul combinației acestor factori precum exercițiul fizic, administrarea de suplimente nutritive pe bază de ganoderma și stimularea nervului vag.

Tabelul 8. Intensitățile undelor creierului după exercițiul fizic și stimulări repetate cu trenuri de impulsuri de 5 Hz

Stimulare	Undele cerebrale	Delta	Teta	Alfa joase	Alfa înalte	Beta joase
	Frecvență (Hz)	0,5-4	4-8	8-10	10-12	12-18
15 min exercițiu fizic și taVNS cu trenuri de impulsuri de 5 Hz	Amplitudine (u. a.)	0,5-4	4-8	8-10	10-12	12-18
	Undele cerebrale	38	36	40	50	48
	Frecvență (Hz)	Beta înalte	Gama joase	Gama înalte	Indicele de Meditație	Indicele de Atenție
	Amplitudine (u. a.)	18-30	30-50	50-70		
	Amplitudine (u. a.)	58	66	98	88	98

În Figura 21 prezentăm un sumar al principalelor rezultate ale efectelor aplicării repetate a taVNS asupra indicelui de meditație (IM) și asupra indicelui de atenție (IA).

Efectul pozitiv principal (Figura 21) pare să fi fost obținut cu trenuri de impulsuri de 5 Hz - o creștere de trei ori a Indicelui de Atenție, concomitent cu o scădere de două ori a Indicelui de Meditație în comparație cu starea de referință.

De asemeni, efectul relaxant al extractului natural de plante a fost considerat un tratament benefic, în timp ce efortul fizic nu a putut fi asociat cu o atenție crescută la sunetele din mediu sau la meditație.

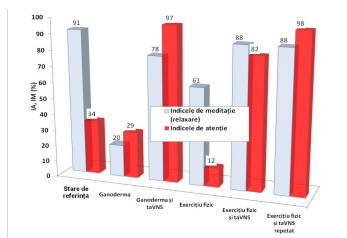


Fig 21. Efectul taVNS asupra Indicelui de Meditație și a Indicelui de Atenție.

Obiectivul prezentării efectelor stimulării nervoase non-invasive se poate considera că este atins. Ar fi de interes studierea mai aprofundată a aplicării unor astfel de variante de terapie pentru anumite cazuri patologice.

Parte din aceste rezultate au fost comunicate la International Conference of the Doctoral School at the “Gheorghe Asachi” Technical University of Iasi (TUIASI), 2024, și la conferința internațională IC-ANMBES Brașov, 2004, iar articolul *The effect of vagus nerve stimulation on the electroencephalographic signal* a fost publicat la UPB Sci. Bul. Series A, în nr. 2 / 2026.

III.5. Concluzii

Am asamblat un dispozitiv electronic pentru studiul experimental al stimulării nervului vag în mod neinvaziv cu impulsuri electrice de frecvență extrem de joasă (ELF-extremely low frequency) la limita dintre undele cerebrale teta și delta.

Am evidențiat unele beneficii ale aplicării pe durată scurtă a taVNS - stimulare electrică non-invazivă a ramurii auriculare a nervului vag (parte a sistemului nervos autonom), în special creșterea nivelului de atenție în diverse circumstanțe organizate și studiate în laborator.

Compararea rezultatelor variantelor de aplicare a taVNS a evidențiat că aplicarea unor trenuri de impulsuri de frecvență mică, 5 Hz, a reprezentat un factor de stimulare mai eficient decât impulsurile individuale de 5 Hz aplicate continuu pentru aceeași durată de timp.

Vizualizarea intensităților undelor cerebrale împreună cu indicii de atenție, IA, și indicii de meditație, IM, estimate computațional a fost posibilă datorită software-ului EEG implementat în sistemul experimental creier-computer. În următoarea etapă a cercetării vom căuta să identificăm cât mai explicit relația dintre indicii de atenție și intensitățile undelor cerebrale și vom testa stimularea cu trenuri de impulsuri de frecvență mai mare, de 25-30 Hz (în domeniul undelor cerebrale gama) pentru care avem deja rezultate preliminare interesante.

În plus, sunt planificate studii pe scară largă pentru a stabili parametrii optimi de stimulare și eficacitatea pe termen lung a acestui sistem non-invaziv ca abordare terapeutică promițătoare.

IV. STUDIUL ACTIVITĂȚII ELECTRICE A CREIERULUI PRIN APLICAREA TESTELOR DINAMICII NELINIARE LA ANALIZA SEMNALULUI EEG

1. Analiza activității electrice a creierului prin prisma teoriei sistemelor complexe, cu estimarea dimensiunii fractale (ca dimensiune de corelație) și a exponentului Lyapunov.
2. Evidențierea influenței stimulării electrice cu trenuri de unde de 5 Hz asupra semnalului EEG.
3. Studiul efectului combinat al taVNS și administrării de ganoderma – un anxiolitic ușor.

IV.1. Introducere

Așa cum s-a arătat anterior, undele electrice emise de țesutul cerebral au fost descrise ca variații ale potențialului electric cortical, cu amplitudini de ordinul microvolților (Figura 1), având frecvențe de la approx. 0,4 Hz (undele delta) până la circa 30 Hz (undele gama înalte). Ele predomină în diferite stări de activitate cerebrală, de conștiență sau somn, de concentrare sau de relaxare. Tehnicile de înregistrare electrică se bazează adesea pe o gamă spațială de electrozi de la care se preiau și se analizează semnalele considerate relevante pentru diverse scopuri medicale. S-a arătat și că sistemele cu 1–2 electrozi sunt foarte utile în analizarea activității globale a creierului mai ales a unor funcții cognitive (Gopan K,G. și colab., 2020).

Deoarece membranele neuronale au propria lor dinamică neliniară care generează și propagă potențiale de acțiune, este de așteptat ca o astfel de dinamică neliniară să genereze o comportare complexă, haotică în neuroni și rețelele neuronale. Activitatea electrică complicată din membranele neuronale, aparent imprevizibilă dar deterministă, este dată de dinamica neliniară a canalelor ionice și a potențialului electric al membranei. Spre deosebire de zgomotul aleatoriu, acest comportament cu aparență de haos provine din sisteme deterministe, ce au la bază modificările concentrației ionice, care pot fi modelate folosind ecuațiile Hodgkin-Huxley și FitzHugh-Nagumo.

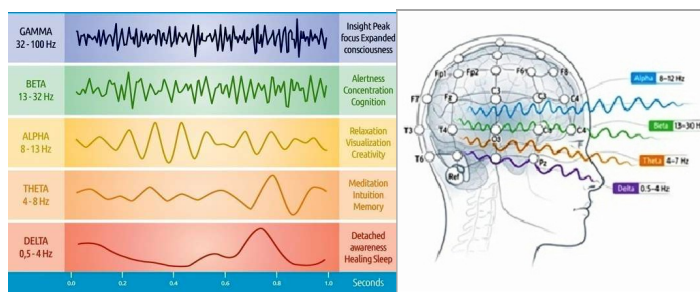


Fig1. Semnalul EEG. a) undele activității cerebrale; b) sisteme multi-canal de captare a semnalului EEG;

Semnalele EEG rezultă din activitatea rețelelor neuronale care sunt sisteme dinamice neliniare cu un comportament haotic (există 10^{11} neuroni și 10^{15} sinapse neuronale). De aceea analiza sistemului cerebral se poate axa pe evidențierea unui atractor haotic determinist asociat acestui sistem. Complexitatea atractorului poate fi caracterizată prin dimensiunea de corelație și exponentul Lyapunov care se pot calcula dintr-un semnal generat de sistem cum este semnalul EEG.

IV. 2. Bazele teoretice

Analiza sistemelor complexe, cu un număr mare de variabile dificil de măsurat în dinamica lor, a condus la abordări semicantitative bazate pe teste computaționale care au ca rezultat diverse reprezentări grafice și numerice.

Întrucât pentru astfel de sisteme complexe este dificil nu doar să se propună ecuațiile care descriu evoluția lor, ci și să se extragă serii de date suficient de mari pentru a elucida legile care guvernează comportamentul sistemului, cel mai adesea se urmărește măsurarea precisă a unei singure observabile deoarece s-a demonstrat că aceasta conține toate caracteristicile dinamicii neliniare a sistemului (Takens, F., 2006) teorema lui Takens. Determinismul ascuns care guvernează astfel de sisteme le conferă atributul de sisteme haotice, iar activitatea cerebrală ilustrată de semnalul electroencefalografic a fost unul dintre primele tipuri de serii de date analizate cu abordări prin dinamică neliniară, căutându-se diferențe între diverse condiții fiziologice și patologice (Hayashi K., 2024).

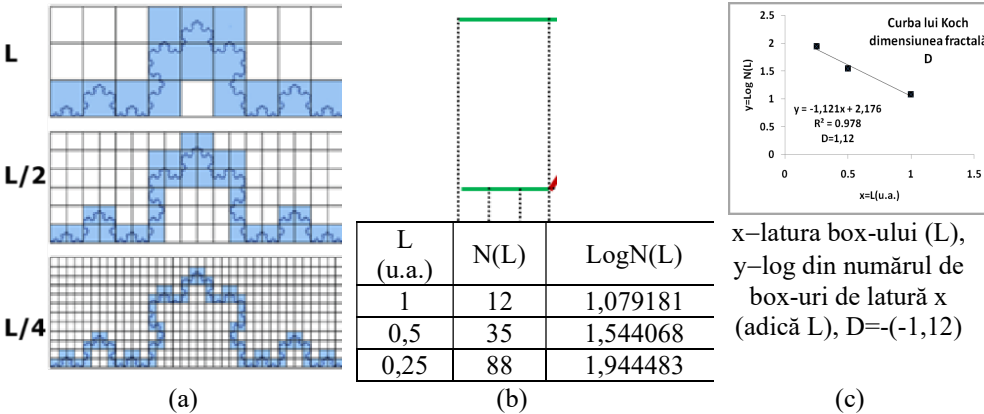
Predictibilitatea evoluției sistemelor complexe este o provocare care se încearcă a fi abordată prin estimarea corelației dintre datele dintr-o serie de măsurători efectuate la pași de timp egali folosind dimensiunea de corelație, CD sau/și sensibilitatea la condițiile inițiale folosind cel mai mare exponent Lyapunov (LE) (Rosenstein, M.T., 1993). În ambele abordări, conform algoritmilor software-ului CDA (Chaos Data Analyzer), rezultatele sunt date pentru valori succesive ale dimensiunii de încorporare (ED-embedding dimension).

Pentru a investiga regularitățile/elementele de simetrie ale structurii geometrice formate în hiperspațiul stărilor unui sistem cu un număr mare de variabile, acesta poate fi analizat cu „dimensiunea de încorporare”, (sau de scufundare) care poate lua valori întregi succesive, similar investigării unui obiect real cu obiective de microscop cu putere de mărire tot mai mare.

Astfel, în cazul dimensiunii de încorporare egale cu m , punctele din spațiul m -dimensional reprezentând stările sistemului studiat sunt considerate m -tupluri succesive de date (ceea ce, pentru un sistem bi-dimensional, ca un punct care parcurge o traiectorie într-un spațiu plan, înseamnă un cuplu de coordonate, X și Y). Pentru a identifica dimensiunea globală a sistemului m -dimensional, dimensiunea euclidiană (3 pentru obiectele cu volum, 2 pentru obiectele plane, 1 pentru obiectele monodimensionale sau 0 pentru punctul geometric) este înlocuită cu dimensiunea fractală.

Punctul de pornire a fost chiar problema evaluării dimensiunii obiectelor cu contur fragmentat, neregulat, franjurat, dintr-un spațiu bi-dimensional, pentru care dimensiunea euclidiană de 1 pare prea puțin câtă vreme conturul lor sinuos pare că tinde să acopere o zonă bidimensională marginală, limitofă (adică spre 2).

Pentru acestea se definește dimensiunea fractală ca un număr fracționar, în exemplul menționat el fiind între 1 și 2. Evaluarea acestei dimensiuni fracționare se poate face cel mai direct prin metoda box-counting care constă în analiza numărului de cutii (de pătrate) care acoperă obiectul ca funcție de mărimea laturii acestor box-uri. Exemplificarea clasică este prezentată pe curba lui Koch, o linie ondulată, ca în Figura 2.



Cel mai simplificat calcul se poate face cu pătrate de latură L , $L/2$ și $L/4$ pentru care numărul de pătrate $N(L)$ ca și logaritmiile acestora sunt dați în Figura 2. Deoarece există o creștere exponențială a lui $N(L)$ la scăderea lui L ($N(L) \approx \exp(L)$), panta dreptei obținute în coordonate $\text{Log}N(L) = \text{Log}f(L)$, cu semn inversat, este 1,12 – reprezentând dimensiunea fractală căutată, dar prin continuarea algoritmului cu un număr mai mare de pași se obține (la limită pentru o valoare L infinit de mică și deci un număr de măsurători $N(L)$ infinit de mare) valoarea D de aprox. 1,26 (Trifilio, E. și colab., 2023). Deci $N(L) = \exp(D \cdot L)$.

Curba lui Koch este un fractal regulat adică un obiect cu auto-similaritate construit geometric de von Koch în 1904. Este o figură geometrică concepută astfel încât se poate diviza în elemente geometrice mai mici care să reprezinte (identic sau aproximativ identic) o copie a figurii inițiale. Numită și fulgul de zăpadă al lui Koch, curba aceasta reprezintă o figură geometrică care se generează modificând un triunghi echilateral construit inițial ca punct de pornire prin construirea de noi triunghiuri echilaterale mai mici (cu latura cât o treime din latura triunghiului inițial) plasate pe exterior în locul treimii din mijlocul laturilor mari, inițiale (Figura 2b). Procedeu se aplică în mod repetat pe noile triunghiuri generate în etapa anterioară. La fiecare nouă iterație lungimea conturului noului obiect desenat se mărește cu patru treimi astfel că tinde la infinit pentru un număr infinit de iterații și, cu toate acestea aria este finită și bine determinată. Așadar, fractalii sunt structuri geometrice complexe, caracterizate prin auto-similaritate (repetarea unui model la scări diferite), având detalii infinite (Figura 3).

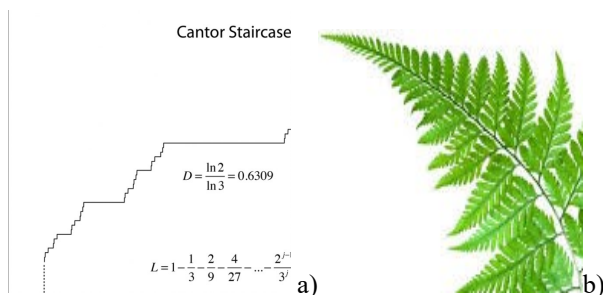


Fig3. a) Fractal construit prin iterații geometrice (regulat) - setul lui Cantor, unde prin bi-fragmentarea unui segment de dreaptă se obține un set de fragmente cu dimensiunea sub 1, respectiv 0,63; b) fractal neregulat (structură din natură) - frunza de ferigă.

Exemple cunoscute de fractali regulați (Figura 3) sunt și setul lui Cantor, covorul lui Sierpinski, fractalul lui Mandelbrot, precum și obiectele din natură care pot fi niște fractali până la un anumit nivel, precum frunzele ferigilor, norii, rețelele de râuri sau plămâinii (structurile din natură sunt auto-similare doar statistic, căci nu urmează o regulă

strictă, ci prezintă neregularități, dar păstrează tiparul la scări diferite, adică sunt fractali neregulați).

Acest mod de abordare (prin tehnica box-counting) este cunoscut ca dimensiunea Minkowski-Bouligand – în contextul în care au fost propuse și alte abordări similare. Dimensiunea Hausdorff este definiția matematică riguroasă, bazată pe metrici diferite (nu doar box-uri de dimensiune egală), în timp ce dimensiunea fractală este termenul general pentru dimensiunile fracționare, cea mai comună metodă practică de calcul fiind tocmai metoda box-counting. Măsurarea lungimii coastelor Marii Britanii reprezintă exemplul clasic (Figura 4) pentru introducerea conceptului de fractal de către Mandelbrot în 1983 căci din cauza golfurilor și neregularităților rezultatul măsurării depinde de metrică, adică de scara sau unitatea de măsură utilizată: cu cât unitatea de măsură este mai mică, cu atât lungimea totală crește, deoarece sunt luate în calcul mai multe detalii.



Fig 4. Măsurarea lungimii coastelor U.K. a) cu unitatea de 100 km; b) cu unitatea de 50 km (https://en.wikipedia.org/wiki/Coastline_paradox).

Dimensiunea fractală este aplicată și la studiul atractorului sistemelor complexe, caracterizate de dinamică neliniară. Atractorul este multitudinea de stări de echilibru spre care sistemul este atras, adică poate evolua cu pornire de la condiții inițiale puțin diferite. Pentru un pendul ideal, fără frecări (sistem liniar), există o singură astfel de poziție finală de echilibru deci atractorul său este un punct în spațiul stărilor.

Dimensiunea fractală a atractorului este o abordare cantitativă de caracterizare a complexității sistemului. O altă astfel de abordare se axează pe divergența traiectoriilor vecine, apropiate, din spațiul stărilor, măsurată prin exponentul Lyapunov. Acesta dă o estimare a sensibilității sistemului la condițiile inițiale (care poate evolua pe diverse traiectorii asemănătoare dar distincte dacă pornește din condiții inițiale foarte puțin diferite) fiind, indirect, o măsură a instabilității sistemului și, invers, a predictibilității comportării sale.

De fapt, atractorul este o submulțime specifică a spațiului fazelor spre care traiectoriile converg în timp. Se presupune că funcția de corelație, $C(r)$, este probabilitatea ca două puncte arbitrare de pe traiectoria sistemului în spațiul stărilor să fie mai apropiate unul de celălalt decât r (r fiind raza unei hipersfere ipotetice capabile să acopere atractorul), astfel încât dimensiunea de corelație, CD , este:

$$CD = \lim_{dr \rightarrow 0} \frac{d(\log C(r))}{d(\log(r))} \quad (1),$$

deoarece, în termeni mai simpli avem:

$$C(r) \sim r^{CD} \quad (2)$$

Când graficul $CD_{(ED)}$ (ED - dimensiunea de încorporare) tinde să se satureze la o anumită valoare, aceasta ar putea fi considerată dimensiunea fractală reală a sistemului. Cu toate acestea, dimensiunea de corelație ar putea fi dimensiunea fiabilă a sistemului când este estimată dintr-o serie de date de N puncte, atunci când satisface condiția lui Procaccia (Grassberger, P., Procaccia, I., 1984).

$$N \sim 10^{CD} \quad (3),$$

astfel încât pentru $N=10^4$ dimensiunea fiabilă a sistemului, CD este 4 iar pentru $N=10^3$ valoarea lui CD trebuie să fie 3. Dimensiunea de corelație dintre punctele de pe o traiectorie a sistemului, aflate la o anumită distanță în spațiul stărilor este legată și de probabilitatea de predicție a comportării sistemului studiat.

Exponentul Lyapunov (LE) măsoară dinamica sistemului prin intermediul divergenței traiectoriilor apropiate (Wolf, A., 1985). Având în vedere două traiectorii care încep cu o separare inițială foarte mică (dar finită) de δx_0 , rata la care aceste două traiectorii vor diverge exponențial în timp (Figura 5) poate fi aproximată prin:

$$\delta x(t) = \delta x_0 e^{LEt} \quad (4),$$

(sau prin logaritmare și trecând la variații infinit mici, $\log [dx(t)/dx_0] = LE.t$).

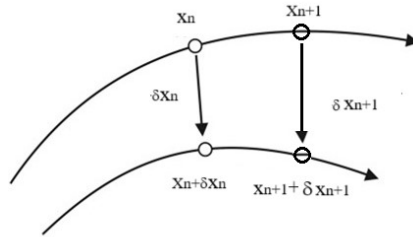


Fig 5. Divergența traiectoriilor în spațiul stărilor (cu variații finite, δ).

Astfel, pentru distanțe infinit mici (variații infinit mici, d), pentru două puncte apropiate, de pe două orbite apropiate, puncte care au coordonatele x_n și $x_n + dx_n$ la al n -lea

pas de timp, coordonatele lor la următorul pas de timp, $n+1$, vor fi x_{n+1} și respectiv $x_{n+1}+dx_{n+1}$, dacă N este numărul total de puncte, măsura divergenței traiectoriilor apropiate, la limită pentru un N care tinde spre infinit în timpul t , este LE:

$$LE = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left(\log \frac{dx_{n+1}}{dx_n} \right) \quad (4).$$

Exponenții pozitivi indică o dinamică neliniară complexă (determinism haotic sau ascuns), spre deosebire de valorile negative care corespund unui sistem atras de un punct fix sau care evoluează pe o orbită periodică stabilă (sisteme liniare).

Teoretic, pentru fiecare observabilă a sistemului se poate aplica aceeași abordare obținându-se un spectru de exponenți Lyapunov iar cel mai mare dintre aceștia (LLE - largest Lyapunov exponent) se ia în considerație pentru discutarea dinamicii sistemului. În cazul de față (ca și în numeroase cazuri pentru sistemele biologice, complicat de analizat), avem o singură observabilă, de exemplu, pentru EEG, potențialul electric măsurat de electroencefalograf cu un singur canal de înregistrare, astfel că nu putem avea decât un singur exponent Lyapunov prin care să analizăm sensibilitatea sistemului la condițiile inițiale.

Pachetul software CDA, conceput inițial ca instrument de predare și învățare, a fost utilizat pentru a obține o înțelegere primară a dinamicii neliniare care stă la baza datelor EEG studiate, cu calculul dimensiunii de corelație bazat pe algoritmul Grassberger și Procaccia și cel mai mare exponent Lyapunov calculat cu algoritmul Wolf.

IV.3. Măsurătorile

S-au înregistrat semnalele EEG cu sistemul uni-canal prezentat anterior în următoarele condiții:

- a) starea de referință, de calm și atenție moderată fără un focus specific de activitate;
- b) după aplicarea taVNS cu trenuri de impulsuri de 5 Hz;
- c) după administrarea de ganoderma, ca și în capitoul anterior;
- d) după administrarea de ganoderma și aplicarea de stimuli taVNS cu trenuri de impulsuri de 5 Hz.

Semnalul EEG brut a fost înregistrat cu 512 date/sec cu electrodul uscat fixat pe frunte și conectat la lobul urechii stângi, semnal care a fost filtrat, amplificat și transmis către receptorul USB RF prin protocol Bluetooth specializat.

IV. 4. Analiza semnalului EEG cu dimensiunea de corelație și exponent Lyapunov

Printre studiile care au raportat analize de succes ale sistemelor biologice cu ajutorul teoriei sistemelor complexe, menționăm cele axate pe comportamentul haotic din

căile respiratorii pulmonare (Postolache, P., 2016), tendințele de complexitate în creșterea perinatală (Delsanto, P.P. și colab., 20d9), fractalii în modificările membranei în țesuturile normale și patologice (Ștefănescu, T. și colab., 2010).

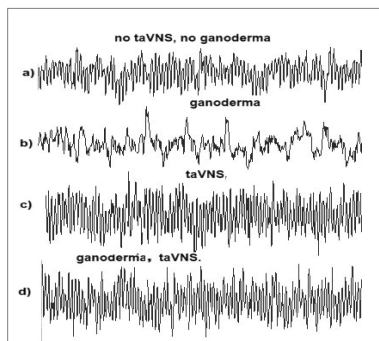


Fig 6. Înregistrările electroencefalografice: a) în starea de referință, în lipsa administrării de taVNS sau ganoderma; b) după administrarea de ganoderma; c) după aplicarea de taVNS; d) după tratamentul cu ganoderma și taVNS.

Complexitatea semnalului EEG (Mihandoost, S. și colab., 2015) a fost studiată de numeroși autori în căutarea unui nou instrument computațional pentru a descrie sistemul neuronal și, în cele din urmă, pentru a obține acces la cauzele ascunse ale unor afecțiuni patologice.

Unii s-au concentrat pe dimensiunea fractală pentru tulburările epileptice (Ruiz de Miras, J., 2023), sau în encefalopatie (Jacob, J.E. și colab., 2019), sau în anumite stări emoționale (Ruiz-Padial, E. și colab., 2018). În mod similar, exponentul Lyapunov a fost luat în considerare în analiza semnalului EEG complex pentru pacienții cu schizofrenie (Kutepov, I.E., 2020), sau în anestezia superficială și profundă (Hayashi, K., 2024).

Semnalele EEG analizate în acest studiu sunt prezentate în Figura 8. Cele mai semnificative diferențe au apărut în cazul administrării de ganoderma, ceea ce a dus la un semnal EEG mai puțin intens și variații mai lente ale intensității. La o inspecție vizuală mai atentă, semnalele EEG pentru cele două situații în care se aplică taVNS par să prezinte variații de intensitate mai pronunțate și mai rapide în comparație cu semnalul EEG pentru starea de referință. Astfel, se pare că este punctată influența stimuloare a aplicării taVNS. Pentru a obține o descriere a dinamicii undelor cerebrale, a fost reprezentat spațiul stărilor și au fost calculate dimensiunea de corelație și exponentul Lyapunov. În Figura 6 putem vedea atractorul sistemului analizat prin semnalul EEG reconstruit în coordonate de întârziere (conform teoremei lui Takens). În fiecare caz, mulțimea de puncte este orientată de-a lungul primei bisectoare a planului $X(t)/X(t-1)$, așa cum este de așteptat pentru valori în mare parte apropiate ale datelor vecine, și reprezintă toate stările de echilibru spre care sistemul analizat prin intermediul datelor furnizate de înregistrările EEG ar putea fi atras în evoluția sa.

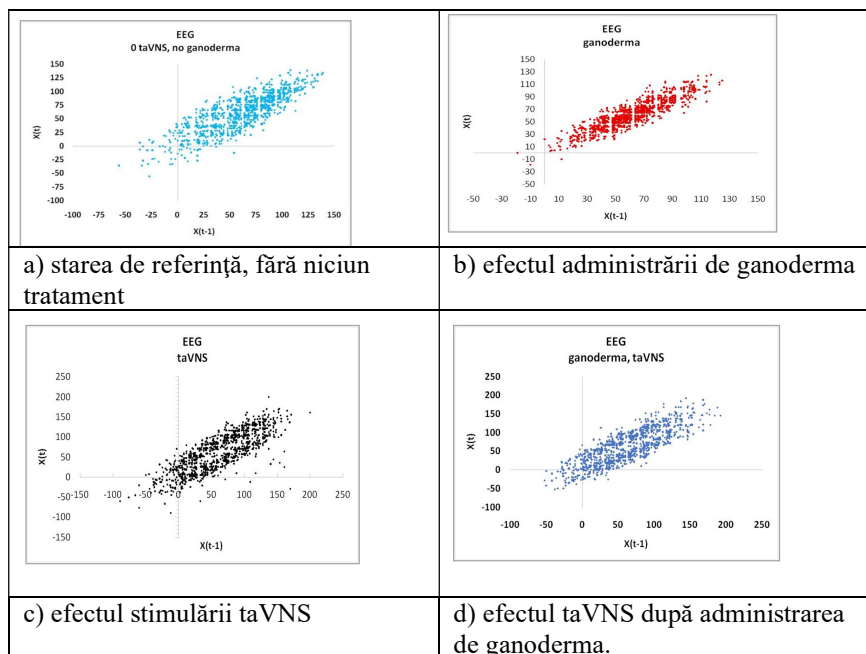


Fig 7. Portretul în spațiul stărilor

Atractorul a fost reconstruit în coordonate de întârziere. $X(t)$ și $X(t-1)$ sunt intensitățile semnalului EEG la momentele t și la momentul anterior $t-1$. Putem face observații calitative despre intervalele de valori în care se încadrează aproximativ aceste puncte, precum și despre aranjamentul lor relativ în cadrul acestor intervale de valori.

În cazul administrării de ganoderma (Figura 7b), punctele sunt concentrate între aprox. -10 și aprox. +130, un interval mai restrâns decât cel corespunzător cazului de referință din Figura 6a, unde punctele graficului se înscriu între aprox. -50 și aprox. +150, ceea ce se corelează cu variațiile mai puțin intense și mai puțin rapide ale semnalului EEG corespunzător cazului de administrare de ganoderma. Se poate adăuga și o descriere calitativă a aranjamentului relativ al punctelor graficului, ca fiind sub formă de grupuri, în subintervale aliniate vertical, separate prin linii curate, fără puncte, probabil o expresie a unei oarecare repetitivități a valorilor datelor. Atractorul evidențiat aici pare destul de asemănător cu cel prezentat în (Natarajan, K. și colab., 2004) cu excepția faptului că acei autori nu au folosit coordonatele de întârziere ci reprezentarea $X'(t)/X(t)$ ($X'(t)$ – derivata lui $X(t)$) și că nu a fost evidențiată gruparea punctelor în cadrul graficului.

Graficele pentru cazurile de aplicare a stimulării electrice taVNS se încadrează într-un interval de valori mai mari (Figura 7 c, d), și anume de la aprox. -100 la aprox. +250 și respectiv de la aprox. -50 la aprox. +200, descriind intensități mai mari ale semnalului EEG și, deci, despre care s-ar putea spune că ilustrează efectul stimulării undelor cerebrale.

Interpretarea semicantitativă s-ar putea face prin analizarea graficelor dimensiunii de corelație și a exponentului Lyapunov. În Figurile 8-9 sunt prezentate rezultatele aplicării algoritmilor CD și LE furnizați de software-ul CDA atât pentru datele brute, cât și pentru cele netezite numeric. În fiecare caz, au fost luate în considerare 1000 de puncte înregistrate, așa cum recomandă strategia de analiză a softului CDA. Datele netezite numeric (netezire prin înlocuirea fiecărei valori cu media valorilor sale și a celor mai apropiați vecini) au fost, de asemenea, analizate, conform protocoalelor CDA.

În Figura 8 se poate observa că graficele CD(ED) prezintă variații pozitive cu curbe în creștere lentă în toate cele patru cazuri studiate, fără a se putea detecta diferențe semnificative între ele, ținând cont de abaterile standard de 15% în medie atât pentru datele brute, cât și pentru cele netezite numeric.

Pentru datele netezite numeric (Figura 8b), se poate observa o ușoară tendință spre saturație la valoarea 3 a dimensiunii de corelație începând de la ED, de asemenea egală cu 3, cu cele mai mari valori scăzând de la aproximativ 5 la datele brute și de la aproximativ 4 în datele netezite (o scădere de 20%, care este peste abaterea standard). Totuși nu este suficient să se desemneze o anumită valoare ca dimensiunea fractală căci nu se evidențiază clar o valoare de saturație a lui $C(D)$ care să satisfacă condiția lui Procaccia (CD-ul fiabil ar fi 3, având în vedere că dimensiunea seriei de date este de 10^3 puncte). Dar merită totuși să se discute despre CD pentru $ED=3$.

Conform rezultatelor prezentate în Figura 8a, pentru $ED=3$, mărimea dimensiunii de corelație este apropiată de 3, adică 2,819 pentru datele de referință, 2,84 pentru cazul de aplicare a taVNS, 2,839 pentru cazul de administrare a ganodermei și 2,832 pentru tratamentul combinat cu ganodermei și taVNS. Pentru datele EEG netezite (Figura 8b), pentru $ED=3$ avem 2,442 pentru cazul de referință, 2,319 și 2,54 pentru tratamentele cu ganoderma și taVNS, respectiv, și, de asemenea, 2,555 pentru tratamentul combinat cu ganoderma și taVNS. Prin urmare, acest test semicantitativ arată că gradul de complexitate al semnalelor EEG ar fi aproximativ același în toate situațiile studiate aici. Și în (Natarajan, K. și colab., 2004), dimensiunea de corelație a fost calculată și s-au obținut grafice CD(ED) destul de similare pentru cazuri de referință ca și pentru subiecții care ascultau muzică clasică sau rock sau experimentau stimulare prin reflexoterapie plantară, cu valori ale CD care atingeau 5. După discuția despre dimensiunea de corelație, s-ar putea spune că dinamica undelor cerebrale, așa cum este reflectată de semnalele EEG pentru toate cazurile studiate, este una foarte complexă, cu fluctuații intrinseci care au persistat chiar și după eliminarea parțială prin netezire numerică. Merită subliniat faptul că

doar prin netezire numerică a fost conturată tendința de saturație a undelor cerebrale (CD) ca expresie a dinamicii haotice a sistemului analizat prin datele înregistrate prin EEG. Variația exponentului Lyapunov prezintă o scădere rapidă până la o dimensiune de încorporare de 3 (valoarea ED în jurul căreia am discutat dimensiunea de corelație legată de îndeplinirea condiției lui Procaccia), urmată de o scădere lentă până la cele mai mari dimensiuni de încorporare, ED, tendința de saturație fiind evidentă în toate cele patru situații studiate (Figura 8).

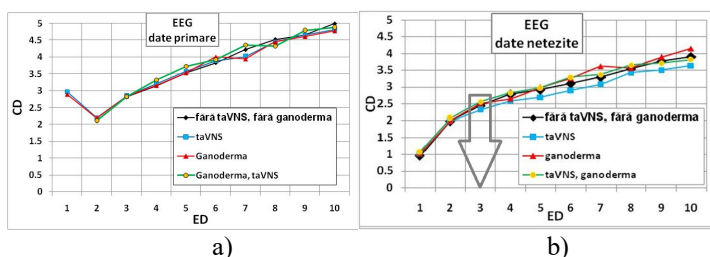


Fig 8. Compararea tendințelor de variație ale dimensiunii de corelație: a) pentru datele EEG brute; b) date EEG netezite.

Întrucât valorile finale, cele mai mici, ale LE sunt practic aceleași în toate cazurile investigate în acest studiu, și anume în jurul a 0,15, ne vom concentra discuția rezultatelor comparative asupra comportamentului parametrului LE pentru cele mai mici valori ale ED, cum ar fi de la 2 la 4, unde variația este mai evidentă (abaterea standard a fost de 4% în medie).

Pentru starea de referință, fără taVNS și fără tratament cu ganoderma, LE scade rapid la aproximativ 0,31 la o ED de 3, același lucru fiind relevat atât după taVNS, cât și după administrarea de ganoderma (Figura 9a). Valorile pozitive ale LE arată că divergența traiectoriilor în spațiul fazelor crește pe parcursul evoluției sistemului, adică complexitatea dinamicii sistemului este mare, stabilitatea fiind destul de scăzută datorită sensibilității la condițiile inițiale.

După tratamentul combinat cu ganoderma și taVNS, LE scade la 0,53 pentru o ED de 3, iar acest lucru denotă o complexitate crescută a dinamicii EEG în această situație particulară. Netezirea numerică a datelor EEG a dus la valori mai mici ale LE(3), cum ar fi 0,22 pentru starea de referință, pentru taVNS și pentru tratamentul cu ganoderma și de 0,45 pentru cazul tratamentului combinat cu ganoderma și taVNS (Figura 9b).

Acest lucru este în concordanță cu diminuarea aparentă a complexității dinamicii sistemului în urma efectului de netezire asupra fluctuațiilor semnalului EEG. Nu trebuie uitat că o parte din aceste fluctuații ar putea fi intrinseci comportamentului sistemului și nu zgomotului de înregistrare, astfel încât discuția despre datele netezite numeric este în

principal informativă. Jacob, J.E. și colab. (2018) au comparat valorile LE la subiecții normali și la cei cu diverse encefalopatii metabolice, evidențiind valori predominante de 0,23 în primul caz, comparative, valori de 0,15 în cazurile patologice, unde gradul de complexitate este scăzut, adică dinamica sistemului este simplificată.

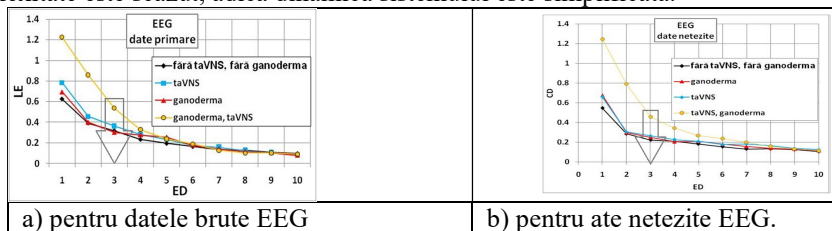


Fig 9. Compararea tendințelor de variație ale exponentului Lyapunov

Diverse alte studii (Hayashi, K., 2024) și (Yakovleva, T.V., 2020) au urmărit diferențele obținute prin analiza dinamicii neliniare a EEG în timpul diferitelor faze ale somnului sau în cazuri de epilepsie sau alte afecțiuni neurologice confirmate, însă comparațiile între rezultatele publicate sunt destul de dificile din cauza algoritmilor de calcul diferiți care au fost aplicați, în special pentru LE.

Toate aceste eforturi au avut ca obiectiv principal evidențierea unei ordini subtile sub aparența haosului/ determinismului ascuns care stă la baza semnalelor fluctuante și care este probabil filtrată odată cu cauza fluctuațiile de tip zgomot. Studiile noastre (M. Costache, D. Creanga, 2026) reprezintă doar o mică încercare de a vedea dacă manifestarea acestei ordini ascunse sub aparența unui semnal zgomotos diferă în urma stimulării neinvazive a nervului vag, cel mai lung și complex nerv al sistemului nervos autonom. Cercetările vor continua pentru alte tipuri de stimulare taVNS, cu alte frecvențe care ar putea fi mai eficiente în îmbunătățirea tonusului general și a stărilor cognitive. Parte din aceste rezultate sunt trimise spre publicare la Latvian Journal of Physics and Technical Sciences, fiind aprobate spre publicare în nr. 6 / Decembrie 2026.

IV. 5. Concluzii

Analiza undelor cerebrale prin intermediul semnalului EEG înregistrat cu sistemul uni-canal a arătat că atractorul sistemului generator al semnalului studiat, reconstruit în coordonate de întârziere conform teoremei lui Takens, reflectă dispunerea locală simetrică a stărilor posibile de echilibru din spațiul stărilor de-a lungul bisectoarei graficului în toate cele patru cazuri considerate.

Estimarea dimensiunii de corelație ca posibilă expresie a dimensiunii fractale a condus la evidențierea unei tendințe de saturare începând de la o valoare de 3 care concordă cu numărul de date din seriile înregistrate conform condiției lui Procaccia ($N=10^3$).

Acest rezultat s-a obținut pentru datele netezite numeric prin mediere de vecinătate când este posibil să se fi eliminat parte din zgomotul ce afectează inerent datele primare și care ar fi crescut complexitatea sistemului (ducând la dimensiuni de corelație de până la valoarea de cinci).

Complexitatea mare a sistemului generator al semnalului s-a reflectat în valorile pozitive la care se saturează în mod clar exponentul Lyapunov.

Curba exponentului Lyapunov arată valori mai mari (complexitate mai mare) pentru tratamentul combinat, prin administrare de ganoderma și aplicare de taVNS. Acest rezultat s-a obținut nu doar la datele netezite, ci și la datele primare EEG.

IV. 6. CONCLUZII GENERALE ȘI CONTRIBUȚII ORIGINALE

- ✓ Realizarea unui neuron electronic original cu elemente de circuit relativ comune și accesibile a reușit să deschidă perspectiva asamblării unei rețele neuronale optoelectronice (ANN) simple dar sugestivă pentru scopuri demonstrative la studiul neuroștiințelor în cadrul unui laborator didactic.
- ✓ Contribuțiile originale constau în reproducerea structurii potențialului de acțiune neuronal alături de simularea proprietăților de funcționare cu prag de excitabilitate, de sumare spațială pentru trei semnale de input precum și relațiile cantitative propuse care au descris caracterul de sinapsă excitatoare.
- ✓ De asemenea o contribuție originală, avându-se în vedere abordarea unor aplicații ale undelor electromagnetice este implementarea transmisiei prin unde infraroșii a semnalelor dintre straturile neuronale finale precum și dintre rețeaua optoelectronică și memoria electronică binară conectată pentru înregistrarea și stocarea istoricului de funcționare a rețelei.
- ✓ Acest tip de dispozitiv optoelectronic constituie un sistem didactic nou și reprezintă o contribuție originală la studiul practic, demonstrativ, în științele vieții.
- ✓ Rețeaua ANN optoelectronică prezintă posibilități multiple de dezvoltare versatilă în viitor prin modelarea electronică a sinapselor excitatoare dar și a celor inhibitoare, pentru redarea potențialului de acțiune în parametri similari cu cei de la neuronul biologic, pentru implementarea proprietății de sumare temporală la sinapse – alături de sumarea spațială, și pentru controlul răspunsului atât sub forma potențialului de acțiune cât și a potențialului local în funcție de relația dintre suma ponderată a semnalelor de input și potențialul de prag de excitabilitate.
- ✓ În ceea ce privește aplicațiile undelor electromagnetice de frecvență extrem de joasă (ELF) o primă realizare practică originală o constituie asamblarea generatorului de semnale electrice cu frecvențe de câțiva Hertzi pentru studii de stimulare neinvazivă a nervului vag – component de importanță esențială al

sistemului nervos autonom legat de funcționarea ritmică a inimii, a plămânilor și nu numai.

- ✓ În timp ce impulsurile dispozitivelor de stimulare a nervului vag descrise în literatură sunt monofazice, iar forma lor este dreptunghiulară, dispozitivul electronic original de taVNS (transauricular Vagus Nerve Stimulation) utilizat în această lucrare a fost proiectat să stimuleze funcționarea normală a nervului vag prin aplicarea neinvazivă de impulsuri electrice cât mai apropiate ca frecvență, durată a impulsului individual și ca intensitate cu cele ale nervului vag în ideea că astfel este minim invaziv și nu conduce la efecte nedorite.
- ✓ Noutatea acestui dispozitiv rezultă din faptul că am folosit un transformator cu priză mediană la bobina primară, care este conectată la cele două ieșiri defazate cu 90 de grade ale microcontrolerului STM32 și are bobina secundară conectată la cele două clipsuri atașate la tragus-urile urechilor. Datorită efectului de histerezis magnetic manifestat în urma trecerii curentului prin bobină, se obține în secundarul transformatorului un impuls electric bifazic mai apropiat de forma potențialului de acțiune.
- ✓ Un element de originalitate constă în studierea efectelor de neurobiomodulație cerebrală cu taVNS, prin utilizarea unui electroencefalograf wireless, care preia, amplifică și transmite undele electrice cerebrale printr-un software specializat permițând vizualizarea pe computer a undelor cerebrale (delta, teta, alfa joase și înalte, beta joase și înalte, gama joase și înalte). Această metodă permite personalizarea terapiei individuale de stimulare a nervului vag, deoarece se poate stabili pentru fiecare persoană în parte care sunt cele mai benefice frecvențe pentru a obține efectul scontat.
- ✓ O altă contribuție originală reprezintă și organizarea studiilor practice în care se urmăresc efectele taVNS asupra a doi parametri ai stării cognitive, Indicele de Atenție și Indicele de Meditație (de relaxare) estimați prin algoritmi NeuroSky.
- ✓ Rezultatul principal constă în evidențierea influenței pozitive sporite a trenurilor de stimuli de 5 Hz față de stimuli individuali de 5 Hz aplicați în condiții identice pentru aceeași durată de timp, de 30 de secunde – creșterea nivelului de concentrare (respectiv a Indicelui de Atenție de circa trei ori) și reducerea tendinței de relaxare pasivă (reducerea Indicelui de Meditație de aprox. două ori).
- ✓ Ca urmare a obținerii acestor rezultate am procedat la diversificarea studiilor practice introducând administrarea unui anxiolitic natural ușor (extractul de ganoderma) și efectuarea de exerciții fizice minimale înainte sau în combinație cu aplicarea taVNS cu trenuri de stimuli de 5Hz.
- ✓ Analizarea influențelor acestor factori asupra sistemului nervos s-a realizat la nivelul semnalului electroencefalografic (EEG) prin aplicarea unor teste

compuționale semicantitative utile în evidențierea dinamicii neliniare a unui sistem complex - ceea ce reprezintă o altă contribuție originală.

- ✓ Interpretarea rezultatelor obținute s-a realizat în relație cu teorema lui Takens privind reconstrucția atractorului unui sistem prin intermediul unei singure observabile măsurată la pași egali de timp precum și cu criteriul lui Procaccia privind legătura dintre dimensiunea fractală fiabilă și dimensiunea seriei de date temporale.
- ✓ S-a evidențiat că dimensiunea de corelație – indirect legată de dimensiunea fractală, estimată pentru datele primare relevă același grad de complexitate în toate situațiile studiate în timp ce pentru datele netezite numeric nivelul aparent de complexitate scade prin eliminarea unor fluctuații ale semnalului. Exponentul Lypunov ca măsură a sensibilității la condițiile inițiale a condus la un rezultat interesant, prezentând valori mai mari în cazul aplicării taVNS după administrarea de ganoderma ceea ce presupune creșterea complexității în semnalul EEG. Dezvoltarea acestor studii se va efectua prin aplicarea analizei computaționale semicantitative la serii de date EEG de dimensiuni mai mari care pot conduce la rezultate de acuratețe crescută.

IV. 7. BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ

1. <https://www.scientia.ro/homo-humanus/75-granitele-gandirii/3361-radiatiile-electromagnetice-si-efectele-asupra-sanatatii.html>
2. Liemohn, M.W., Chan, A.A. (2007). *Eos, Transactions American Geophysical Union*, 88(42), 425-426.
3. Börsinger, T., Shalimov, S.L. (2008). *Space Science Reviews*, 137(1), 521-532.
4. Klimek, A., Rogalska, J. (2021). *Brain sciences*, 11(2), 174.
5. <https://www.slideshare.net/slideshow/razele-infraroii/57194666>.
6. Bushberg, J.T. et al. (2012). *Philadelphia, Pennsylvania*.
7. Born, M., Wolf, E. (2013). *Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light*. Elsevier.
8. Gabriel, S., Lau, R.W., Gabriel, C. (1996). *Physics in medicine & biology*, 41(11), 2251-2269.
9. Hu, X., Liu, C., Liu, L. et al. (2016). *Nonlinear Dynamics*, 84(4), 2317-2332.
10. Mokhtari, A. (2022). *A new multi-valued logic buffer and inverter using metal oxide semiconductor field effect transistor based differential amplifier*. Available at SSRN 5245224.
11. Du, K.L., Leung, C.S., Mow, W.H. et al. (2022). *Mathematics*, 10(24), 4730
12. Gianlorenço, A.C., Pacheco-Barrios, K., Daibes, M. et al. (2024). *Journal of Clinical Medicine*, 13(14), 4267.
13. Platkiewicz, J., Brette, R. (2010). *PLoS computational biology*, 6(7), e1000850.

14. **Costache, M.**, Creanga, D. Neural Network for Classroom Demonstration – An Electronic Model, comunicare orală la conferința internațională IBWAP-2024, Constanța, Abstract Book, p. 101.
15. Bittner, K.C., Milstein, A.D., Grienberger, C. et al. (2017). *Science*, 357(6355), 1033-1036.
16. Zhang, Y., Huang, K., Xiao, R. et al. (2022). *IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems*, 30(4), 379-391.
17. **Costache, M.**, Creanga, D. An Optoelectronic Artificial Neuron Network–Practical Application for Educational Purposes, submis la Romanian Reports in Physics, (2026).
18. Yeh, C. H., Kuo, T. B., Li, J. Y., Kuo, K. L., Chern, C. M., Yang, C. C., & Huang, H. Y. (2022). *Scientific reports*, 12(1), 22424.
19. Gianlorenço, A.C., Pacheco-Barrios, K., Daibes, M. et al. (2024). *Journal of Clinical Medicine*, 13(14), 4267.
20. Monferrer-Marín, J., Roldán, A., Helge, J.W. et al. (2026). *Sports Medicine-Open*, 12(1), 29.
21. Chen, P.C., Sattari, N., Whitehurst, L.N. et al. (2021). *Psychophysiology*, 58(7), e13701.
22. Trifilio, E., Shortell, D., Olshan, S. et al. (2023). *Frontiers in Neuroscience*, 17, 1184051.
23. Jongkees, B.J., Immink, M.A., Finisguerra, A. et al. (2018). *Frontiers in Psychology*, 9, 1159.
24. Bernhard, F.P., Stein, F., Kock, D. et al. (2025). *Brain Stimulation: Basic, Translational, and Clinical Research in Neuromodulation*, 18(1), 380.
25. Frank, N., Nagai, M., Förster, C.Y. (2023). *Exploration of Neuroprotective Therapy*, 3(5), 363-397.
26. Matsuoka, M., Yamaguchi, T., Fujiwara, T. (2025). *Frontiers in Physiology*, 16, 1693907.
27. **Costache, M.** (2024). The Influence of Low Frequency Trans Dermal Electrical Impulses on the Increase of the Vagus Nerve Tone, International Conference of the Doctoral School at the “Gheorghe Asachi” Technical University of Iasi, comunicare orală, Abstract book, p.18.
28. **M. Costache**, Neuro Modulation by Applying Low Frequency Trans Cutaneous Electrical Impulses on The Skin Close to the Vagus Nerve, IC-ANMBES Braşov, 2004, comunicare orală, Abstract Book, p.62
29. **M. Costache**, The effect of vagus nerve stimulation on the electroencephalographic signal, publicat în nr. 2 / 2026 la UPB Sci. Bul. Series A, 2026
30. **M. Costache**, D. Creanga, Study of nonlinear dynamics of the EEG signal under vagus nerve stimulation – method, demonstration application and preliminary results, submis la Latvian Journal of Physics and Technical Sciences, 2026, aprobat spre publicare în nr. 6 / Decembrie 2026.
31. Lee, Y.S., Kim, W. J., Shim, M., Hong, K. H., Choi, H., Song, J. J., & Hwang, H. J. (2024). *Biomedical Engineering Letters*, 14(4), 677-687.

32. Tabakcıoğlu, M., Çizmeci, H., Ayberkin, D. (2016). *International Journal of Applied Mathematics Electronics and Computers*, (1), 76-78.
33. Rieiro, H., Diaz-Piedra, C., Morales, J.M. et al. (2019). *Sensors*, 19(12), 2808.
34. Johnstone, S.J., Blackman, R., Bruggemann, J.M. (2012). *Clinical EEG and neuroscience*, 43(2), 112-120.
35. Reddy, R., Sakhar. C. (2017). *Int. J. Recent Innov. Trends Comput. Commun.* 5, 769-772.
36. Norasyimah, S., Afishah, A., Fouziah, M.Y. (2020). *Analysis of Human's Attention Value. Gender and Age Category using Mindwave Mobile* (ASM Sc. J), 13, 24-30
37. Gopan K.G., Reddy, S.A., Krishnan, K. et al. (2020). EEG analysis of mathematical cognitive function and startle response using single channel electrode. *CSI Transactions on ICT*, 8(4), 367-376.
38. Hossen, S.M., Yusuf, A.T.M., Emon, N. U et al. (2022). *Biochemistry and Biophysics Reports*, 32, 101371.
39. Takens, F. (2006 In *Dynamical Systems and Turbulence, Warwick 1980: proceedings of a symposium held at the University of Warwick 1979/80* (pp. 366-381). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
40. Hayashi K., Hayashi, K. (2024). *Neuroscience*, 557, 116-123.
41. Rosenstein, M.T., Collins, J.J., De Luca, C.J. (1993). *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 65(1-2), 117-134.
42. Grassberger, P., Procaccia, I. (1984). *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 13(1-2), 34-54.

LISTA LUCRĂRILOR ȘTIINȚIFICE

1. Lucrări științifice prezentate la conferințe naționale

M. Costache, 2023. Rețea neuronală electronică cu transmisie sinaptică prin unde infraroșii, comunicare orală la Conferința științifică studentescă Fundamental and Applied Research in Physics, p. 12 https://www.phys.uaic.ro/old/wp-content/uploads/2023/10/Abstracte_FARPHYS_2023.pdf

M. Costache, (2024). Two-layer Artificial Neural Network for Biophysical Education Applications, an Electronic Approach using Electromagnetic Waves, comunicare orală la CNB, (18th National Conference on Biophysics – with international participation), Iași, 5-7 Sept. 2024, Abstract Book, p. 74.

2. Lucrări științifice prezentate la conferințe internaționale

Costache, M., Creanga, D. (2024). Neural Network for Classroom Demonstration – An Electronic Model, comunicare orală la conferința internațională IBWAP-2024 (International Balkan Workshop on Advanced Physics), Constanța, Abstract Book, p. 101.

Costache, M. (2024). The Influence of Low Frequency Trans Dermal Electrical Impulses on the Increase of the Vagus Nerve Tone, International Conference of the

Doctoral School at the “Gheorghe Asachi” Technical University of Iasi, comunicare orală, Abstract book, p.18.

M. Costache, (2024). Neuro Modulation by Applying Low Frequency Trans Cutaneous Electrical Impulses on the Skin Close to the Vagus Nerve, comunicare orală la IC-ANMBES (International Conference on Analytical and Nanoanalytical Methods for Biomedical and Environmental Sciences), Brasov, 17-20 sept. 2024, Abstract Book, p. 62.

M. Costache, (2025). Vagus nerve stimulation with low frequency electrical impulses – a practical system, EEPES, International Conference on Electronics, Engineering Physics and Earth Science, June 18 - 20 2025 Alexandroupolis, Grecia - MDPI Engineering Proceedings, Vol. 104. Basel: MDPI..

M. Costache, (2025) Artificial binary memory connected to a two layer artificial neurons, online, International Yildirim Bayezid Scientific Research and Innovation Symposium-I, Mai 2025, Bursa Technical University, Turcia, Abstract Book, 579 https://depo.btu.edu.tr/img/sayfa//1746052569_9a75f07f68c4288e910e.pdf

M. Costache, (2025). Novel therapeutic approach based on trains of electrical impulses for the stimulation of the vagus nerve – a practical educational application, Eurobiotech Journal, vol. 9, Special issue 1 | november 2025 p.22.

M. Costache, (2026). Study of the influence of taVNS on the trend of nonlinear dynamics in the electroencephalographic signal, acceptată pentru prezentare orală la RAD (Muntenegru).

3. Lista articolelor științifice

M. Costache, (2026). The effect of vagus nerve stimulation on the electroencephalographic signal, publicat în nr. 2 / 2026 la **UPB Sci. Bul. Series A**, 2026, IF = 0,6 AIS = 0,135.

Costache,M., Creanga, D. An Optoelectronic Artificial Neuron Network– Practical Application for Educational Purposes, **in press** la **Romanian Reports in Physics**, (2026) <https://rrp.nipne.ro/inpress.html>. IF 2,2 AIS = 0,183.

M. Costache, D. Creangă, Study of nonlinear dynamics of the EEG signal under vagus nerve stimulation – method, demonstration application and preliminary results, aprobat spre publicare la **Latvian Journal of Physics and Technical Sciences**, în nr. 6 / Decembrie 2026, (aprobat la data de 26.08.2026) IF=0,7 AIS= 0,104

L. Oprica, L. Popescu-Lipan, L. Sacarescu, **M. Costache**, C. Hincu, D. Creanga (2025), Magnetic nanoparticles for toxic wastewater cleaning: experimental study on phenol, **Engineering Proceedings**, 104(1), 87. (cercetare în domeniu conex tezei).

AIS total = 0,135 + 0,183 + 0,104 = 0.422