



**UNIVERSITATEA NAȚIONALĂ DE ȘTIINȚĂ ȘI TEHNOLOGIE
POLITEHNICA BUCUREȘTI**

ȘCOALA DOCTORALĂ DE INGINERIE ELECTRICĂ



REZUMAT EXTINS TEZĂ DE DOCTORAT

CONTRIBUȚII LA ANALIZA SEMNALELOR BIOELECTRICE ÎN ACTIVITATEA NEURO- CORTICALĂ, PENTRU ÎMBUNĂTĂȚIREA INFORMAȚIEI UTILE ÎN DIAGNOSTICUL MEDICAL

Doctorand:

Drd. Nicolae Stelian STANCIU

Conducător științific:

Prof.Dr.Ing. Mihaela MOREGA

**BUCUREȘTI
2025**

Cuprins

Cap	Sub.Cap	Pag
1	Introducere.....	3
1	1 Prezentarea temei de doctorat	3
1	2 Scopul tezei de doctorat	3
1	3 Conținutul tezei de doctorat	3
2	Fenomenul electric – Fundamentul activității neuronale.....	4
3	Metode și tehnici experimentale în obținerea bazei de date pentru analiza de semnal și etapele procesării semnalelor PEV și EEG.....	9
Rezultate Obținute - Capitole 4,5,6,7		
4	Studiul puterii electrice ponderate EEG și a variației ei relative Repaus – Flash la cazuri Normale și Patologice.....	15
5	Conceptul de corelație și de analiză de corelație EEG și PEV.....	25
6	Fenomene fundamentale noi ale activității neuronale și neurocortical	43
7	Program pentru automatizarea diagnosticării patologiei neuropsihiatrice.....	53
8	Concluzii.....	56
8	1 C1 Concluzii generale.....	56
8	2 C2 Contribuții personale și originale în lucrarea de teză doctorală.....	57
8	3 C3 Contribuții personale și originale prin activitatea de publicație științifică. Listă lucrări publicate.....	62
8	4 C4 Perspective de dezvoltare ulterioară.....	62
9	Bibliografie.....	63

Capitolul 1 – Introducere

Lucrarea se bazează pe un experiment original de analiză a semnalelor neuro-corticale, utilizând analiza semnalelor electroencefalografice EEG și a potentialului evocat vizual PEV, pentru a sprijini diagnosticul în patologii neurologice și neuropsihice. Sunt investigate relațiile dintre parametrii activității neuronale și procesarea informației vizuale, prin compararea datelor normale și patologice.

1.1 Prezentarea temei de doctorat

Datele experimentale (EEG și PEV: amplitudini, frecvențe, latențe, spectre de putere etc.) sunt obținute în laborator și prelucrate cu instrumente specializate. Rezultatele sunt prezentate prin grafice, hărți EEG și reprezentări PEV, fiind analizate pentru a evidenția corelațiile dintre activitatea cerebrală normală și cea patologică. Obiectivul principal este identificarea unor noi relații și tipuri de activitate electrică cerebrală relevante pentru diagnostic și tratament.

1.2 Scopul tezei de doctorat

Tema se bazează pe experiența autorului în neurofiziologie. Lucrarea urmărește dezvoltarea unor metode inovatoare de analiză EEG și PEV pentru îmbunătățirea diagnosticului și evidențierea patologiilor neurologice și neuropsihiatrice. În acest scop se apelează la metode tehnice de prelucrare și analiză de semnal electric.

Sunt prezentate fundamentele teoretice ale semnalelor electrice și metodele statistice aplicate datelor experimentale. Rezultatele demonstrează potențialul acestor metode în identificarea patologiilor cerebrale și în dezvoltarea unor aplicații utile în practica medicală.

1.3 Conținutul tezei de doctorat

Lucrarea analizează generarea semnalului electric sub acțiunea unui stimul, transmiterea acestuia și prelucrarea în structurile neuronale implicate, cu accent pe sistemul vizual.

Sunt descrise fenomene înregistrate în repaus și în stimulare vizuală flash, prezentate prin parametri statistici, tabele, grafice 2D/3D, hărți corticale și diagrame de corelație.

Sunt incluse imagini ale procesului experimental și grafice care evidențiază noi indicatori de patologie dezvoltați de autor.

Lucrarea conține capitole dedicate activității corelative neurofiziologice pentru categoriile „Normal” și „Patologic-Clinic”, prezentând legături între fenomenele electrice observate și indicatorii de încadrare în diverse patologii. Studiul vizează un set selectat de patologii neurologice și neuropsihiatrice cu impact major în practica medicală.

Capitolul 2 – Fenomenul electric – Fundamentul activității neuronale (versiune sintetizată)

Activitatea fiziologică neocorticală se bazează pe procesele electrice ale sistemului neuronal, fundament al procesării centrale a informației. Aceasta este generată de distribuția inegală a sarcinilor la nivelul membranei neuronale și de proprietatea de excitabilitate, manifestată prin depolarizare și electrogeneză. Electrogeneza produce câmpul electric neuronal, propagat pe membrana celulară și descris prin modele teoretice ce evidențiază complexitatea procesării electrice.

2.1 Introducere în studiul activității electrice neocorticale

Activitatea electrică corticală provine din câmpurile electrice generate de reverberația excitației între straturile corticale, în special II–IV ale cortexului vizual. Aceasta este descrisă prin modelul dipolar zonal „Source Dipole” și modelul „Central Source Dipole” (C.S.D.). [25] - Keith H. Chiappa.

Activitatea electrică are rol dominant față de cea biochimică deoarece:

- poate activa structuri la distanță prin câmpul electric;
- inițiază semnale propagabile;
- generează modificări biochimice locale sau la distanță;
- susține integrarea informației în circuite de asociere și memorare;
- se desfășoară mult mai rapid decât procesele biochimice;
- poate induce excitație, dezexcitație sau inhibiție corticală;
- transformă fenomene biochimice statistice în procese neuronale deterministe;
- la nivel global, rămâne statistică datorită numărului mare de neuroni implicați.

Fenomenul electric este prezent la toate nivelurile biologice, de la receptori și axoni până la structurile multisenzoriale asociative, care integrează semnale provenite din diferiți analizatori.

2.2 Fenomenul propagării semnalului electric la nivelul membranei axonale

2.2.1 Potențiale electrice locale

Potențialele locale sunt modificări tranzitorii ale tensiunii transmembranare, generate de un agent depolarizant. Ele se sting dacă stimulul nu depășește pragul pragul de depolarizare electrică a membranei celulare, iar tensiunea transmembranară electrotonică scade exponențial, fiind caracterizat prin constanta spațială (λ) și constanta de timp (τ).

Proprietățile principale ale potențialelor locale:

- nu produc depolarizare completă;
- se transmit decremental;
- au amplitudine gradată;
- prezintă latență;
- permit integrarea spațială și temporală;
- depind de conductanțele și capacitățile membranei;
- pot declanșa potențialul de acțiune dacă depășesc pragul;
- sunt influențate de metabolismul și starea membranei.

Relațiile matematice descriu propagarea tensiunii de membrană, scăderea exponențială a potențialului electrotonic și constantele λ și τ , care caracterizează atenuarea spațială și temporală.

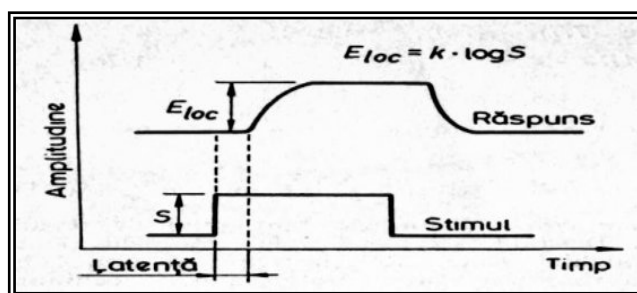


Fig 2.1 Caracteristici ale potențialului membranal local cauzat de un stimul electric rectangular după D.Mărgineanu și V.Vasilescu, 1979, [5]

Ecuția cu derivate parțiale ce arată distribuția în spațiu și timp a tensiunii transmembranare U_M pentru celula excitabilă– neuron, cu evidențiere a constantei de spațiu (ec.2.4) și timp (ec.2.8) este [1],[2]:

$$-\lambda^2 \frac{\partial^2 U_M}{\partial x^2} + \tau \frac{\partial U_M}{\partial t} + U_M = 0 \quad (2.1)$$

Soluția simplă a tensiunii de membrană este

$$U_M(x) = U_M(0)e^{-\frac{x}{\lambda}} \quad (2.3)$$

Potențialul electrotonic va scădea exponențial de e ori pe o distanță egală cu:

$$\lambda = \sqrt{R_M / (R_i + R_e)} \quad (2.4)$$

λ este un coeficient numit *constantă spațială* sau *constantă de lungime*, sau atenuare spațială

$$\lambda \approx \sqrt{\frac{R_M}{R_i}} = \sqrt{\frac{r_M d}{4r_i}} \quad (2.7)$$

Termenul,

$$\tau = R_M C_M \quad (2.8)$$

reprezintă constanta de timp a membranei, adică timpul după aplicarea stimulului la care potențialul electrotonic scade de e ori față de valoarea maximă

2.2.2 Potențialul de acțiune sau impulsul de depolarizare

Potențialul de acțiune este un semnal electric rezultat din depolarizarea și repolarizarea membranei neuronale, apărut în urma aplicării unui stimul supraliminal. Acesta se desfășoară rapid, cu faze distincte de ascensiune și descendență, și constituie unitatea fundamentală a transmiterii informației nervoase.

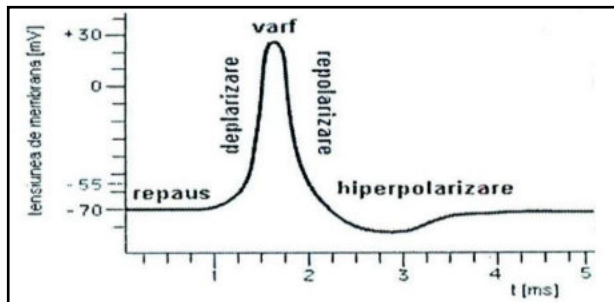


Fig 2.2 Impulsul de depolarizare sau Potențialul de acțiune - [5] Figura redă etapele depolarizării, a repolarizării și hiperpolarizării electrice a membranei excitabile după aplicarea stimulului.

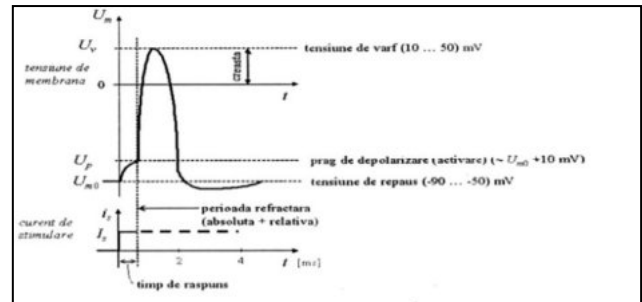


Fig 2.3 Impulsul de depolarizare sau Potențialul de acțiune la neuron – [5],[2]

Principalele caracteristici ale PA sunt:

1. Se declanșează doar la stimuli supraliminali, depășind pragul de depolarizare.
2. Respectă legea „totul sau nimic”: odată inițiat, PA are formă și amplitudine constante.
3. Este rapid și autoaccelerat, cu latență invers proporțională cu intensitatea stimulului.
4. Este ireversibil și tranzitoriu, revenind la valoarea de repaus după o fază de hiperpolarizare.
5. Are durată scurtă (1–3 ms) – pentru axonul neuronal.
6. Se propagă pe distanțe mari, fără decrement.
7. Este regenerativ, axonul redevenind apt pentru un nou PA după scurt timp.

2.2.4 Modelarea matematică a propagării PA

Propagarea potențialului de acțiune (PA) poate fi descrisă prin ecuația Hodgkin–Huxley, o ecuație diferențială ce exprimă variația tensiunii de membrană în spațiu și timp. Aceasta este dedusă din modelul curenților ionici transmembranari independenți și prin soluțiile sale, reproduce fidel PA-ul observat experimental.

Ecuația diferențială a variației tensiunii de membrană în spațiu și timp este relație numită **ecuația Hodgkin – Huxley** (2.13)

$$\frac{1}{v^2(R_i + R_e)} \cdot \frac{d^2 U_M}{dt^2} = C_M \cdot \frac{dU_M}{dt} + (E_K - U_M) \bar{g}_K n^4 + (E_{Na} - U_M) \bar{g}_{Na} m^3 h + (E_L - U_M) \bar{g}_L$$

Ecuația diferențială a variației tensiunii de membrană în spațiu și timp este dedusă pornind de la modelul curenților ionici independenți transmembranari, în condiții de potențial fixat, însă ea descrie foarte bine prin soluția calculată PA-ul înregistrat experimental v.fig 2.5.

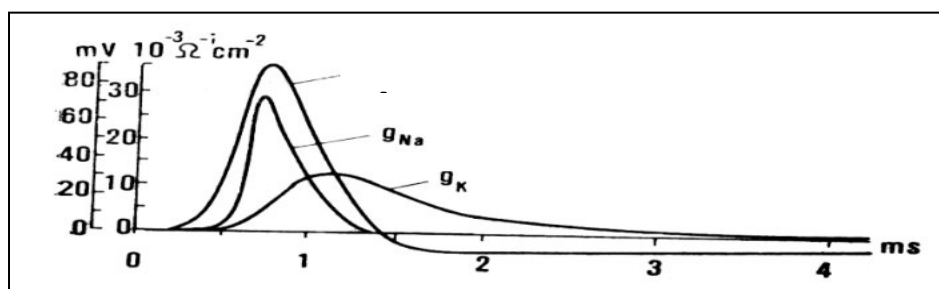


Fig 2.5 Soluția ecuației Hodgkin - Huxley și dependența temporală a potențialului de membrană și a conductanțelor canalelor ionice de Na⁺ și K⁺ după V Vasilescu & D Mărgineanu ,1979, [5]

2.2.5 Propagarea potențialului de acțiune prin axoni nemielinizați

În axonii nemielinizați, depolarizarea se transmite prin curenți locali electrotonici, care scad exponențial cu distanța față de punctul de stimulare. Dacă depolarizarea depășește pragul de excitabilitate, aceasta se extinde către zonele vecine, generând propagarea potențialului de acțiune (PA). Propagarea este unidirecțională datorită existenței unei zone refractare în regiunea deja depolarizată. Curenții locali au valoare maximă la locul stimulării și scad exponențial: Î este maximă

$$i(x) = Ie^{(-ax)} \quad (2.16)$$

Viteza de propagare depinde de diametrul axonal și este redusă (1–2 m/s), insuficientă pentru transmiterea rapidă a informației în organisme mari. Axonii nemielinizați se găsesc în substanța cenușie corticală, nucleii profunzi și în segmente prechiasmaticale ale nervului optic, înainte de mielinizare. Dacă intensitatea curentului de acțiune (Hermann, v. fig. 2.6) depășește reobaza, acesta acționează ca excitant pentru regiunea vecină, determinând deplasarea zonei de depolarizare prin difuzie electrică. Propagarea PA se produce în sensul în care membrana este în stare de repaus; în sens opus, zona este refractară prin hiperpolarizare post-PA (v. fig. 2.7).

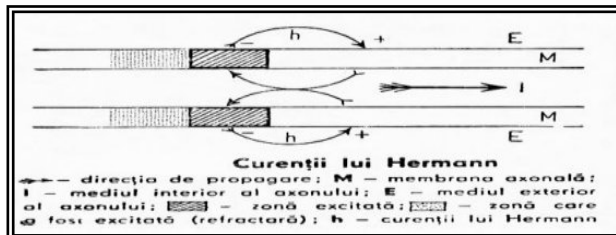


Fig 2.6 Curenții de membrană Hermann - după Edmond Nicolau și Constantin Bălăceanu,

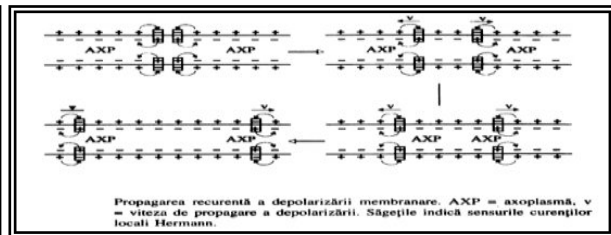


Fig 2.7 Sensul propagării PA - după A Popescu, 1994, [1].

Pentru axonii nemielinizați între viteza de propagare a PA pe axon și diametrul axonal d :

$$v(t) \sim \sqrt{d} \quad (2.17)$$

Variația de potențial se deplasează constant de-a lungul axonului, în timp ce pe membrana somatodendritică se transmite cu decrement. În dendritele lungi pot exista regiuni specializate care, atunci când sunt străbătute de un PA, generează depolarizări de amplitudine crescută și viteză mare de propagare. Axonii nemielinizați se regăsesc în substanța cenușie corticală, nucleii profunzi și în anumite segmente ale nervului optic, înainte de formarea mielinei.

2.2.6 Propagarea potențialului de acțiune prin axoni mielinizați. Modelul Frankenhauser și Huxley

Majoritatea axonilor sunt mielinizați, având o teacă izolatoare formată din straturi lipidice și proteice produse de celulele Schwann. Structura este segmentată prin alternanța internodurilor mielinizate și a nodurilor Ranvier. Transmiterea PA se realizează prin conducție saltatorie: depolarizarea „sare” de la un nod Ranvier la altul, dacă pragul de stimulare este depășit. Curenții longitudinali (Stampfli) facilitează propagarea rapidă și eficientă a semnalului, asigurând o viteză mult mai mare comparativ cu axonii nemielinizați.

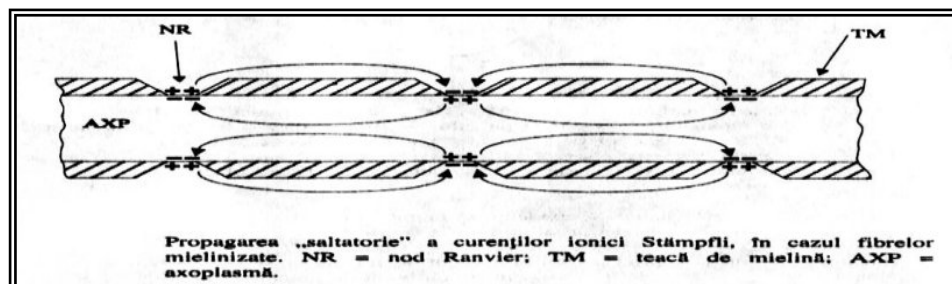


Fig 2.8 Propagarea saltatorie a curenților Stampfli - după A Popescu, 1994, [1]

2.2.7 Modelul celulei cilindrice – Modelul cablului coaxial

Modelul axonal este construit pe baza unui circuit echivalent și a unui model matematic care descrie deplasarea depolarizării de-a lungul membranei. Axonul este caracterizat prin conductivitățile mediilor componente: intracelular ($\sigma_i \approx 1-2$ S/m), extracelular ($\sigma_e \approx 10-20$ S/m, de circa zece ori mai mare decât σ_i) și membranar (σ_m variabil, în funcție de selectivitatea membranei).

Ipotezele modelului includ:

- simetrie axială și reducerea problemei la o dimensiune (1D);
- medii interne și externe omogene, dar neizotrope;
- circuit echivalent cu elemente distribuite;
- lipsa elementelor inductive, ceea ce conduce la un fenomen de difuzie electrică, nu la propagare sub formă de undă.

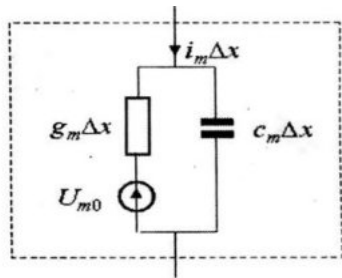
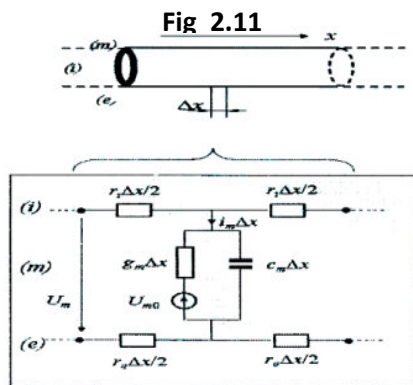


Fig 2.12 a

Modul transversal membrana polarizata

Astfel, transmiterea depolarizării este descrisă ca un proces de difuzie succesivă de-a lungul axonului. Schema electrică a membranei diferă pentru starea polarizată și depolarizată, fiind asociată cu expresii matematice distincte pentru curentul transmembranar [2].

2.2.8 Ecuația distribuției spațio-temporale a tensiunii de membrană

Modelul folosește curentul transmembranar și conduce la ecuații diferențiale parțiale de tip difuzie [2].

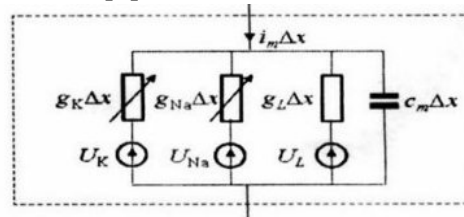


Fig 2.12 b

Modul transversal membrana depolarizata

Pentru cazul membranei depolarizate electric v.fig.2.12.b se folosește schema circuitului electric și curentul transmembranar dat de expresia b)

- pentru membrana polarizată – ecuație liniară;

$$a) i_m = (U_m - U_{m0})g_m + c_m \frac{\partial U_m}{\partial t} = u_m g_m + c_m \frac{\partial U_m}{\partial t} \text{ pentru membrana polarizată - } \quad (2.22)$$

- pentru membrana depolarizată – ecuație neliniară cu coeficienți variabili, rezolvabilă numeric prin modelul Hodgkin–Huxley.

$$b) i_m = (U_m - U_{Na})g_{Na} + (U_m - U_K)g_K + (U_m - U_L)g_L + c_m \frac{\partial U_m}{\partial t} \text{ pentru membrana depolarizată } \quad (2.23)$$

Notă: Modelele prezentate (realizate pe axon de calmar sau broască africană, nemielinizate) nu pot fi aplicate direct sistemului vizual uman, unde axonii sunt în procent mare mielinizați. Ajustările necesare se fac prin raportare la modelul Frankenhauser–Huxley, aplicabil axonilor mielinizați, în special la nivelul nodurilor Ranvier. Modelele pot fi folosite la axonii nemielinizați în zona prechiasmatică, în nucleii profunzi din FR și structuri neuronale complexe din Hipocamp.

2.2.9 Legea lui Adrian Edgar Douglas

Legea lui Adrian Edgar Douglas, formulată în 1923, descrie relația dintre intensitatea stimulării nervului și frecvența descărcărilor de potențiale de acțiune (PA). Conform acestei legi, frecvența impulsurilor crește odată cu intensitatea stimulului, iar la intensitatea de prag (I_0) se obține o frecvență minimă de descărcare. Datele experimentale arată că, dacă stimularea se menține constantă după o creștere graduală, frecvența impulsurilor scade exponențial în timp. Acest fenomen, denumit adaptare, reflectă refacerea stării de polarizare a membranei axonale către nivelul de repaus.

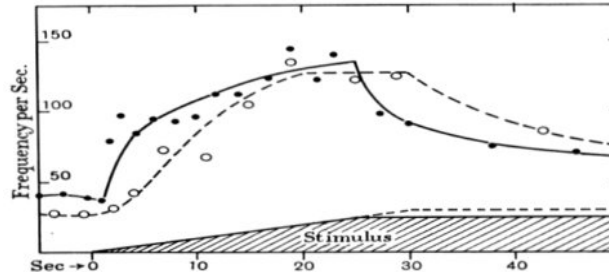


Fig 2.13 Creșterea graduală a frecvenței răspunsului electric la introducerea acului în piele. Adrian E.D. 1923 [4]

Relația se pune sub forma indicată de curba experimentală : $\nu = A \cdot \ln \frac{I}{I_0} + \nu_0$ sau

$\nu - \nu_0 = A \cdot \ln \frac{I}{I_0}$, unde I_0 și ν_0 sunt intensitatea și frecvența descărcărilor PA la pragul de stimulare, unde $A = \frac{\nu_0}{\ln t_c}$. Relația $\nu = A \cdot \ln \frac{I}{I_0} + \nu_0$ este legea lui Adrian E.D.[9], (2.32)

Capitolul 3 Metode și tehnici experimentale în obținerea bazei de date pentru analiza de semnal și etapele procesării semnalelor PEV și EEG

3.1 Scopul efectuării experimentelor

Experimentele urmăresc colectarea și analiza datelor EEG și PEV pentru:

- obținerea bazelor de date în starea de repaus și stimulare flash, atât pentru cazuri normale, cât și patologice;
- evidențierea patternurilor de activare EEG și PEV în condiții normale și patologice;
- analiza corelațiilor EEG între zone corticale și între frecvențe de activitate;
- analiza corelațiilor PEV între componentele semnalului, în repaus și stimulare;
- identificarea patternurilor patologice și obținerea markerilor EEG și PEV specifici;
- realizarea de modele privind activitatea PEV în diverse condiții de stimulare flash.

3.2 Aparatura electrică implicată în obținerea PEV și EEG

Ansamblul de aparate formează un sistem unitar destinat stimulării vizuale, colectării datelor, procesării și stocării acestora pentru analiză ulterioară. Sistemul include:

- dispozitivul de culegere a semnalelor și stimulare flash;
- electroencefalograful pentru preluarea și procesarea primară a semnalelor;
- sistemul de analiză digitală a datelor.

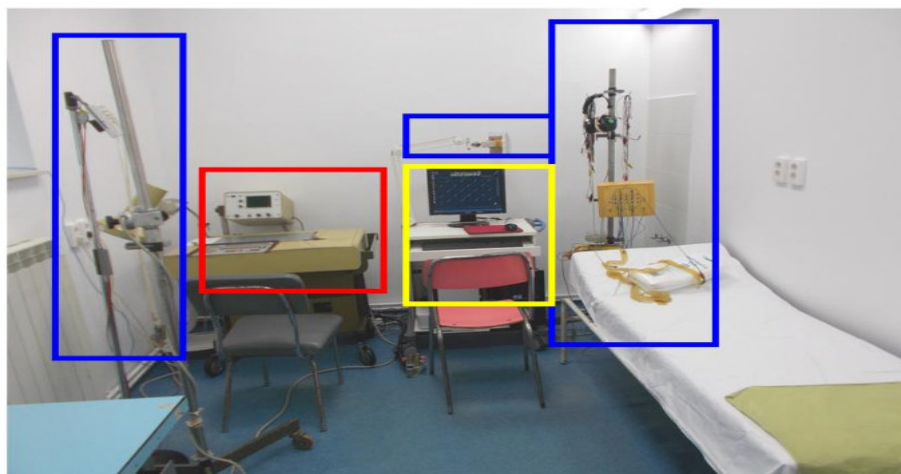


Fig 3.1 Aparatura electrica implicata in obtinerea activitatii electrice EEG si a semnalului PEV (cu chenar albastru -sistemul de culegere a semnalelor electrice si stimulare flash; cu chenar rosu-sistemul electroencefalograf;cu chenar galben -sistemul de procesare digitala a semnalelor – statie PC) - Nicolae Stelian Stanciu.Laboratorul de neurofiziologie 2018 [20]

3.3 Sistemul de stimulare Flash a receptorului vizual

Stimularea vizuală se realizează cu un sistem flash alb (stroboscop), cu energie standardizată (0,3 J; 0,6 J; 1,2 J). Distanța față de receptorul vizual este de 25–30 cm. Se aplică inițial stimulare scotopică, urmată de stimulare fotopică intermitentă. Pentru repetarea testului PEV se respectă un interval de pauză de 0,5–1 min pentru eliminarea oboselii vizuale. Frecvența stimulului este de 1 Hz. Lampa utilizată are inerție mică și suprafață emisivă mată, asigurând distribuția uniformă a intensității luminoase.

3.4 Modalități de culegere a semnalului electric la PEV

Semnalul PEV se înregistrează cu electrozi plasați pe scalp în zonele vizuale corticale:

- Fz – zona frontală mediană;
- O1, O2 – zonele occipitale bilaterale, corespunzătoare ariei vizuale Brodmann 17.

Electrozii, de tip „ciupercă” din argint, sunt fixați cu gel electrolitic, după degresarea scalpului cu alcool medicinal. Rezistența de contact trebuie să fie $< 10 \text{ k}\Omega$ pentru evitarea artefactelor. Fiecare electrod este conectat la un canal de înregistrare, parte a sistemului de colectare a datelor. v fig 3.2 si fig 3.3

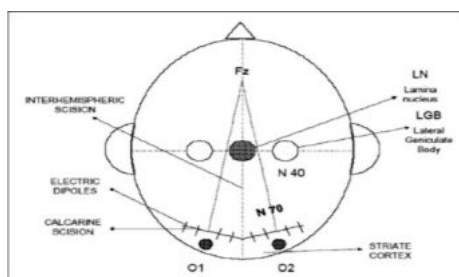


Fig. 3.2 Culegerea semnalului PEV [10] modificat de Stanciu Nicolae

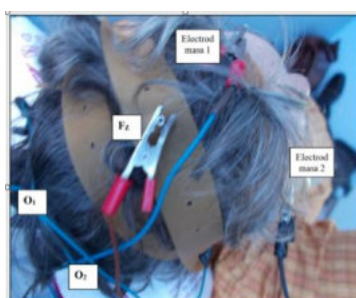


Fig. 3.3. Tehnica culegerii semnalului electric PEV .O1, O2 zonele occipitale de înregistrare, stînga O1, respectiv dreapta O2. Fz este electrodul de referință. E1, E2 electrozi de masă. Vedere verticală de sus.. Clinica de Neurologie.Laboratorul de neurofiziologie 2018.Nicolae Stelian Stanciu – [20]

3.5 Modalități de culegere a semnalului electric la EEG

Înregistrarea activității spontane EEG se face conform sistemului internațional standardizat „10–20”, utilizat pe scară largă. Acesta presupune plasarea a 21 de electrozi pe suprafața scalpului, cu repere la Nazion (baza superioară a nasului) și Inion (baza craniană, linia mediană). Electrozii sunt distribuiți procentual pe distanța Nazion–Inion (10%, 20%, 20%, 20%, 20%, 10%). Modelul „derivație-sursă” (QA) afișează potențialul electric în fiecare punct raportat la electrozii vecini, utilizând metoda ponderilor. v fig 3.4 si fig 3.6

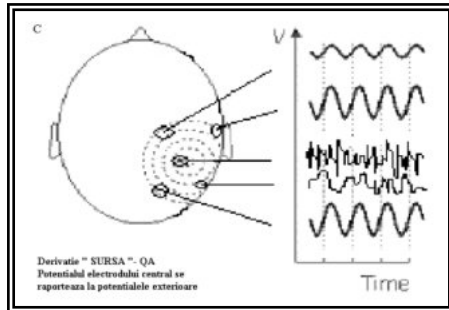


Fig 3.4. Sisteme de culegere în derivație Q.A. ([10], modificat Stanciu N.S)

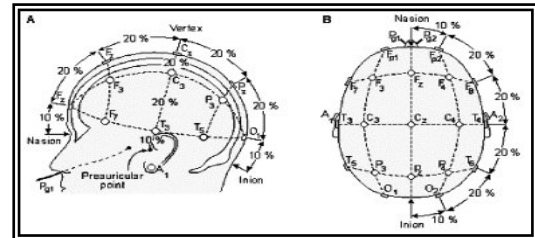


Fig 3.6. Schema procentuală a amplasării electrozilor [10],[11].

3.6 Electroencefalograf – Prelucrarea semnalului în encefalograf

Electroencefalograf este aparatul care preia semnalele EEG de la electrozii corticali și le procesează prin etalonare, preamplificare, conversie analog–digital și amplificare de putere. Rezultatele sunt afișate grafic pe imprimantă sau pe ecranul aparatului.

3.6.1 Schema bloc a unui electroencefalograf

Schema bloc (fig. 3.8) evidențiază etapele de colectare, selecție și preamplificare a semnalelor EEG. La finalul etajului de amplificare se obține un factor de amplificare de ordinul 10^6 , cu păstrarea integrității semnalelor. v fig 3.7 si fig 3.8



Fig 3.7. Electroencefalograf Bioscript Zwonitz 2000. Nicolae Stelian Stanciu 2018 [20]

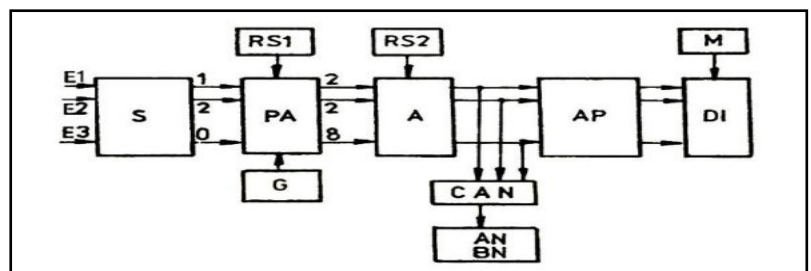


Fig. 3.8 Schema bloc a unui electroencefalograf. E₁, E₂, E₈ - electrozi; S – Selector - Rețea Frank; PA – preamplificator; G – Generator – tensiune de referință (potențial); RS₁, RS₂ - sisteme de control sensibilitate ;A - amplificator; AP – amplificator de putere; DI - imprimantă ;M - motor pentru banda de hirtie ; CAN – convertor analog-digital ; ANBN – Sistem digital pentru analiza datelor.[15],[20].

3.8 Utilitatea encefalografului – Obținerea spectrelor de putere EEG

Spectrul de putere EEG se obține prin transformata Fourier, după filtrarea, digitalizarea și stocarea semnalului. Pentru reducerea zgomotului se aplică o fereastră Gaussiană (Hamming). Rezoluția frecvenței crește odată cu durata înregistrării. Se calculează ponderea puterii medii EEG (amplitudinea pătrată) raportată la puterea totală emisă, pentru frecvențele Δ , θ , α , β și BHF. Domeniile analizate sunt: Clinic (0–26 Hz), BHF (26–62 Hz) și Integral (0–62 Hz). În lucrare de teză s-a utilizat puterea relativă (ponderată), calculată pe fiecare zonă corticală, cu pas de 0,5 Hz.

3.7 Mod de lucru și etapele procesării semnalelor EEG și PEV

3.7.1 Mod de lucru și obținerea bazei de date – Generalități

Subiectul este plasat într-o cameră semiobscură, în poziție orizontală, cu sistemul de culegere EEG aplicat pe scalp. Se solicită menținerea ochilor deschiși sau acoperirea alternativă a câte unui ochi cu un bandaj opac, pentru expunerea la lumină albă intermitentă. Distanța dintre ochiul stimulat și sursa luminoasă este reglată de operator. Electrozii sunt plasați corespunzător, iar stimularea vizuală se face cu energii standardizate (0,3 J; 0,6 J; 1,2 J) la frecvența de 1 Hz. Înregistrarea durează aproximativ 60 s și după eliminarea artefactelor, poate fi repetată după 60–90 s. Rezultatele sunt aflate pe display sau bandă rotativă de hârtie.

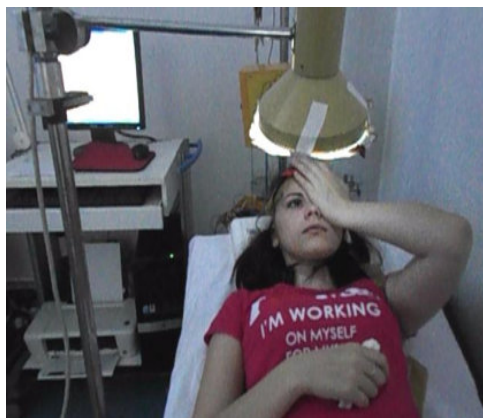


Fig 3.12 Subiect supus testării Flah – Nicolae Stelian Stanciu
Laboratorul de Neurofiziologie 2018

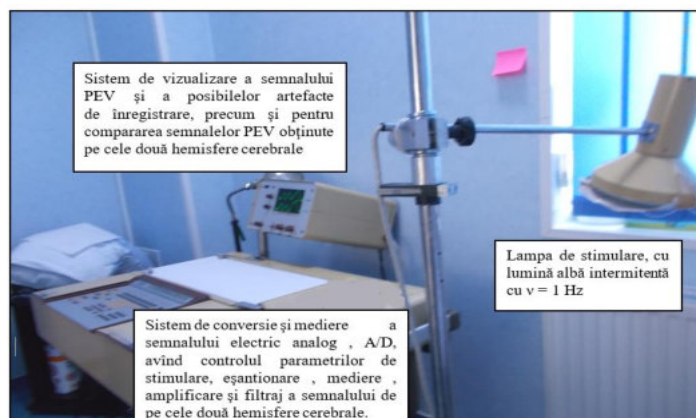


Fig 3.13. Aparatura necesară înregistrării EEG și PEV. Obs. sistem control -înregistrare digitală, Flash alb 0.6 J. Clinica de Neurologie Laboratorul de neurofiziologie 2018. Stanciu Nicolae Stelian [20]

3.7.2 Mod de lucru pentru analiza datelor experimentale ale activității EEG

Analiza EEG se realizează cu electroencefalograful Bioscript Zwonitz 2000, care colectează și procesează semnalele electrice ale subiectului. Datele obținute sunt înregistrări de tip traseu EEG, fie în stare de repaus, fie în stimulare flash (0,6 J). Ulterior, acestea sunt introduse într-un calculator, unde sunt prelucrate: se elimină artefactele, se calculează puterea electrică relativă pe zone corticale și domenii de frecvență, iar rezultatele sunt reprezentate tip mapping EEG.

Etapele principale sunt:

1. Obținerea ponderilor de putere electrică pe intervale de 60–180 s.
2. Eliminarea artefactelor.
3. Realizarea hărților EEG pentru domeniul integral 0–62 Hz.
4. Segmentarea domeniului integral în 8 domenii de 7,5 Hz + 1 domeniu de 2 Hz (0–7,5 Hz; 7,5–15 Hz; 15–22,5 Hz; 22,5–30 Hz; 30–37,5 Hz; 37,5–45 Hz; 45–52,5 Hz; 52,5–60 Hz; 60–62 Hz).
5. Segmentarea fiecărui interval în pași de 0,5 Hz și calculul puterii relative prin programul MapEEG 2011.
6. Obținerea tabelor de valori în format TXT.
7. Conversia tabelor în format XLS pentru utilizări ulterioare.

Contribuții la analiza semnalelor bioelectrice în activitatea neuro-corticală pentru îmbunătățirea informației utile în diagnosticul medical

3.7.3 Protocoale experimentale

Etapele 1–7 constituie o fișă de lucru experimentală. Mai multe fișe de lucru formează un protocol experimental. Exemple: Fila de lucru 1 și Fila de lucru 2.

PROTOCOLUL EXPERIMENTAL - FIȘA DE LUCRU NR.1 3.7.3.a

NR. CRT	EXPERIMENT	MULOACE DE LUCRU	ETAPE ALE MODULUI DE LUCRU	REALIZATORI	UTILITATEA
1	ÎNREGISTRAREA VALORILOR PUTERII RELATIVE EEG LA REPAUS	11.1 SISTEM DE CULEGERE ELECTROZI 1.2 ELECTROENCEFALOGRAF 1.3 PROGRAM MAPEEG 2011 PENTRU ELIMINAREA ARTEFACTELOR	ETAPA DE CULEGERE SEMNAL EEG ETAPA 1-2 ETAPA 3 ETAPA 4 ETAPA 5 ETAPA 6A ETAPA 6B ETAPA 6C ETAPA 7A ETAPA 7B ETAPA 7C ETAPA 7D ETAPA 7E	ASISTENT LABORANT WALTER TEUCH CERCET ȘTIINȚIF PRINC. D. M. PSATTA FIZICIAN COLABORATOR NICOLAE STELIAN STANCIU	1-Experiment necesar pentru obținerea spectrelor de putere pe domeniul de frecvență diferite de activitatea electrică cerebrală și pe zonele corticale la repaus 2-Experiment necesar pentru obținerea hantilor de corelație zonale la repaus 3-Experiment necesar pentru obținerea frecvențelor valorilor de corelație pe zonele corticale la repaus 4-Experiment necesar hantilor de corelație a frecvențelor din diverse domenii de activitate corticală la repaus

PROTOCOLUL EXPERIMENTAL - FIȘA DE LUCRU NR.2 3.7.3.b

NR. CRT	EXPERIMENT	MULOACE DE LUCRU	ETAPE ALE MODULUI DE LUCRU	REALIZATORI	UTILITATEA
1	ÎNREGISTRAREA VALORILOR PUTERII RELATIVE EEG LA FLASH	11.1 SISTEM DE CULEGERE ELECTROZI 1.2 ELECTROENCEFALOGRAF 1.3 PROGRAM MAPEEG 2011 PENTRU ELIMINAREA ARTEFACTELOR	ETAPA DE CULEGERE SEMNAL EEG ETAPA 1-2 ETAPA 3 ETAPA 4 ETAPA 5 ETAPA 6A ETAPA 6B ETAPA 6C ETAPA 7A ETAPA 7B ETAPA 7C ETAPA 7D ETAPA 7E	ASISTENT LABORANT WALTER TEUCH CERCET ȘTIINȚIF PRINC. D. M. PSATTA FIZICIAN COLABORATOR NICOLAE STELIAN STANCIU	1-Experiment necesar pentru obținerea spectrelor de putere pe domeniul de frecvență diferite ale activității electrice cerebrale și pe zonele corticale la flash 2-Experiment necesar pentru obținerea hantilor de corelație zonale la flash 3-Experiment necesar pentru obținerea frecvențelor valorilor de corelație pe zonele corticale la flash 4-Experiment necesar hantilor de corelație a frecvențelor din diverse domenii de activitate corticală la flash 5-Experiment necesar obținerii vârfurilor relative de putere ponderate pe zone și pe frecvențe 6- Experiment necesar obținerii zonelor de instabilitate maximă la stimularea flash a structurilor neuronale

3.7.5 Etapa 8A–8F. Obținerea valorilor de corelație EEG

Pentru analiza corelațiilor zonale și de frecvență ale puterii EEG, se aplică etapele 8A–8F, realizate în Excel, conform metodologiei din literatura de specialitate:

- Etapa 8A: aplicarea funcției Correlation (Tools → Data Analysis → Correlation).
- Etapa 8B: definirea domeniului de preluare a datelor.
- Etapa 8C: obținerea tabelului de corelație segmentat diagonal.
- Etapa 8D: completarea tabelului prin adăugarea valorilor diagonale.
- Etapa 8E: aplicarea funcției IF la obținerea unui tabel complet al corelațiilor zonale.
- Etapa 8F: realizarea tabelului final cu valorile de corelație zonală ale puterii EEG ponderate.

Aceste etape permit evidențierea corelațiilor între zone corticale și între domenii de frecvență, constituind baza pentru identificarea markerilor EEG relevanți.

3.7.6 Etape A–E. Obținerea datelor PEV și metode de determinare a amplitudinii și latenței

Pentru obținerea valorilor de amplitudine și latență ale semnalului PEV se utilizează electroencefalograful BIOSCRIPT – ZWÖNITZ 2000, conectat la o interfață de conversie analog–digital și la un calculator PC.

Etapele principale sunt:

1. Filtrarea semnalului în domeniul 0,3–70 Hz.
2. Repetarea stimulării flash de 25 ori pentru medierea răspunsului PEV și eliminarea artefactelor.
3. Înregistrarea pe o bază de timp de 250 ms.
4. Digitizarea la 256 bit/canal (rezoluție 8 bit).
5. Medierea semnalului se face conform relației

$$M(t) = [M(t-1) + V(t)]/2 \quad (3.1)$$

$M(t-1)$ = media amplitudinilor anterioare, $V(t)$ = amplitudine semnal la momentul t

Etapele A–E:

- A: Obținerea semnalului din electroencefalograf.
- B: Vizualizarea pe display și imprimarea grafică. v.fig 3.16
- C: Analiza punct cu punct a graficului și extragerea perechilor (t , $V(t)$).
- D: Calculul amplitudinii prin metoda „peak-to-peak” sau metoda relativă (diferența între două vârfuri ale semnalului la latențe diferite). v.fig.3.17
- E: Determinarea simultană a amplitudinilor și latențelor, și obținere tabele (t , $V(t)$).

Amplitudinile sunt măsurate relativ la o linie izoelectrică considerată 0 V.

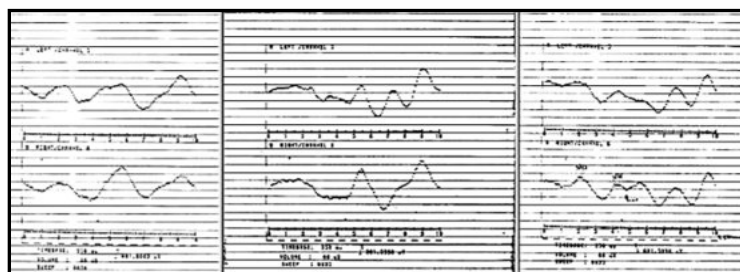


Fig 3.16 Etapa B. Potențiale evocate vizual, tipărite pe hârtie, în studii neurofiziologice ale căilor de conducție, în patologie - laborator neurofiziologie.2015 [21]

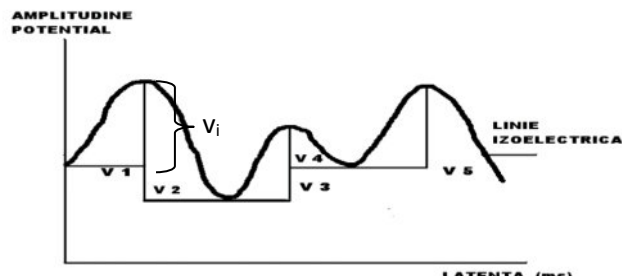


Fig 3.17. Etapa D. Metoda relativă de obținere a amplitudinii PEV după Stanciu Nicolae Stelian [18]. [20]. [21]

3.7.7 Tipuri de experimente pentru studiul EEG și PEV

EEG – Normal și Patologic

- Repaus: în benzile 0–26 Hz, 26–62 Hz (BHF), 0–62 Hz.
- Flash 0.6 J: în aceleași benzi de frecvență.
- Analiza variației relative Flash–Repaus: pentru puterea EEG ponderată.

Patologii analizate:

- Sindrom obsesiv–compulsiv (SOC)
- Sindrom bipolar (SB)
- Autism
- Alzheimer
- Schizofrenie

PEV – Normal și Patologic

- Analiza amplitudinii PEV în funcție de energia stimulării flash (0,3 J; 0,6 J; 1,2 J).
- Analiza latențelor PEV în raport cu energia stimulării.
- Studiul amplitudinilor și latențelor PEV în funcție de stimularea căii de conducere (hemisfer stâng/drept).

Patologii analizate:

- Neuropatie
- Epilepsie cu focar hemisfer stâng

În aceste cazuri se investighează modificările amplitudinilor și latențelor PEV în cazul stimulării flash, pentru a evidenția particularitățile funcționale ale activității neuronale.

REZULTATE OBȚINUTE

Capitolul 4 Studiul puterii electrice ponderate EEG și a variației ei relative Repaus – Flash la cazuri Normale și Patologice

4.1 Studiul puterii electrice ponderate EEG

4.1.1 Generalități

Analiza EEG a fost realizată prin procesare numerică (v.3.13), obținându-se ponderea puterii medii EEG (amplitudine pătratică) raportată la puterea totală înregistrată pe durata sesiunii (180 s). Evaluarea s-a efectuat pe toate frecvențele EEG (Δ , θ , α , β , BHF), în cele 19 puncte standard de pe scalp, pentru trei domenii de frecvență:

- Domeniul Clinic: 0–26 Hz
- Domeniul BHF: 26–62 Hz
- Domeniul Integral: 0–62 Hz

Puterea relativă a fost calculată ca distribuție zonală a energiei în unitatea de timp, cu pas de 0.5 Hz, pentru fiecare zonă corticală. Scalp-ul a fost împărțit în 5 zone funcționale:

- Zona I: prefrontală (PF1, PF2)
- Zona II: frontală (F7, F3, Fz, F4, F8)
- Zona III: central-temporală (T3, C3, Cz, C4, T4)
- Zona IV: parieto-temporală (T5, P3, Pz, P4, T6)
- Zona V: occipitală (O1, O2)

4.2 Mod de lucru în prelucrarea datelor experimentale

Activitatea experimentală a fost structurată conform unei scheme bloc (figura 4.2), utilizând și date din sursa [23].

4.3 Puterea Electrică Ponderată EEG – Caracteristici

Puterea ponderată EEG este influențată de multiple variabile:

1. Este o valoare mediată a energiei electrice în unitatea de timp.
2. Varietatea zonelor corticale și a domeniilor de frecvență influențează rezultatul.
3. Reflectă tipul de activitate neuronală specific zonei analizate.
4. Se diferențiază între stările neurofiziologice Normale și Patologice.
5. Este sensibilă la tipul de patologie prezent.
6. Este influențată de starea funcțională: Repaus sau Flash.
7. Se modifică în funcție de starea de Veghe sau Somn.
8. Este condiționată de parametrii stimulării Flash (emoție, stres, intensitate, durată, frecvență, tip, lungime de undă, ochi stimulați – AO, OD, OS).
9. Are caracter de undă zonală, dependent de timp, frecvență și localizarea corticală

4.3. Caracterizarea diferențiată a puterii ponderate EEG în domeniile Clinic și BHF, în stările Repaus și Flash, pentru cazuri Normale și Patologice.

4.3.1 / 4.3.2. Analiza comparativă a puterii ponderate EEG în domeniul Clinic (0–26 Hz), în stările Repaus (stânga) și Flash (dreapta), pentru cazuri Normale, în funcție de momentele T1, T2, T3 și stimularea Flash la T4. v.fig 4.3 a,b

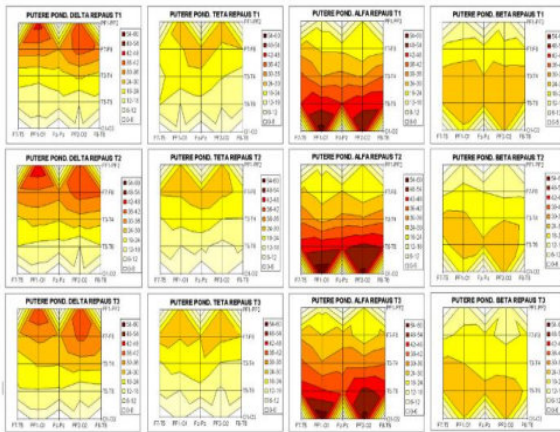


Fig 4.3 a Puterea electrică ponderată în domeniul clinic funcție de timp, Normal, Repaus - T1,T2,T3 - Nicolae Stelian Stanciu 2021 [12],[45]

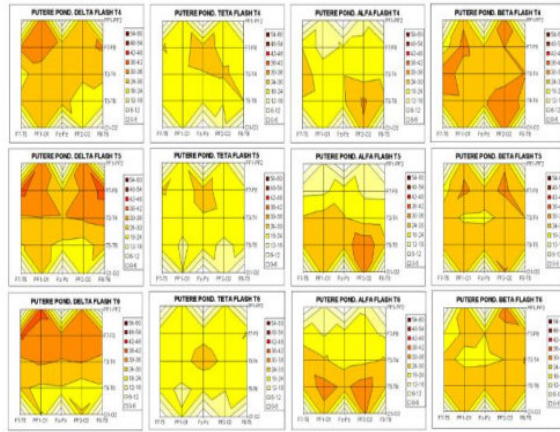


Fig 4.3 b Puterea electrică ponderată în domeniul clinic funcție de timp, Normal, Flash - T4,T5,T6 - Nicolae Stelian Stanciu 2021 [12],[45]

S.4.3. Fig 4.3.a și 4.3.b Puterea relativă EEG Clinic Normal ,pe zone corticale: fig. Stinga-a Repaus, la timpii T1,T2,T3 și fig. dreapta-b Flash, la timpii T4,T5,T6. **Obs** După stimularea Flash, apare o redistribuire corticală de putere relativă care cu trecerea timpului revine la distributia corticală de la Repaus.

4.3.3. Evaluarea puterii ponderate mediate în domeniul BHF (26–62 Hz), în stările Repaus și Flash, pentru subiecți Normali. v.fig 4.4

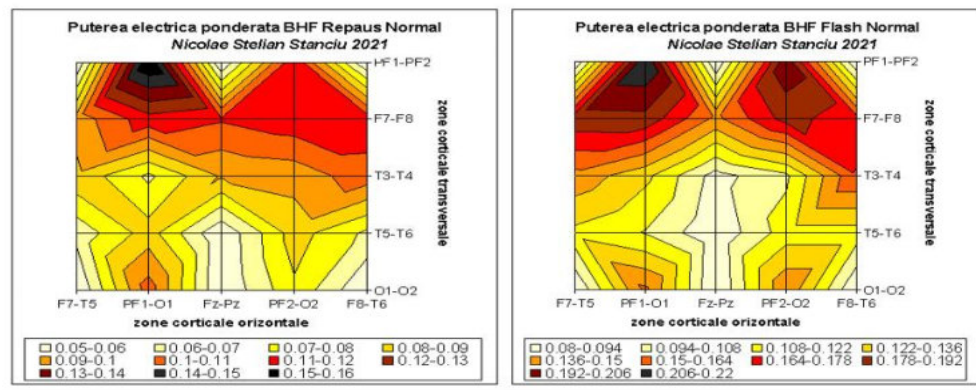


Fig 4.4 Puterea electrică ponderată mediata în domeniul B.H.F la Repaus și Flash,Normal – Nicolae Stelian Stanciu 2021 [12]. Obs. Există o creștere a puterii ponderate BHF,la Flash pe toate zonele cerebrale,dar mai pronunțată în Prefrontal,Frontal și Temporal [12]

4.3.4.a / 4.3.4.b. Distribuția statistică a frecvenței puterii ponderate EEG în Repaus (a) și Flash (b), în dom. Clinic,Normal,pe zone corticale și benzi de frecvență

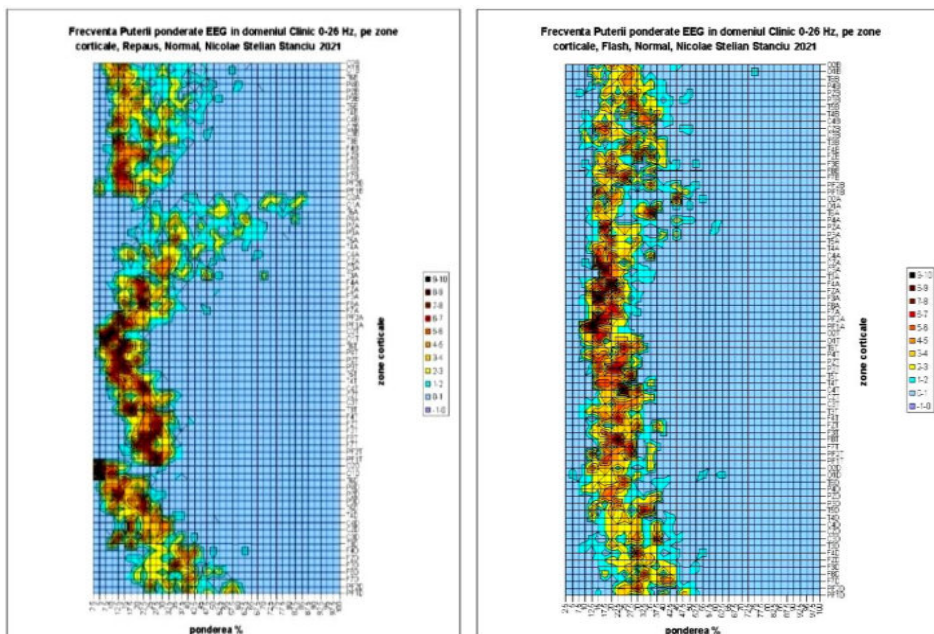
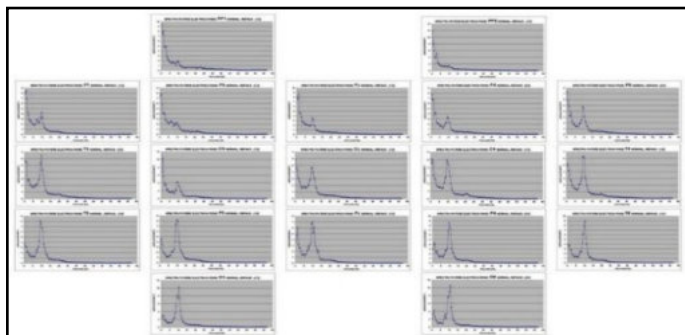


Fig 4.5 stînga pentru 4.3.4.a – Frecvența statistică a valorilor de putere relativă EEG pe zonele corticale și frecvența activității electrice, la Repaus,Clinic.

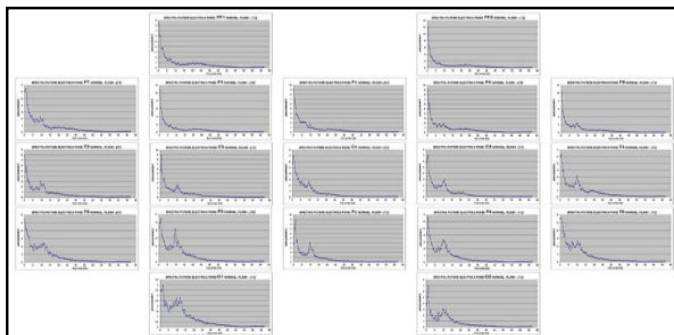
Fig 4.5 dreapta pentru 4.3.4.b - Frecvența statistică a valorilor de putere relativă EEG pe zonele corticale și frecvența activității electrice, în domeniul Clinic la Flash.

Obs La Repaus se observă o separare a valorilor domeniilor de frecvență ale activității astfel :domeniul Delta este separat de Theta grupată cu Alpha, ce sunt ambele separate de Beta. La Flash scindarea domeniilor de valori nu mai există, aparînd o continuitate în domeniile de valori ale mărimii energetice.S-a considerat puterea ca energia mediata pe unitatea de timp. Nicolae Stelian Stanciu 2021,[12],[42]

4.3.6.a / 4.3.6.b. Spectrul de putere ponderată EEG în funcție de zona corticală și frecvență (0–62 Hz), în stările Repaus și Flash, pentru subiecți Normali

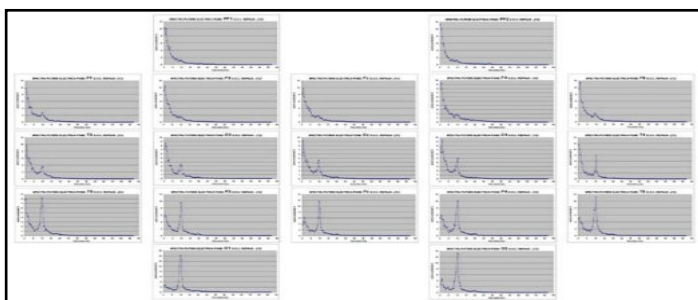


Mapping – **Fig 4.7 a** Spectrul de putere ponderată .EEG funcție de zona cortic și frecv..0-62 Hz .Repaus, Normal – Stanciu Nicolae Stelian [12] 2020

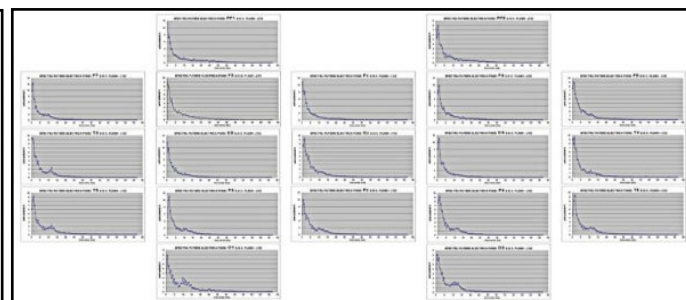


Mapping – **Fig 4.7 b** Spectrul de putere ponderată .EEG funcție de zona corticală și frecv.0-62 Hz .Flash, Normal – Stanciu Nicolae Stelian [12] 2020

4.3.8.a / 4.3.8.b. Spectrul de putere ponderată EEG în funcție de zona corticală și frecvență (0–62 Hz), în stările Repaus și Flash, pentru subiecți cu S.O.C.



Mapping – **Fig 4.9 a** Spectrul de putere pond.EEG funcție de zona corticală.și frecv. 0-62 Hz ,Repaus SOC, Stanciu Nicolae Stelian [12] 2020



Mapping - **Fig 4.9 b** Spectrul de putere pond.EEG funcție de zona corticală.și frecv. 0-62 Hz, Flash SOC, Stanciu Nicolae Stelian [12] 2020

4.3.9 Spectrul de putere electrică ponderată EEG și frecvența activității neuronale (0–62 Hz) ca medie zonală, în stările Repaus și Flash, pentru cazuri Normale și Patologice.

S-au evidențiat diferențe semnificative între cele două categorii, atât în amplitudinea spectrului, cât și în distribuția pe frecvențe.

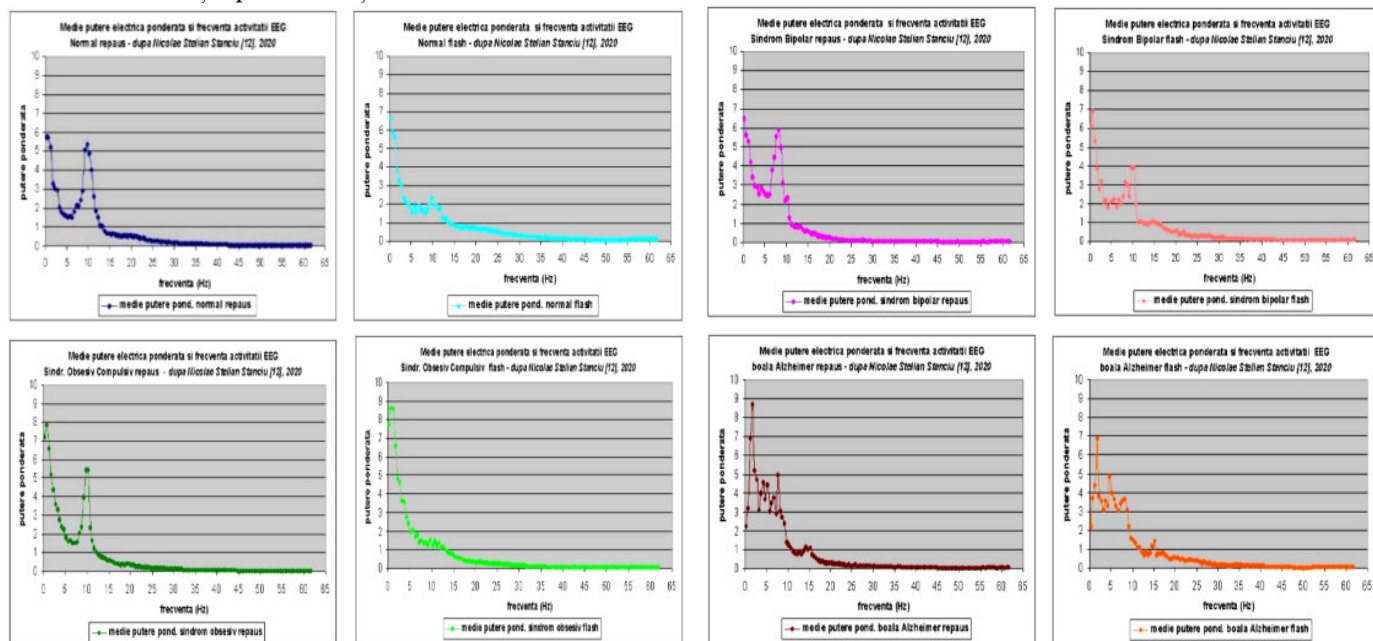


Fig 4.10.a Media puterii ponderate la repaus și flash în domeniul 0-62 Hz Normal si S.O.C. Stanciu N.S [12]

Fig 4.10.b Media puterii ponderate la repaus și flash în domeniul 0-62 Hz S.B și Alzheimer, Stanciu N.S [12]

4.3.10 Unda de putere ponderată EEG funcție de frecvența activității și zona corticală, pentru cazuri Normale.

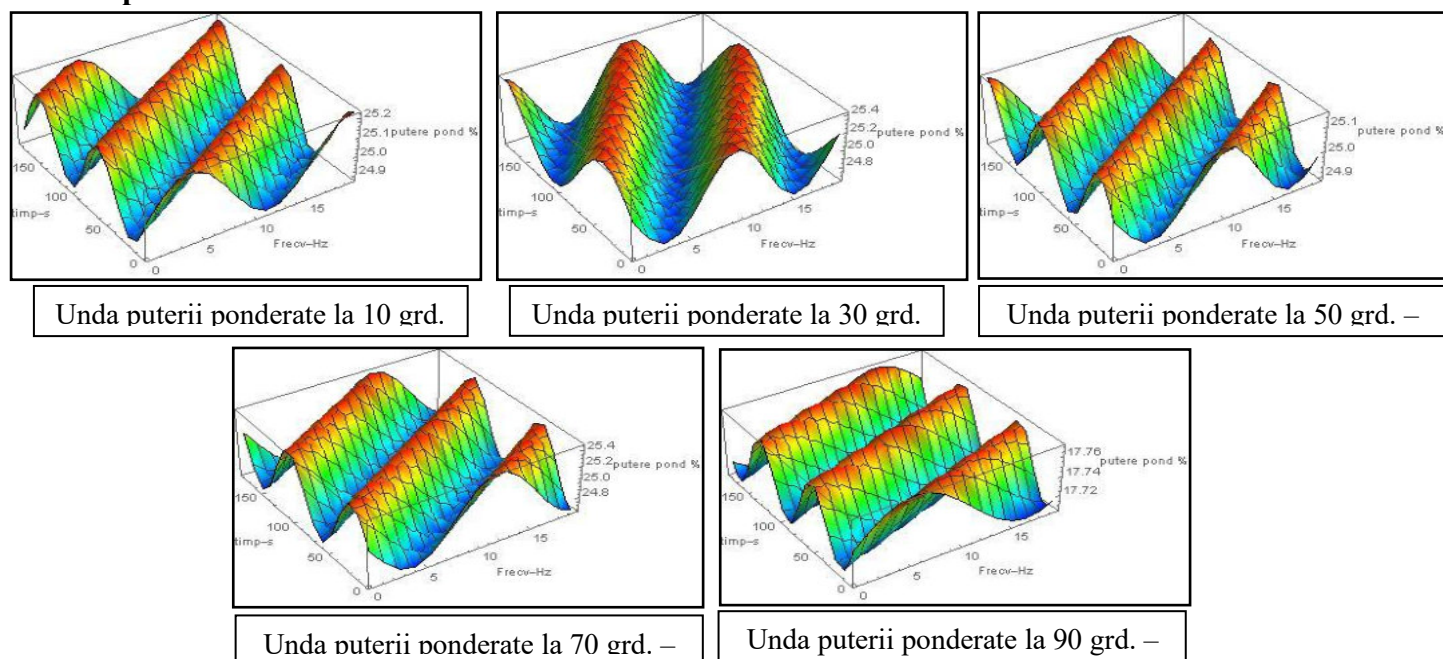


Fig 4.11 Unda de putere electrică ponderată funcție de zona corticală (unghiul la centru), frecvența și timp – Stanciu N.S 2021 [12], [23]

4.4 Reactivitatea structurilor neuronale la stimularea Flash, cazuri Normale și Patologice

4.4.1 Reactivitatea neuronală – Generalități

Reactivitatea neuronală procentuală este definită ca variația relativă a puterii ponderate EEG între starea de Repaus și cea de stimulare Flash, conform relației :

$$R = \frac{(P - P_0)}{P_0} \cdot 100 = R\% \quad (4.1)$$

unde P_0 este puterea ponderată la repaus, iar P este puterea ponderată la stimularea flash.

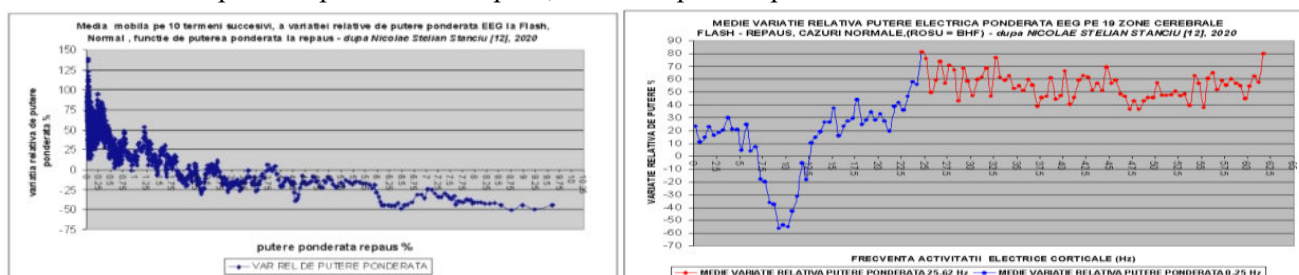


Fig 4.12 a,b Variația rel de putere ponderată și puterea ponderată la repaus – [23]

Obs Fig a din stînga este variația relativă de putere ponderată EEG funcție de puterea ponderată la repaus
Fig b din dreapta este variația relativă de putere ponderată funcție de frecvența activității corticale

4.4.6. Variația relativă de putere ponderată EEG între Flash și Repaus a fost analizată pe zone corticale, în domeniul 0–62 Hz, pentru cazuri Normale.

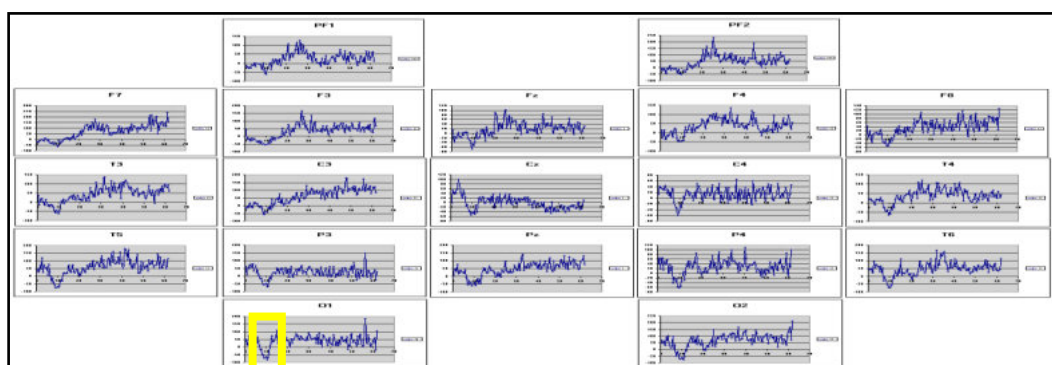


Fig 4.21 Mapping Variația de putere relativă Flash-Repaus pe zone și frecv. 0-62 Hz. Normal. Stanciu N.S. 2021. [12]

4.4.7. Puterea ponderată EEG la Repaus și Flash, precum și variația relativă în domeniul BHF (26–62 Hz), au fost studiate pentru cazuri Normale.

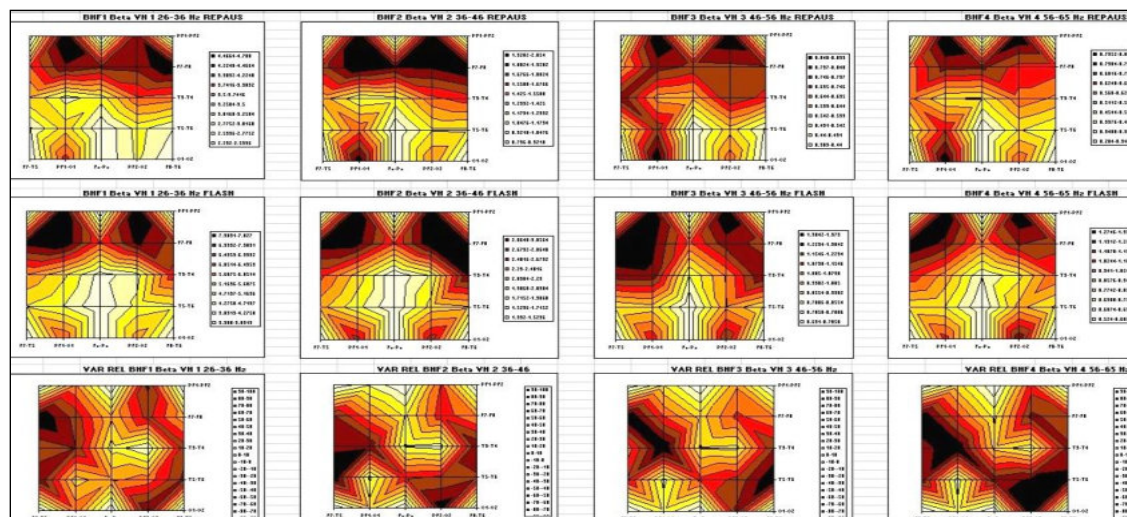


Fig 4.22. Puterea electrică ponderată și variația relativă în domeniul BHF, mapping zonal, funcție de frecvență, Normal. **Obs** Se observă creșterea de putere electrică ponderată realizată prin transfer interhemisferic STG-DR, odată cu creșterea frecvenței BHF - Nicolae Stelian Stanciu 2023,[12]

4.5 Fenomenul scăderii puterii ponderate în domeniul Alfa Clinic

În urma stimulării Flash, s-a observat o scădere semnificativă a puterii ponderate în banda Alpha Clinic (9.25–10.25 Hz), pe toate cele 19 zone corticale, iar simultan cu acesta există și fenomenul de activare Alpha în zona frontală bilaterală F3 și F4. În plus fenomenul descreșterii puterii ponderate la stimularea Flash se datorează consumului de energie ponderată în unitatea de timp pentru procesarea semnalului electric pe căile de conducție, dar și în structurile neuronale, participante la acest act al stimulării. Cele mai mari scăderi au fost în regiunile occipitale bilaterale, parieto-temporale și frontală centrală (Fz). Relația dintre puterea la Flash și cea la Repaus depinde de distanța Nazion–Inion. Fenomenul este de natură exponențială și implică un consum de energie ponderată pentru procesarea semnalului vizual, atât pe căile de conducție, cât și în structurile neuronale implicate, v (4.4) și fig 4.25

$$p^* = P = P_0 [47.432 - 1.386 \cdot \text{Exp}[0.0343 \cdot x]] (\%). \quad (4.4)$$

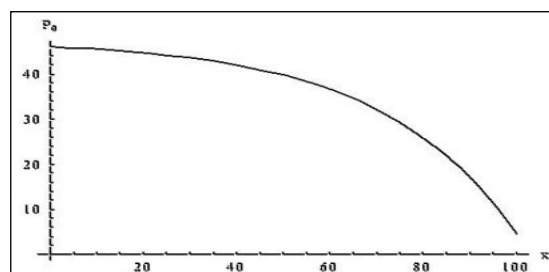


Fig. 4.25 Dependența de distanță % Nazion – Inion a puterii pond. EEG flash în domeniul Apha Clinic, 9.25–10.25 Hz. Stanciu Nicolae Stelian

4.6 Reactivitatea neuronală R la Flash – cazuri patologice

Reactivitatea neuronală a fost investigată în context Normal și Patologic, evidențiind diferențe semnificative față de cazurile normale, atât în amplitudine, cât și în distribuția pe frecvențe și zone corticale.

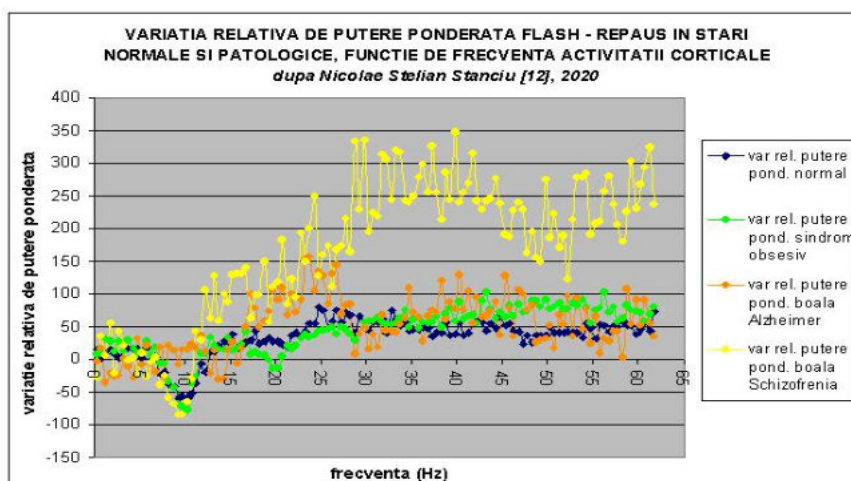


Fig 4.26 a. Descriere grafică comparativă a variației relative de putere ponderată la Flash la normal și cazuri patologice. **Obs** Se observă că valorile foarte mari de variație relativă atât la normal cât și la patologic se găsesc în domeniul de frecvență BHF, însă la patologia foarte complexă, aceste valori sunt de 6-7 ori mai mari decât la cazul normal. Variația relativă de putere ponderată rămâne un indicator al sensibilității neuronale la stimulare flash, este notat R și este dependentă de specificul patologiei. R = reactivitatea sau sensibilitatea neuronală. [12]

4.7 Coeficientul R – Comparatie Normal vs. Patologic

4.7.1. Compararea coeficientului R între cazuri Normale și Autism, în starea de Repaus.

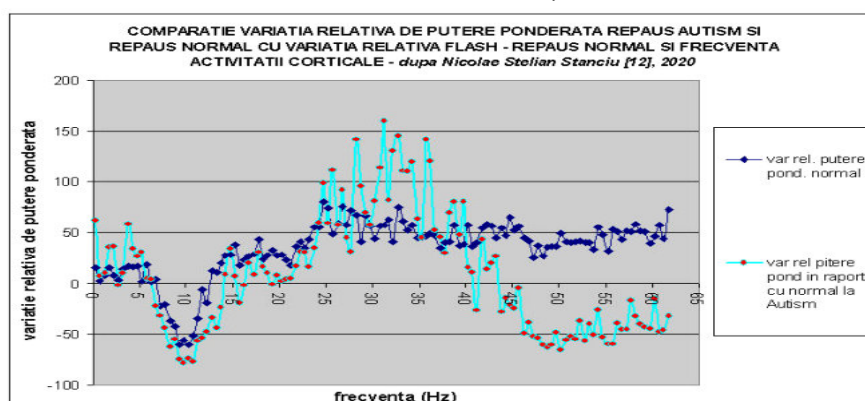


Fig 4.26 b. Descriere grafică comparativă a variației relative de putere ponderată la Flash la normal și la patologia Autism repaus față de normal repaus. **Obs** Se observă la autism variații relative pozitive foarte mari între 26 și 45 Hz și negative de la 45 la 62 Hz, față de normal, fapt ce arată că începând cu 35 Hz, domeniul BHF practic nu funcționează în patologia autismului.

4.7.2. Reactivitatea neuronală R la stimularea Flash în cazul bolii Schizofrenia.

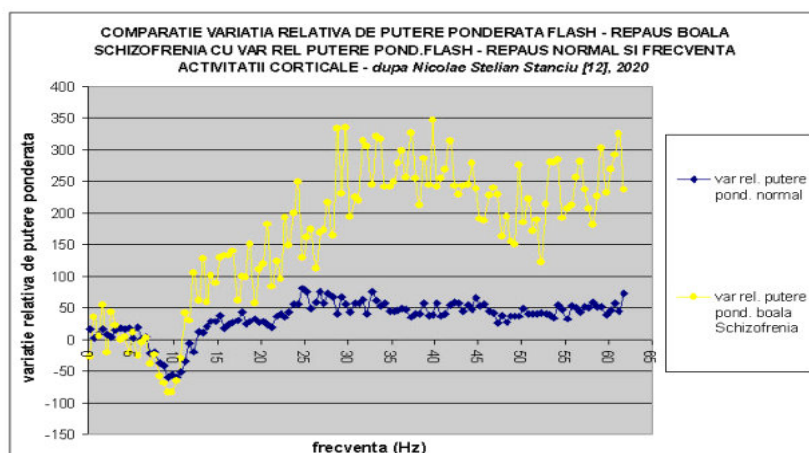


Fig 4.27. Descriere grafică comparativă a variației relative de putere ponderată la Flash normal și patologie, schizofrenie, funcție de frecvență. **Obs** Se observă că valorile foarte mari de variație relativă la patologic se găsesc în domeniul de frecvență BHF, fiind mult mai mari decât la cazul normal. Se observă un minim al sensibilității neuronale la circa 50 Hz, pentru schizofrenie Variația relativă de putere ponderată rămâne un indicator al sensibilității neuronale la stimulare flash și este dependentă de specificul patologiei. La schizofrenie valorile sunt de 6-7 ori mai mari decât la normal. [12]

4.7.5. Reactivitatea neuronală R la stimularea Flash în cazul bolii Alzheimer.

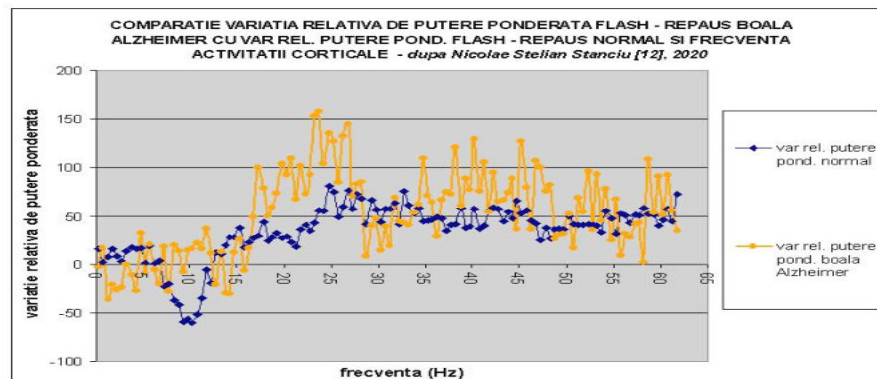


Fig 4.30 .Comparație Boala Alzheimer –Normal la variația relativă de putere ponderată pe domeniul de frecvență 0 – 62 Hz [12]

4.7.6. Variația relativă de putere ponderată EEG între Flash și Repaus, pe zone corticale, în domeniul 0–62 Hz, pentru cazuri Alzheimer.

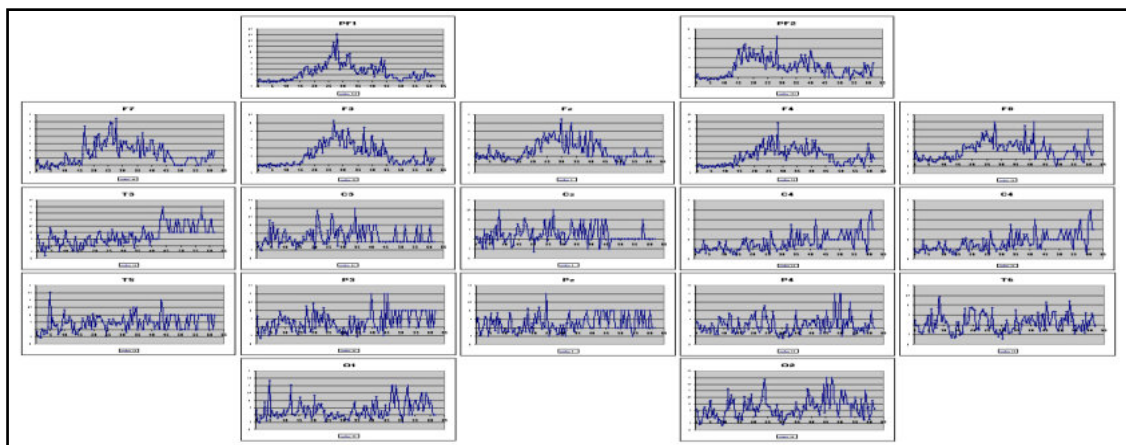


Fig 4.31 Mapping Variația de putere relativă Flash-Repaus R, pe zone și frecv.0-62 Hz. Alzheimer.Stanciu N.S. 2021,[12]

4.8 Funcția R – Indicator al stării funcționale neuronale

4.8.1. Analiza experimentală a variației relative de putere ponderată EEG

Analiza experimentală a variației relative de putere ponderată EEG a evidențiat o funcție limitatoare de tip sigmoid Boltzmann, care descrie comportamentul reactivității neuronale în domeniile Clinic și BHF. S-a constatat existența unui fenomen electric nou – oscilație amortizată – care se suprapune peste limita sigmoidă, generând o relație funcțională complexă pentru activarea neuronală pe întregul domeniu de frecvență.

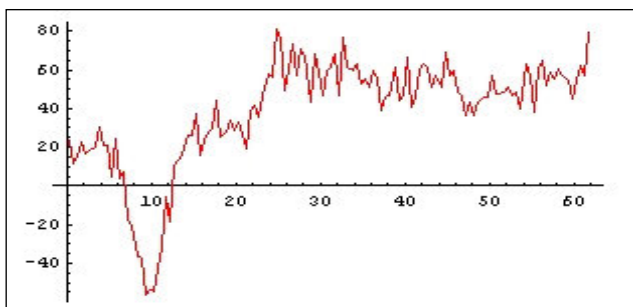


Fig 4.33 Date experimentale tip grafic pentru variația relativă de putere ponderată R pentru EEG, Normal - Stanciu Nicolae Stelian 2024 [12]

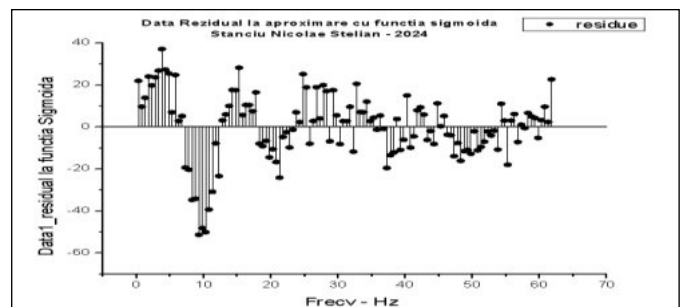


Fig 4.34 Grafic date experimentale de tip reziduu-eroare la funcția de fit sigmoid pentru variația relativă de putere ponderată EEG, Normal -Stanciu Nicolae Stelian 2024 [12]

4.8.2. Comparație între datele experimentale și funcția de aproximare a lui R.

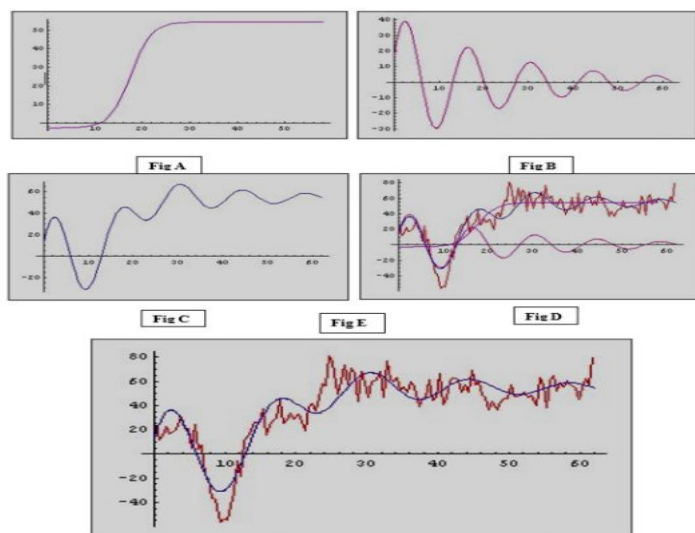


Fig 4.35 a - fig E-jos. Comparație între datele experimentale și funcția de aproximare R obținută ca suprapunere de funcție sigmoidală și funcția de oscilație amortizată.

Fig 4.35 b - fig A,B,C,D-sus. Tipurile de funcții implicate în obținerea curbelor de aproximare
fig A – Sigmoidă Boltzman
fig B – Oscilație decrementală
fig C – funcție rezultantă
fig D – Superpoziția funcțiilor de aproximare a reactivității R
 Stanciu Nicolae Stelian 2024 [12]

4.8.3. Tipuri de funcții implicate în obținerea curbelor de aproximare a reactivității neuronale R și descrierea variației de putere ponderată EEG

Pentru modelarea reactivității neuronale, au fost utilizate trei tipuri de funcții de aproximare:

- Funcția sigmoidală de tip Boltzmann – pentru fenomenul limitativ (Fig. A, v.fig 4.35b)
- Funcția de oscilație amortizată – pentru descreșterea periodică a amplitudinii (Fig. B, v.fig 4.35b)
- Funcția de aproximare a datelor experimentale – rezultatul suprapunerii celor două funcții (Fig. C, v.fig 4.35b)

Figurile D, A, B (v.fig 4.35b) ilustrează suprapunerea funcțiilor pentru obținerea curbei finale de aproximare (Fig. E, v.fig 4.35a), conducând la funcția (v.fig 4.35b.C).

Funcțiile implicate în obținerea curbelor de aproximare sunt :

Funcția de aproximare a fenomenului limitativ de tip funcție sigmoidală–Fig A, v.fig 4.35b (4.5)

$$+ 54.55314 - \frac{57.35293}{1 + e^{0.45882(-17.58030 + x)}}$$

Funcția de aproximare a fenomenului de oscilație amortizată - Fig B, v.fig 4.35 b (4.6)

$$43.17271e^{-0.04009x} \sin[0.39463 + 0.44857x]$$

Funcția de aproximare a datelor experimentale – Fig C, v fig 4.35 b (4.7)

$$54.5531 - \frac{182674.72618}{3185.09824 + e^{0.45882x}} + 43.17271e^{-0.04009x} \sin[0.39463 + 0.44857x]$$

Figurile D,A,B,v fig 4.35 b, indică modul suprapunerii funcțiilor de tip sigmoidal și a funcției de oscilație amortizată pentru obținerea funcției de aproximare finală a datelor experimentale v. fig 4.35 a – E și arată posibilitatea comparării acestor date, cu obținerea în final a funcției R v.fig 4.35 b -C[12]

Obs. Aplicatia „Mathematica afișează multe zecimale pentru că lucrează cu precizie arbitrară și păstrează toate cifrele semnificative. Rotunjirea prematură ar introduce erori și rezultate mai imprecise, de aceea păstrez precizia completă până la final. Aici s-au făcut aproximări de ordin 5.

4.8.4 Concluzii privind funcția R

1. Variația relativă de putere ponderată EEG (R sau VRPP) este un indicator al stării funcționale neuronale, cu rol de marker în identificarea patologiilor.
2. R este generată prin suprapunerea a două procese: oscilație amortizată și limitare sigmoidă (Boltzmann), pe domeniul 0–62 Hz.
3. Oscilația amortizată este generată de structuri rezistive care reduc amplitudinea oscilațiilor neuronale.
4. Între 0–12 Hz domină oscilațiile amortizate; între 12–62 Hz domină limitarea sigmoidă, cu apariția de maxime și minime relative ale R.
5. Perioada oscilațiilor amortizate este ~15 Hz, iar a celor libere ~14.8 Hz. Scăderea în banda Alpha Clinic (10 Hz) este rezultatul suprapunerii celor două fenomene.
6. Derivata funcției sigmoidale la semi-înălțime indică gradul de neomogenitate structurală neuronală.
7. Funcțiile implicate respectă principiul superpoziției, fiind controlate de mecanisme distincte integrate în variația R.
8. În patologii severe (Schizofrenie, Alzheimer), R în domeniul BHF poate crește până la 600–700% sau scădea la 50–80% (Autism), indicând deficiențe în controlul excitației neuronale și distorsionarea oscilației amortizate.

NOTA IMPORTANTĂ

Se observă că variația relativă de putere ponderată pune în evidență patologia când valorile ei procentuale depășesc valori de 80 % sau când valorile lui R patologic scad față de cele la R Normal cu valori între 10 % - 100 %.

Domeniile de frecvență care pun în lumină deficiențele funcționale sunt :

1 – domeniul BHF + Clinic pentru evidențierea domeniilor de frecvență patologice din domeniul de frecvență integral 0-62 Hz.

2 – domeniul BHF cu media de 44 Hz și zona frecvențelor β înalte sau β 2 cu media de 22.5 Hz, aflate la marginea inferioară a domeniului BHF, pentru evidențierea zonelor cerebrale cu activitate patologică.

Se observă că se poate defini un coeficient numit **reactivitate la stimularea R = variația relativă procentuală de putere ponderată EEG Flash-Repaus în BHF sau reactivitate neuronală**, care să evidențieze diverse tipuri de patologii neocorticale ce au efecte neuropsihiatrice. În cazul acestei lucrări se constată că, cu cât R are valori mai mari cu atât patologia este mai complexă și mai dificil de a fi remediată .

4.9 Variația relativă de putere ponderată EEG în raport cu domeniul temporal, Normal

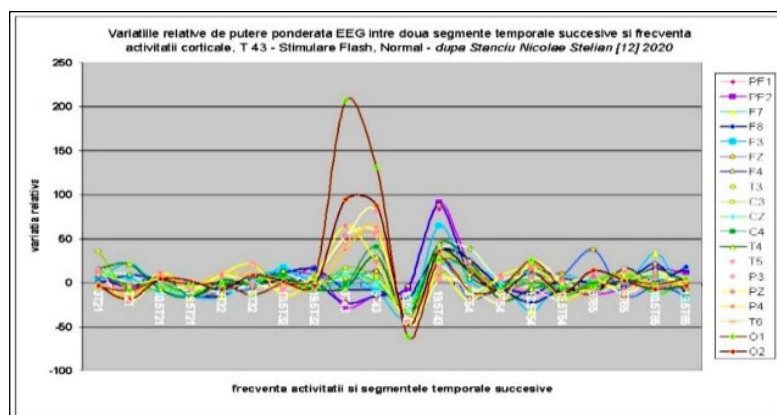


Fig 4.35. Variația relativă de putere ponderată EEG între două segmente temporale succesive și frecv. activității corticale, Normal - [12]

4.9.1. Mod de lucru. Activitatea EEG a fost segmentată în intervale de 30 secunde, rezultând:

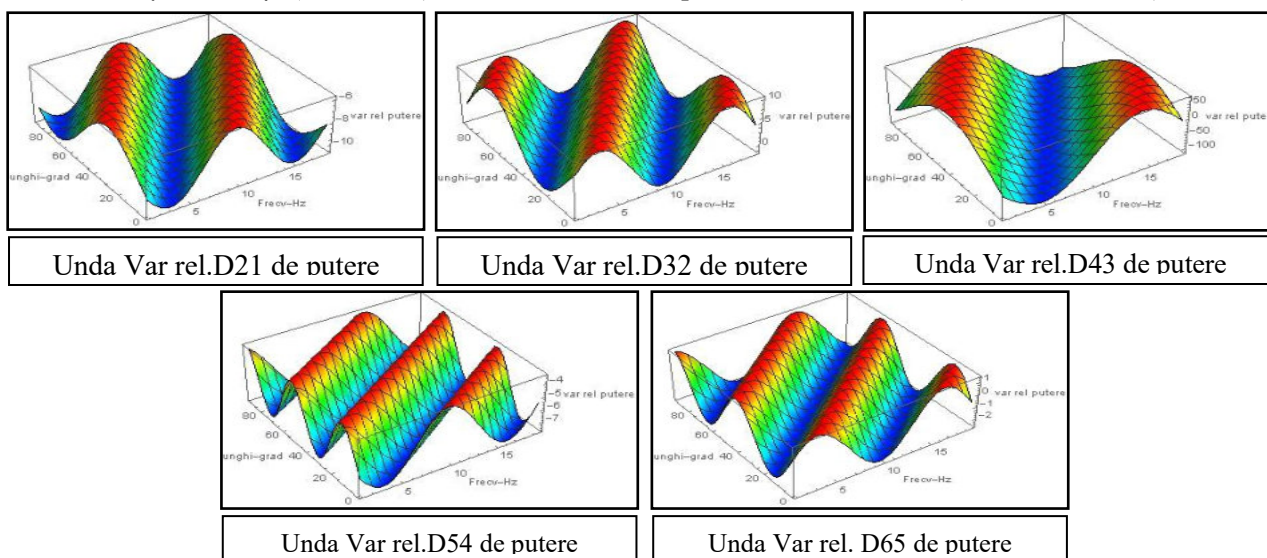
- Repaus: 3 segmente (90 secunde) T1, T2, T3
- Flash: 3 segmente (90 secunde) T4, T5, T6

Total timp : 180 secunde.

Variațiile relative de putere ponderată au fost calculate între segmente succesive: D21, D32, D43, D54, D65, pentru fiecare din cele 19 zone corticale (v.fig 4.35). Se observă că excitația prin Flash în T4 produce oscilații amortizate în domeniul temporal a variației relative de putere ponderată EEG specifice fiecărui domeniu de frecvență.

4.9.3 Unda variației relative de putere ponderată EEG

Unda variației relative de putere ponderată EEG a fost analizată în funcție de unghiul standard al zonei corticale și frecvența (3–19.5 Hz), în domeniul Clinic, pentru cazuri Normale (Stanciu N, 2021)



4.10 Deviația standard a variației relative de putere ponderată EEG

4.10.2. Deviația standard variație relativă funcție de frecvență și unghiul standard, Normal.

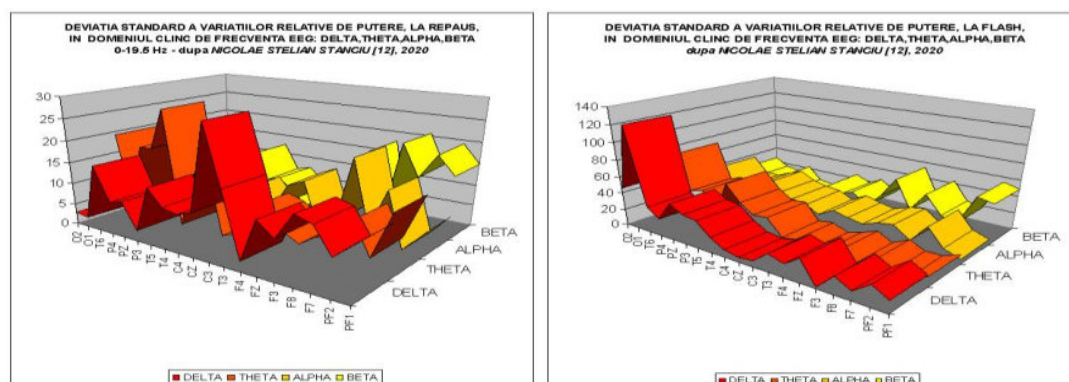
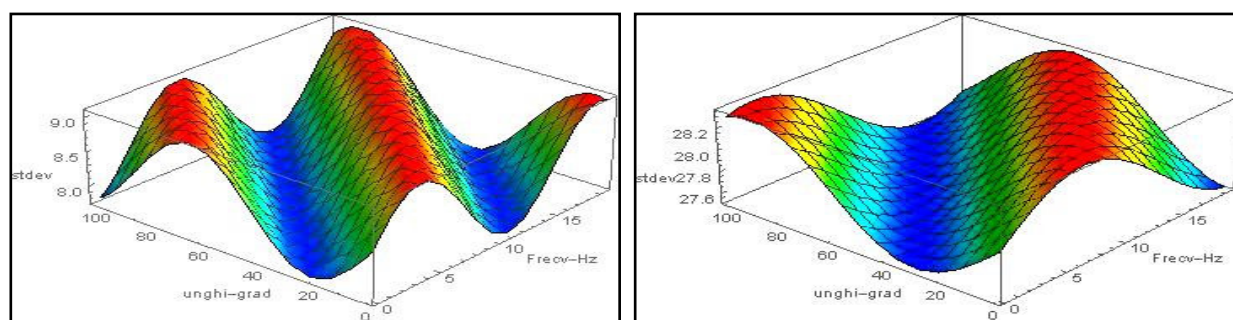


Fig 4.40 a,b. Deviația standard a Variațiilor relative de putere ponderată EEG, Clinic între două segmente temporale succesive, frecvența activității corticale și zona corticală, Normal, **Repaus-a (stg)** și **Flash-b (dr)** - Stanciu Nicolae Stelian [12],[31]

Domeniile temporale D1–D6 au fost analizate, iar variațiile D21–D65 au fost reprezentate grafic (v.fig 4.40).

- La Flash, amplitudinea unei deviații standard este mai mare decât la Repaus.
- Valorile deviației standard prezintă caracter periodic, cu aspect de undă, în funcție de frecvență și zona corticală (v.fig 4.41, Tabel 4.6, Tabel 4.7).

4.10.3. Unda deviației standard a variației relative de putere ponderată EEG, funcție de zona corticală și frecvență, în stările Repaus și Flash, pentru cazuri Normale



a) STDEV Variatie relativă de putere ponderată, domenii temporale, repaus, Normal

b) STDEV Variatie relativă de putere ponderată, domenii temporale flash, Normal

Fig 4.41 Unda Stdev var.putere ponderata a) Stînga-Repaus și b) Dreapta –Flash, Normal. Unda Stdev a variației relative de putere ponderată EEG în domeniul temporal Repaus T1,T2,T3 și în domeniul temporal după stimulare Flash T4,T5,T6 cu Flash în T4, funcție de unghiul standard din schema 10-20% Jasper și frecv.activității electrice dom. Clinic. **Obs.**– Se observă că există un proces oscilator propagabil de la o zonă corticală la alta, dependent de tipul undei, unda plasată în domeniul frecvenței activității electrice EEG și unghiul standard. Fig b) (sus dreapta). Descriere grafică analitică a variației relative de putere ponderată la Flash funcție de frecvență și unghiul standard, la Normal Se observă că la Flash fenomenul oscilator își modifică numărul de maxime atinse de alungul liniei Nazion-Inion, micșorându-și frecvența față de Repaus în spațiul 3 D (unghi stand - frecvență activitate - stdv). – Nicolae Stelian Stanciu 2021,[12]

Capitolul 5 Conceptul de corelație și analiză de corelație EEG și PEV

5.1 Analiza de Corelație – Generalități

Corelația reprezintă concordanța între evenimente caracterizate prin parametri comuni, având sens doar în structuri cu componente și legi de funcționare similare. EEG și ERP (evoked related potential) oferă metode non-invasive cu rezoluție temporală în milisecunde pentru studiul funcțiilor cerebrale.

- Sunt utile în evidențierea abilităților cognitive și diferențierea stărilor funcționale cerebrale.
- Contribuie la diagnosticarea neurologică și psihiatrică.
- Corelațiile EEG/ERP reflectă procese precum învățarea, somnul, consolidarea memoriei.
- Corelarea parametrilor cerebrali cu stimulări externe sau patologii diverse este esențială în studiul funcționalității SNC.

5.1.4 Coeficientul liniar de corelație

Coeficientul liniar de corelație elimină limitările covarianței și oferă informații despre:

- Intensitatea legăturii: indică independență; valori mari indică legături puternice.
- Sensul legăturii: pozitivă, negativă.

Formula generală este exprimată în relația (5.5). [26] – Constantin Antonescu,Tudorel Andrei,Liviu Stelian Begu

$$r = \frac{\sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\left[\sum (x_i - \bar{x})^2 \right] \left[\sum (y_i - \bar{y})^2 \right]}} \quad (5.5)$$

5.3 Corelația zonală EEG – Caracteristici și fenomene

5.3.2. Caracteristici corelația zonală EEG.

Este maximă când două semnale au relație liniară, cu amplitudine, frecvență și fază identice.

- Sincronizarea semnalelor este esențială pentru procesarea senzorială.
- Coerența semnalelor implică corelație maximă ($r = 1$).
- În cazul activității EEG între regiuni cerebrale, corelația mare indică procesare sincronizată.
- Patologia apare când sistemul neuronal nu poate controla sau delimita zonele cu procesare liniară, afectând coerența.

5.3.3. Corelația EEG zonală prezintă caracter oscilator în funcție de frecvența activității corticale, în cazuri Normale.

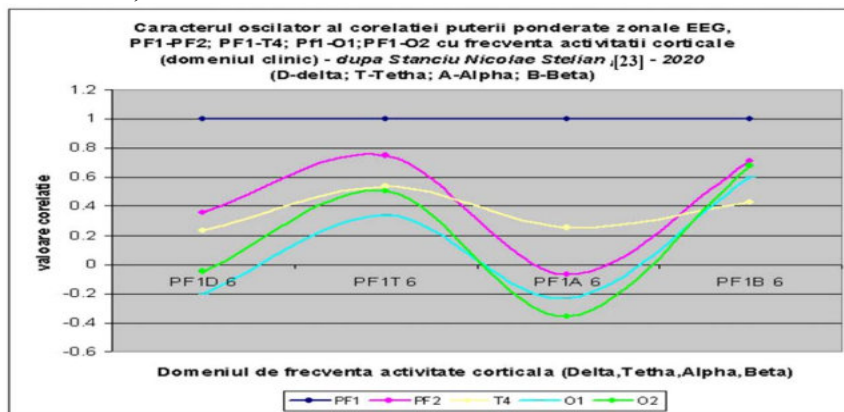


Fig 5.2 Caracterul oscilator al valorilor corelației în zona activatoare PF1, cu zonele T4,O1,O2, în diverse domenii de frecvență și la momentul nr 6 de timp de înregistrare. indicînd un caracter de undă - după Stanciu Nicolae Stelian [12],[23],2020,2018

5.3.4 Fenomenul descreșterii corelației puterii ponderate zonale funcție de distanța de la zona activatoare corticală la cea corelată. Clinic.

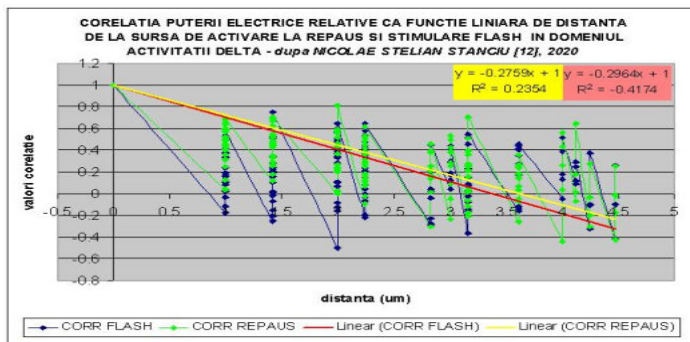


Fig 5.3 a. Descreșterea valorii corelației funcție de distanța de la zona activatoare la cea corelată. domeniu. Clinic Delta. Normal. Stanciu N.S 2020.[12].[23].2018

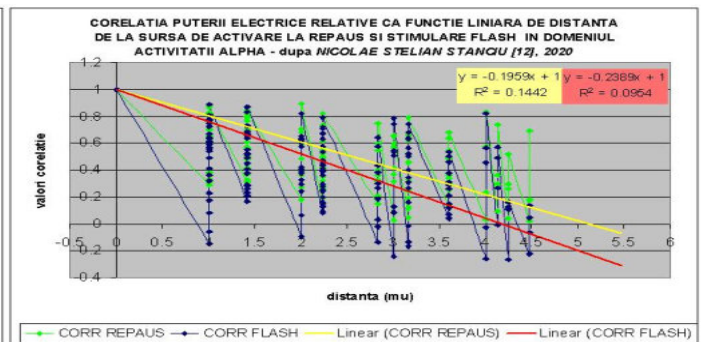


Fig 5.3 b. Descreșterea valorii corelației funcție de distanța de la zona activatoare la cea corelată. domeniu. Clinic Alfa. Normal. Stanciu N.S 2020.[12].[23].2018

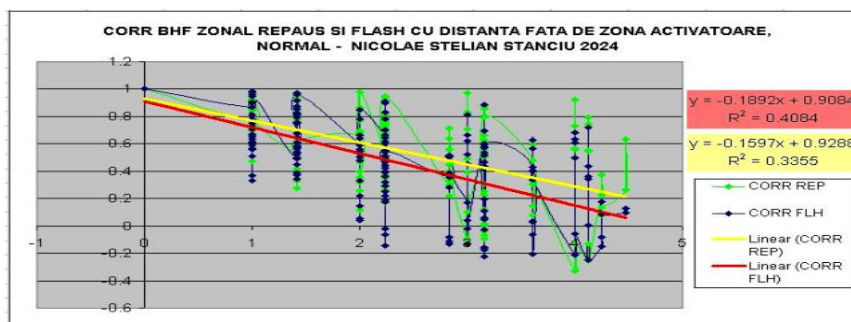


Fig 5.5. Descreșterea val. corel. funcție de distanța zonă activ. domenii BHF, Stanciu N.S 2020,[12],[23],2018

5.3.6 Spectre de corelație funcție de distanța între zonă activatoare F7 și zonă activată, corelată și domen. de frecv. Clinic, Repaus și Flash Normal.

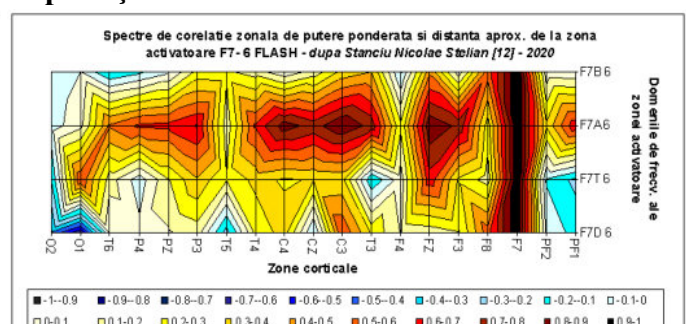
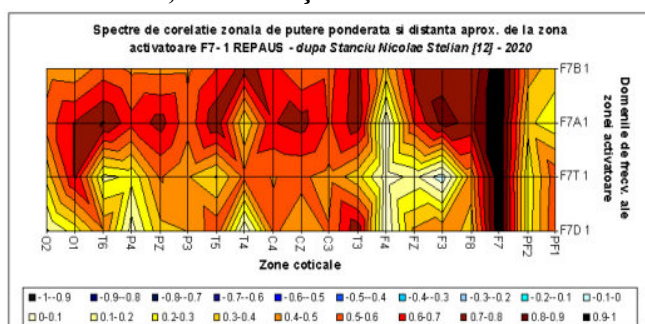


Fig 5.6. Spectre de corel. funcție de distanța zonă activatoare -zonă corelată .domeniul de frecvență Clinic..Zona F7 Repaus-sus și Flash-jos, Normal. Stanciu N S 2020 [12],[23]

5.3.7. Descreșterea valorii corelației EEG zonale cu distanța față de zona activatoare, precum și scăderea deviației standard la Flash comparativ Repaus, Normal.

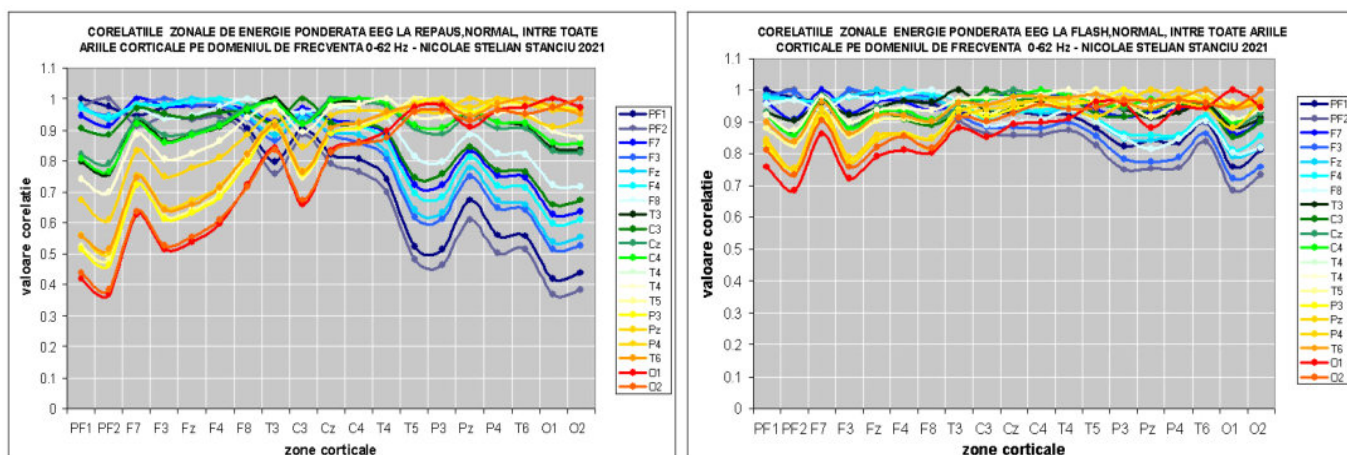


Fig. 5.7. Fenomenul descreșterii valorii de corelație putere relativă cu distanța de la zona activatoare la cea corelată, Repaus-Flash, Normal. Stanciu N S 2021, [12]

Obs. Se observă atât la Repaus cât și la Flash că valorile de corelație zonală scad pe măsură îndepărtării de zona activatoare unde valoarea corelației este maximă, adică 1. v fig 5.6, fig 5.7. În plus se constată că la Repaus dispersia este mai mare ca la Flash. Acest fapt certifică afirmațiile anterioare care susțin faptul că odată cu stimularea Flash valorile de corelație mari se restrâng spațial în jurul zonelor activatoare, unde nivelul de omogenitate valorică este mare. Creșterea valorilor de corelație înseamnă creșterea liniarității fenomenului electric prin creșterea omogenității valorice, în jurul zonelor activatoare. În acest mod semnalul electric se poate propaga nedistorsionat, atât ca formă cât și ca valoare a amplitudinii, existând fenomenul distribuției zonale în fază a valorilor de corelație zonală, adică al coerenței valorilor de corelație zonală. Acest fenomen al coerenței valorilor de corelație zonală se observă în mod evident atât la Repaus cât și la Flash. Acest fenomen constituie fundamentul și pune bazele premiselor existenței Potentialului Evocat Vizual (PEV) la stimularea Flash. – Nicolae Stelian Stanciu 2021 [12]

5.3.8.a. Fenomenul rotației valorilor corelației EEG zonale în raport cu zona centrală T3–T4, prezent la Flash și la Repaus, cu scăderea deviației standard la Flash.

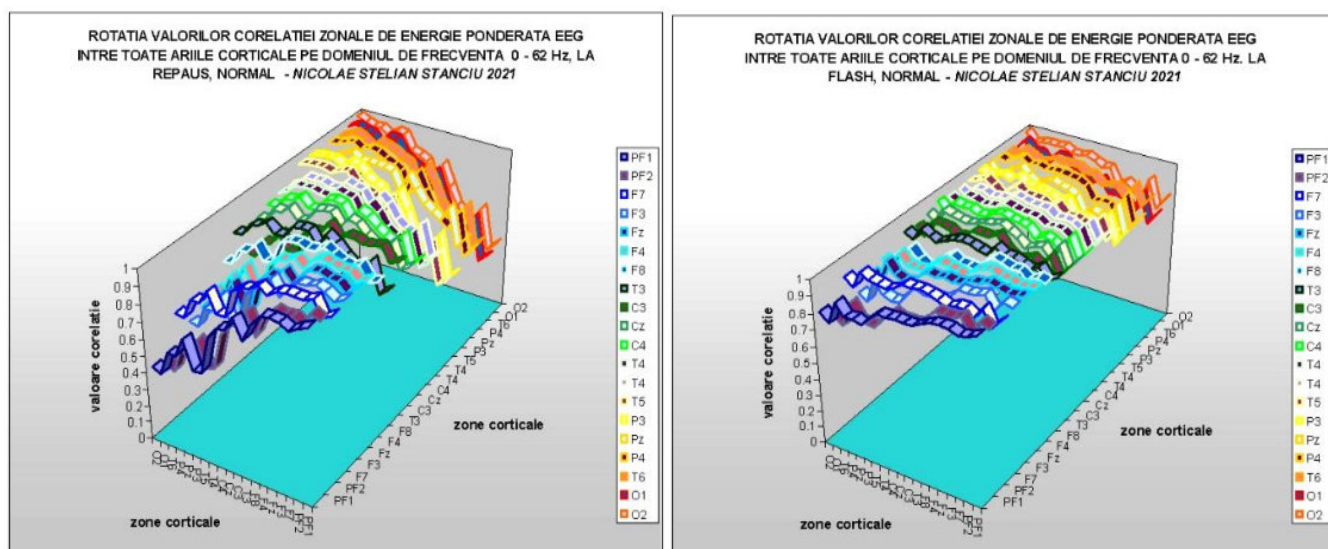


Fig. 5.8. Fenomenul rotației valorilor de corelație putere relativă cu distanța de la zona activatoare la cea corelată, Repaus-Flash, față de zona T3-T4. Normal. Stanciu N S 2021 [12]

5.4.1 Fenomenul descreșterii valorii medie a corelației puterii ponderate EEG zonele Frontal, ca funcție de distanța de la zona activatoare corticală la cea corelată. Caz Normal. Analiză. (Nicolae Stelian Stanciu 2024), [12]

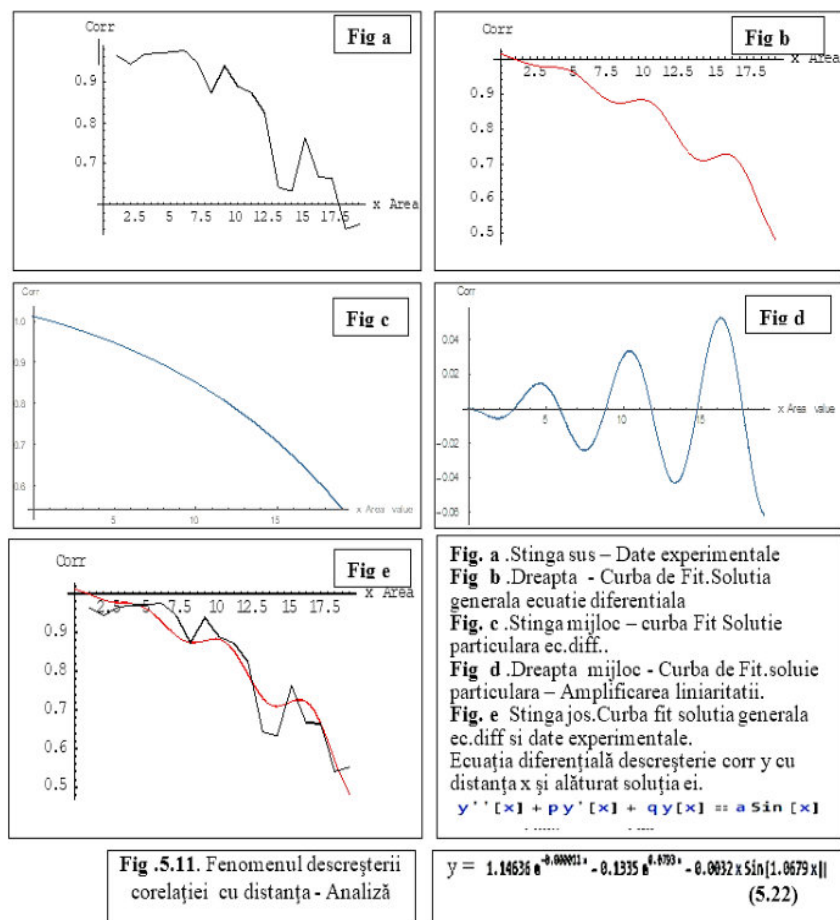


Fig .5.11. Fenomenul descreșterii corelației cu distanța - Analiză

Fenomenul descreșterii valorii medie a corelației puterii relative

Se observă că valoarea corelației scade pe măsura creșterii distanței dintre zona activatoare și cea corelată cu aceasta. Corelația este o măsură a liniarității. La acest fenomen al descreșterii valorii corelației, participă simultan, prin suprapunere două fenomene. Primul fenomen constă în existența unei interacțiuni rezistive care se opune răspândirii liniarității la valori ridicate în întreaga masă neurocorticală. Ea apare și este necesară, întrucât păstrarea unui nivel ridicat al liniarității la depărtare mare de zona activatoare, conduce la solicitări și pierderi mari energetice, necesare controlului activității liniare la distanță mare de zona activată. Acest prim fenomen este soluția ecuației diferențiale omogene ce are ca soluție termeni exponențiali regăsiți în Fig c. Al doilea fenomen, suprapus primului, constă din prezența unei interacțiuni exterioare ce induce sistemului oscilații spațiale forțate. Acesta are ca rezultat apariția fenomenului de amplificarea amplitudinii liniarității. v. Fig d, ca fenomen necesar creșterii acestor valori la distanțe mari de zona activatoare. Fenomenul amplificării se observă la distanțe mari ale zonelor corelate de zona activată și se opune primului tip de fenomen. El ia naștere din oscilația valorii corelației pe zone opuse interhemisferice. Acest al doilea fenomen este soluția ecuației diferențiale neomogene. v. legendă, ce are ca soluție particulară o compunere de termeni liniari și armonici regăsiți în Fig e. Acest fenomen poate fi rezultatul activității SRAA din FR. Cei doi termeni conduc la soluția generală - curba cu roșu, ce verifică bine datele experimentale. v Fig b, e. Cele două fenomene conlucrează simultan pe întreg spațiul neurocortical. Întrucât structurile corticale sunt optim active pe diverse domenii de frecvență, fenomenul descris se observă și la corelația puterii ponderate în domeniul frecvențelor - v. ATEE 2021 Bucharest Nicolae Stanciu Stelian. Patologia neurocorticală ia naștere atunci când sistemul de control al fenomenelor descrise mai sus, ce apar în fenomenul corelației zonelor corticale este deficitar.

5.4.2 Descreșterea corelației EEG zonale și scăderea deviației standard la Flash față de Repaus, Patologic, Sindrom Bipolar.

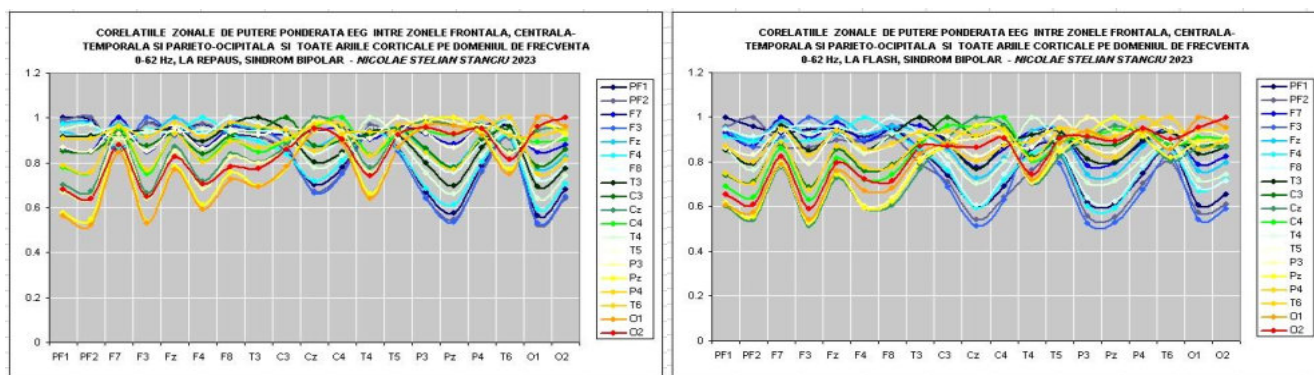


Fig .5.12. Fenomenul descreșterii valorii de corelație putere ponderată cu distanța, de la zona activatoare la cea corelată, Repaus-Flash, Sindrom Bipolar. Stanciu N S 2023, [12]

Obs. Se observă atât la Repaus cât și la Flash că valorile de corelație zonală scad pe măsură îndepărtării de zona activatoare unde valoarea corelației este maximă, adică 1 v. fig. 5.12. În cazul patologic al Sindromului Bipolar, se constată că la Flash valoarea dispersiei valorilor de corelație este mai mare decât în cazul Normal. Acesta situație indică faptul că semnalul electric se transmite distorsionat și ca forma și ca amplitudine, formând o imagine de corelație specific patologiei SB. În situația SB, mecanismele inhibitive ale răspândirii valorilor de corelație în structurile cerebrale este afectat. – Nicolae Stelian Stanciu 2023, [12]

5.4.3. Fenomenul de descreștere a corelației EEG zonale și reducerea deviației standard la Flash comparativ cu Repaus, Caz Patologic Sindrom Obsesiv-Compulsiv (S.O.C).

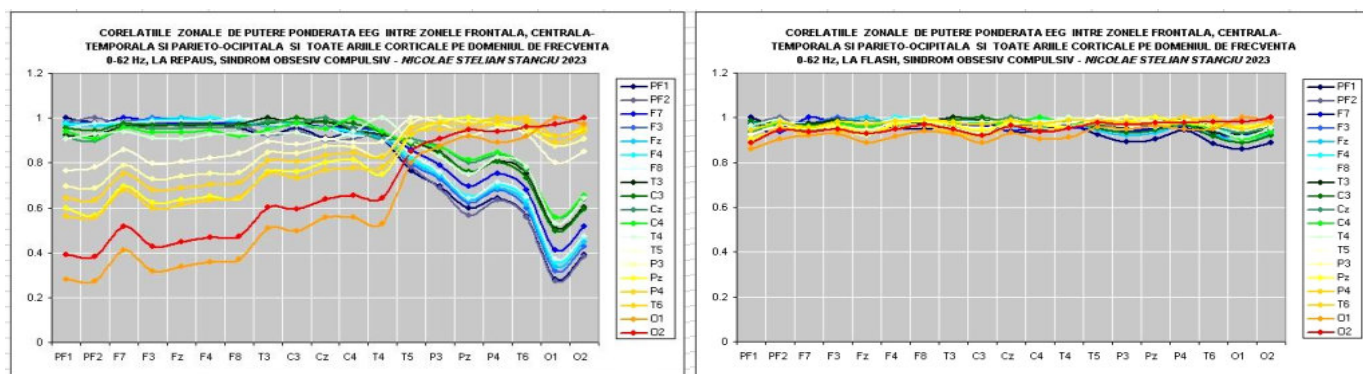


Fig 5.13. Fenomenul descreșterii valorii de corelație putere ponderată cu distanța, de la zona activatoare la cea corelată, Repaus-Flash, Sindrom Obsesiv Compulsiv. Stanciu N S 2023,[12]

Obs. Se observă la Repaus și la Flash că valorile de corelație zonală diferă mult de cele ale cazului Normal..În plus se constată că față de Normal, la Repaus SOC, dispersia corelației este mică pentru zonele frontale și central temporale și mare pentru celelalte zone,cînd activarea este frontală și central-temporală,iar la Flash,dispersia corelației este foarte mică,pentru toate zonele activatoare. În plus la Repaus,la SOC, valorile de corelație ale zonei central-temporale nu mai sunt simetrice față de zona Cz.Pare să nu existe control al corelației dintre zona central-temporală și cea frontală. Aceste fapte indică că la stimularea Flash valorile de corelație sunt mari și se distribuie în toate zonele cerebrale,avînd nivelul de omogenitate valorică mare.Structura se comportă ca un tot compact, nediferențiat funcțional.Creșterea valorilor de corelație înseamnă creșterea liniarității fenomenului electric prin creșterea omogenității valorice,în jurul zonelor activatoare.În acest caz patologic semnalul electric se propagă nedistorsionat,atît ca formă cît și ca valoare a amplitudinii,între zonele cerebrale centrale și frontale, neexistînd o diferențiere specifică zonei de procesare sau de generare a acestor semnale.La patologie SOC este afectat sistemul de control al inhibiției corticale, a răspîndirii zonale a valorilor de corelație,cu patologie în zona frontală și central-temporală,cu existența unei reacții de amplificare pozitivă necontrolată a semnalelor pe toate zonele corticale la stimularea flash.Acest fenomen e baza patologiei SOC.– Nicolae Stelian Stanciu 2023 , [12]

5.6. Analiza de corelație a semnalelor electrice EEG Fenomenul de corelație zonală și al corelației în frecvență a puterii ponderate EEG.Descriere prin Mapping

5.6.1. Corelația de putere ponderată asociată activității electrice zonale EEG, Normal și Patologic. Caracteristici. Descriere prin Mapping spațial cortical

Caracteristici ale fenomenului de corelație zonală a activității corticale [7],[9],[12]:

1. Valoarea corelației zonale a puterii electrice relative la flash crește ca răspîndire spațială cu creșterea frecvenței domeniului de activitate, de la delta la beta, crește ca ordin de structurare cu frecvența domeniului de activitate la flash, structurarea făcîndu-se prin formarea de paternuri persistente în spațiu, paternuri spațiale cu inerție mare.
2. Corelația zonală a puterii electrice relative EEG se comportă în timp ca fenomen de tip oscilator – undă, ce poate lua forma de undă plană, fiind coerentă pe unele zone spațiale [12].
3. Cele mai bune oscilații în timp se observă în zonele prefrontale și acestea se estompează ca amplitudine și formă pe măsură ce zonele sunt mai depărtate de PF.
4. Corelația zonală a puterii electrice ponderate la flash arată că pe măsură ce frecvența activității crește, scade răspîndirea (dispersia) spațială în raport cu starea de repaus pentru Delta și Alpha și crește pentru Theta și Beta [12],[23].
5. Ca tendință generală, corelația zonală tinde să se diminueze valoric ca răspîndire spațială la flash față de repaus, în raport cu zona activatoare.

6. Pentru frecvențe mari, ex. Beta și BHF, tind să se concentreze spațial valorile mari ale corelației în zone limitate spațial, formînd patternuri spațiale, în care semnalul tinde să nu fie alterat ca formă [12]. Repartizarea pe zone limitate spațial a valorilor mari de corelație în jurul zonelor activatoare are la bază principiul minimului de consum energetic.

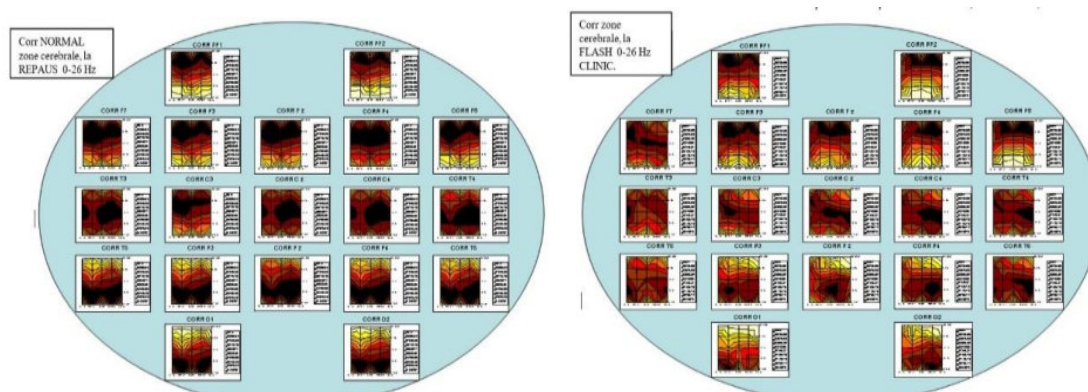
7. Pentru repaus și flash, valorile corelației au caracter oscilant în raport cu frecvența domeniului de activitate. Valorile corelației puterii relative zonale tind să fie simetrice față de axa mediană nazion-inion și prezintă paternuri la frecvențe mari atît la repaus cît și la flash [12].

8. În corelația activității EEG există paternuri de corelație (modele), ce pot avea simetrie longitudinală în raport cu zonele T3-T4, ori transversală în raport cu zonele nazion-inion, atît la Normal Repaus și Flash, ori Patologic Repaus și Flash. În cazul corelației frecvențelor, aceste paternuri pot apărea ca element distinct al unei patologii specifice (Autism, Schizofrenie etc.) [12],[23],[43].

5.6.2. Corelație putere ponderată zonală EEG.Mapping cortical spațial.

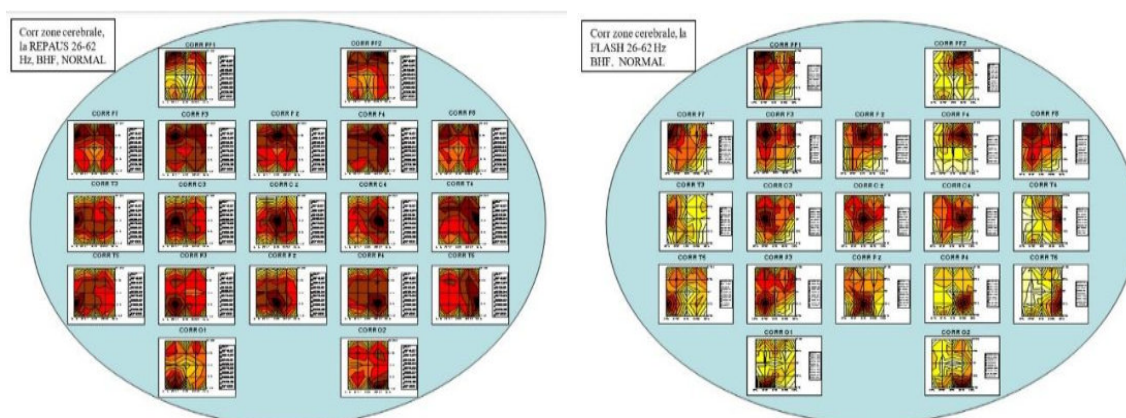
Caz Normal (0–62 Hz) [23]

a.b. Corel. în domeniul CLINIC de frecvență a activității electrice EEG, Normal, Repaus & Flash



Harta cu dispozițiile spațiale pe ariile corticale ale corelațiilor zonale de putere relativă în domeniul Clinic de frecvența EEG-26 Hz, Fig .5.18.a stînga repaus, Fig .5.19 b dreapta flash normal.Stanciu N.S 2021,[12],[23],2020

c.d Corel. în domeniul BHF de frecvență a activității electrice EEG, Normal, Repaus & Flash



Harta cu dispozițiile spațiale pe ariile corticale ale corelațiilor zonale de putere relativă în domeniul BHF de frecvență EEG 26-62 Hz, Fig .5.20,c stînga repaus, Fig .5.21.d dreapta flash normal.Stanciu N.S 2020,[12],[23],2020

5.6.5. Corelație putere ponderată zonală EEG. Mapping cortical spațial.

Caz Patologic – Boala Schizofrenie (0–62 Hz) [23]

a.b. Corel. în domeniul CLINIC de frecvență a activității electrice EEG, Schizofrenia, Repaus & Flash

Corr zone cerebrale
REPAUS 0-26 Hz
CLINIIC, BOALA
SCHIZOFRENIA

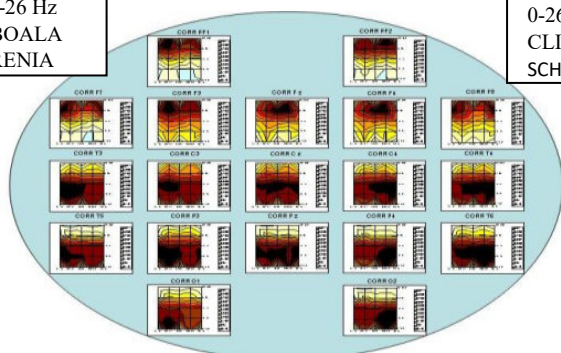


Fig. 5.30 Harta cu dipozițiile spațiale pe ariile corticale ale corelațiilor zonale de putere relativă în domeniul Clinic de frecvență EEG 0-26 Hz, repaus, Boala Schizofrenia – după N.S.Stanciu [12],[23],2020

Corr zone cerebrale
FLASH 0-26 Hz
CLINIIC, BOALA
SCHIZOFRENIA

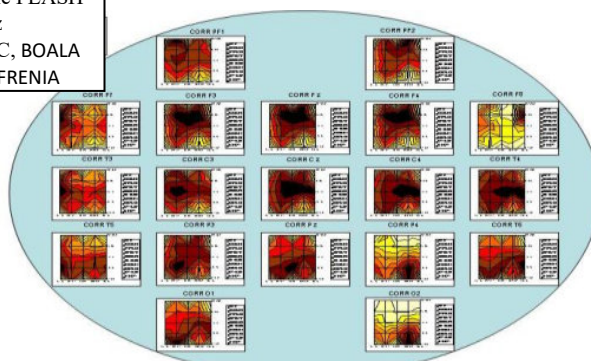


Fig. 5.31 Harta cu dipozițiile spațiale pe ariile corticale ale corelațiilor zonale de putere relativă în domeniul Clinic de frecvență EEG 0-26 Hz, Flash, Boala Schizofrenia - după Ni S Stanciu [12],[23],2020

c.d. Corel. în domeniul BHF de frecvență a activității electrice EEG, Schizofrenia, Repaus & Flash

Corr zone cerebrale
REPAUS 26-62 Hz
BHF, BOALA
SCHIZOFRENIA

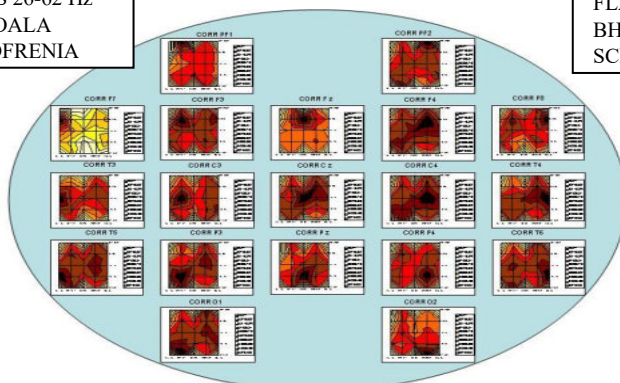


Fig. 5.32 Harta cu dipozițiile spațiale pe ariile corticale ale corelațiilor zonale de putere relativă în domeniul BHF de frecvență EEG 26-62 Hz, repaus, Boala Schizofrenia - după N.S.Stanciu [12],[23],2020

Corr zone cerebrale
FLASH 26-62 Hz
BHF BOALA
SCHIZOFRENIA

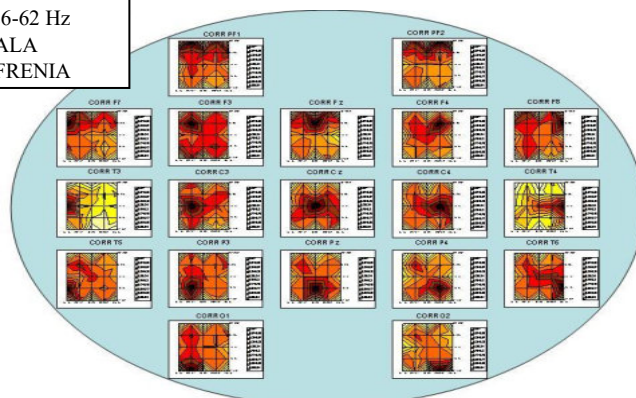


Fig. 5.33 Harta cu dipozițiile spațiale pe ariile corticale ale corelațiilor zonale de putere relativă în domeniul BHF de frecvență EEG 26-62 Hz, Flash, Boala Schizofrenia - după N S Stanciu [12],[23],2020

5.6.6.b.3. Corelația zonală a puterii ponderate EEG pe domeniul Alpha Clinic 8–13 Hz, Flash, Normal – 30 cazuri

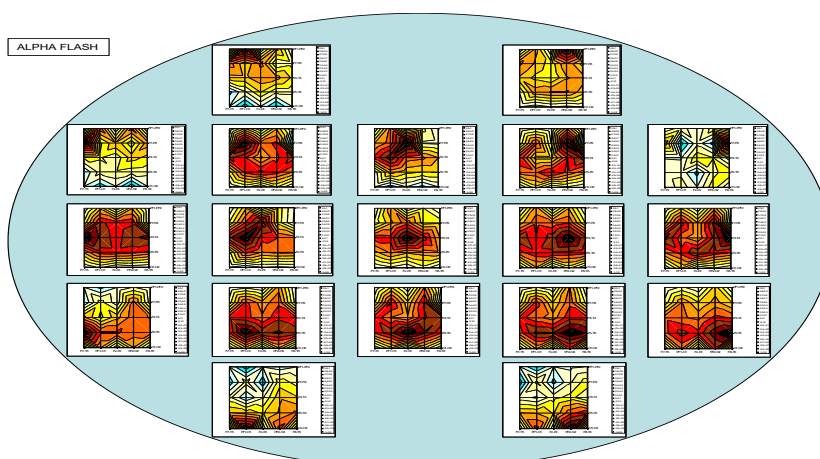


Fig. 5.39 Corr. Alpha Flash. Pattern corel în PF1-F7,F3-F4-T4-PF2, parietal-occipit P3-Pz-P4-T6, O1-O2. Distrib valori simetrice continue, în pattern - după Stanciu N.S.[12],[23],2020

5.6.6.b.4. Corelația zonală a puterii ponderate EEG pe domeniul Beta Clinic 13–26 Hz, Flash, Normal – 30 cazuri

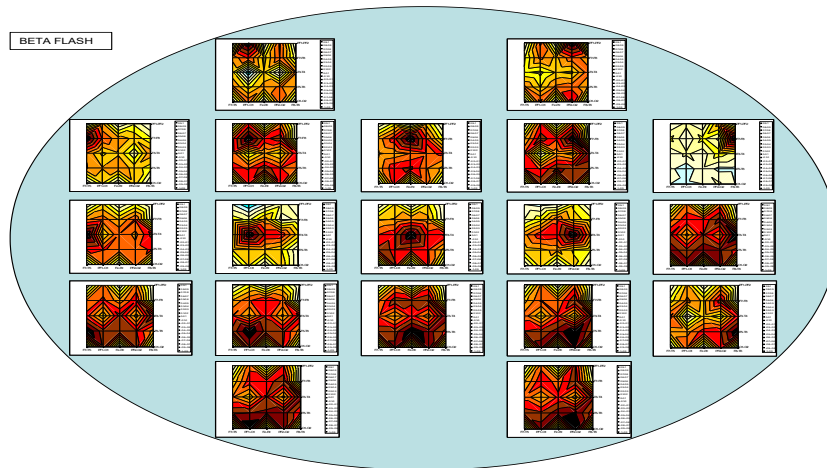


Fig. 5.41
Corr. Beta Flash.
Pattern simetric
corel în PF1-PF2-
F7-F3-Fz-F8-T3-
T4,C3-C4,temp-
pariet-occ.Distrib
val.continue mari,
în pattern-după
Stanciu N.S.
[12],[23],2020

5.7. Analiza de corelație a semnalelor electrice EEG. Corelația în frecvență a puterii ponderate

5.7.1. Corelația puterii electrice ponderate asociată frecvențelor activității electrice EEG, Normal și Patologic. Caracteristici

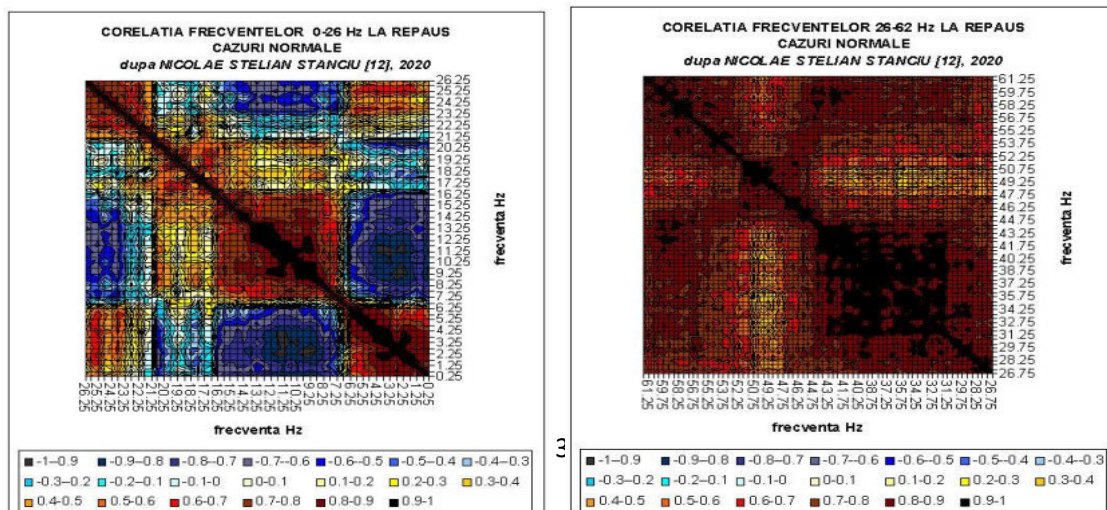
- Există zone de frecvență bine delimitate între ele, ce includ în interior valori de corelație fie pozitive, fie negative.
- În cazul normal, există o creștere a dimensiunilor acestor zone ce au valori de corelație interioare de același semn, odată cu stimularea flash [43],[44].
- În cazul patologiilor se pot diferenția două tipuri de reacții la flash:
 - Împrăștierea și segmentarea zonelor cu valori de corelație medii și mici dar de același semn pe zone mari ale domeniului de frecvență (ex. Sindrom Obsesiv Compulsiv)[44].
 - Apariția în interiorul zonelor de frecvență cu grad înalt de disfuncționalitate a unor zone pătratice ce conțin valori de corelație foarte mari, separate între ele prin benzi înguste de frecvență, atât la repaus cât și la flash (ex. Schizofrenie, Autism, Alzheimer) [12],[23],[44].

Pentru măsurarea extinderii zonelor pătratice și împrăștierea patologiei funcționale s-a introdus coeficientul N. (v. cap. 5, subcap. 5.76 și fig. 5.51–5.72, rel. 5.25)

5.7.1.a. Corelația puterii ponderate asociată frecvenței – Normal, Repaus [12],[23]

Fig. 5.44 – Corel. în domeniul Clinic, Normal, Repaus – stânga

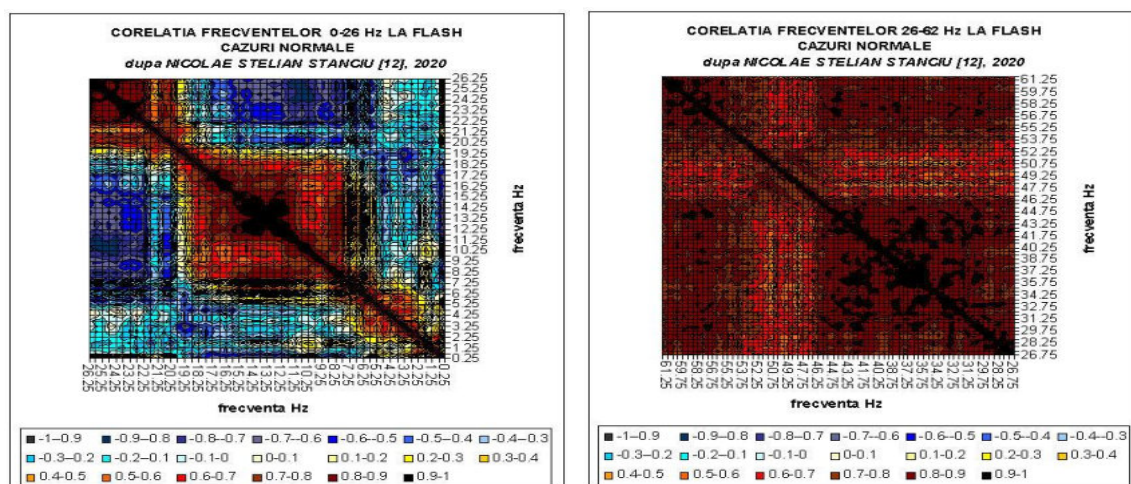
Fig. 5.45 – Corel. în domeniul BHF, Normal, Repaus – dreapta



5.7.1.b. Corelația puterii ponderate asociată frecvenței – Normal, Flash [12],[23]

Fig. 5.47 – Corel. în domeniul Clinic, Normal, Flash – stânga

Fig. 5.48 – Corel. în domeniul BHF, Normal, Flash – dreapta



5.7.3.a. Corelația puterii ponderate asociată frecvenței – Boala Autism, Repaus [12],[23]

Fig. 5.56 – Corel. în domeniul Clinic, Autism, Repaus – stânga

Fig. 5.57 – Corel. în domeniul BHF, Autism, Repaus – dreapta

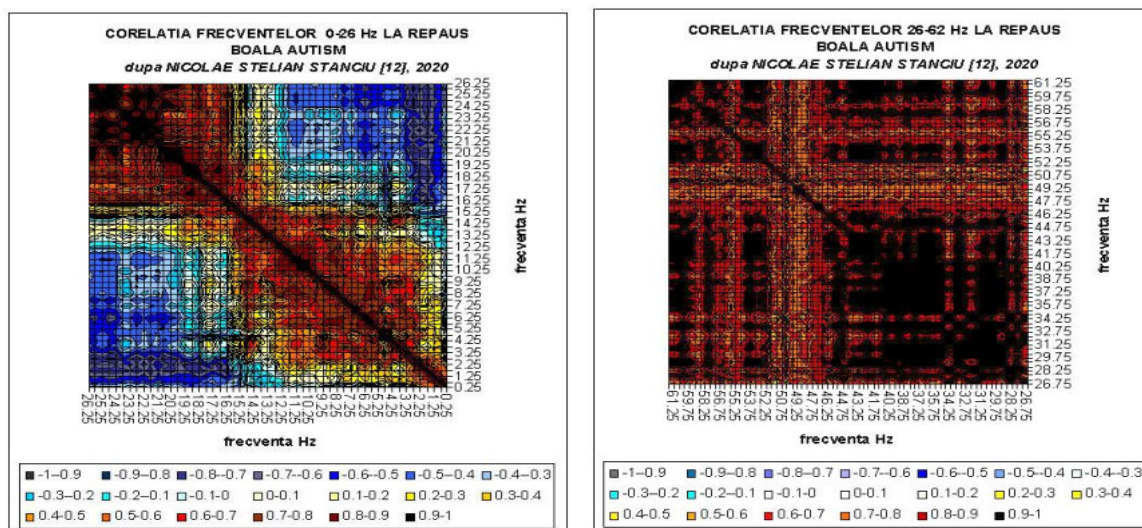


Fig. 5.56, Fig. 5.57 - Cazuri Patologice, Boala Autism, Repaus, Harta corel. putere relativă asociată Frecvențelor pe domeniul Clinic și BHF – după Nicolae Stelian Stanciu [12],[23],[44],2020.

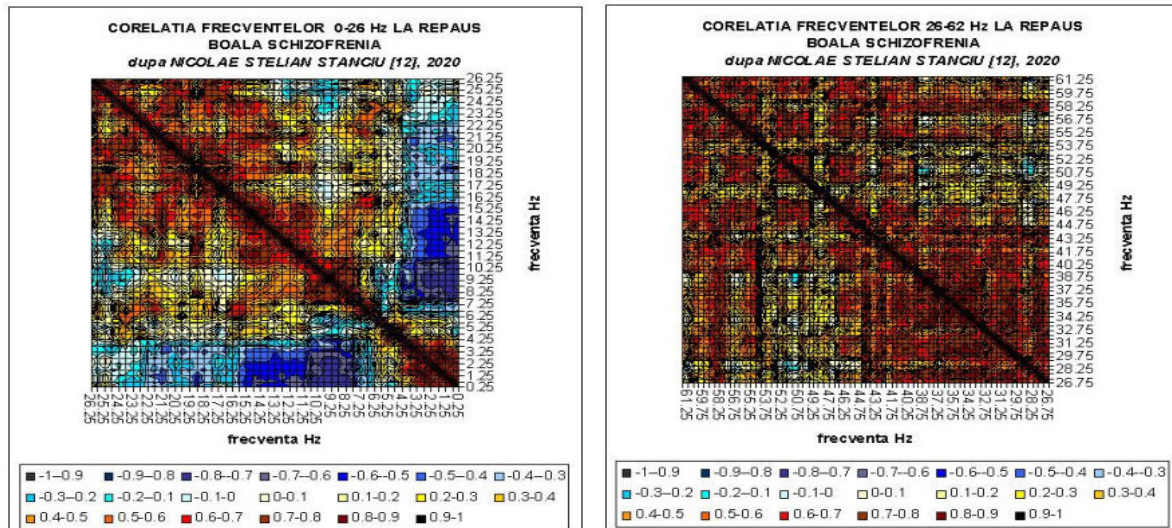
Obs.

- La domeniul Clinic se observă 2 zone distincte 0-15 Hz și 16-26 Hz ce au valori de corelație moderate în interiorul lor și practic sunt corelate negativ. Se observă că, cu cât frecvența activității corticale crește cu atât valorile de corelație din interiorul domeniului separabil cresc. Există zone de graniță, ex: 15-16 Hz, ce corelează atât pozitiv cât și negativ cu diverse zone de frecvență proxime.

- La domeniul BHF, se observă separarea în 4 domenii mari de corelație, distincte, care la rândul lor formează în interior cluster de corelație, tip pattern-uri pătratice de corelație, iar fiecare zonă din cluster are 1.5-2 Hz x 1.5-2 Hz, având în interior delimitate valori de corelație foarte mari ale puterilor ponderate (v. pag 110 jos). Valoarea frecvenței de 50 Hz corespunzătoare puterii ponderate minime (v. spectrul valorilor puterii ponderate BHF, pag 61, jos), este cea care segmentează în cele 4 cadrane domeniul corelațiilor BHF. De observat în partea de sus a fig pag 153, în cadrantul II în domeniul de frecvențe 50-62 Hz, formarea clusterelor pătratice de corelație, este un fenomen ce limitează conexiunile corticale de înaltă performanță. [12],[23],[44].

5.7.5.a. Corelația puterii ponderate asociată frecvenței – Boala Schizofrenia, Repaus [12],[23],[44]

Fig. 5.65 – Corel. în domeniul Clinic, Schizofrenia, Repaus – stânga
Fig. 5.66 – Corel. în domeniul BHF, Schizofrenia, Repaus – dreapta



5.7.5.b. Corelația puterii ponderate asociată frecvenței – Boala Schizofrenia, Flash [12],[23],[44]

Fig. 5.68 – Corel. în domeniul Clinic, Schizofrenia, Flash – stânga
Fig. 5.69 – Corel. în domeniul BHF, Schizofrenia, Flash – dreapta

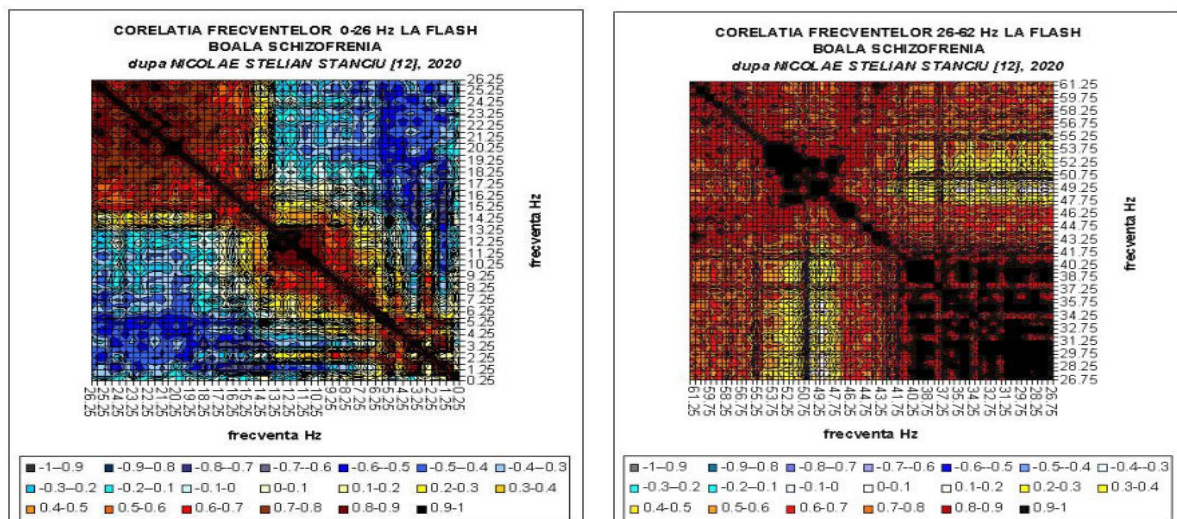


Fig. 5.68, Fig. 5.69 - Cazuri Patologice, Boala Schizofrenia, Flash, Harta corel. putere relativă asociată Frecv. pe domeniul Clinic și BHF. [12],[23],[44]. Obs.

- La domeniul Clinic există 3 zone distincte 0-6 Hz, 6-14 Hz, 14-26 Hz ce au valori de corelație moderate sau mari în interiorul lor. Dom.Clinic are zone cu valori de corelație pozitive sau negative iar trecerea se face gradual, sau se suprapun ca domenii continue de valori.Frecvențele ce divid domeniul Clinic sunt 6 Hz, 10 Hz, 14 Hz și 17 Hz.Apar zone cluster cu arie mică, cu valori de corelație mari,ori aflate în interiorul altui cluster cu valori de corelație mai mici (ex:10-14 Hz în 8-15 Hz),ori în clustere de tip patern pătratic (ex: 0-4 Hz). Aceste clustere se pot suprapune.

- La domeniul BHF, apare divizarea acestuia în 3 subdomenii de valori de corelație mari dimensional, la frecvența de 49,54 Hz v. Fig. 5.69.Doar la limita inferioară a BHF se formează un subdomeniu de frecvență 26-40.5 Hz),ce conține valori de corelație foarte mari dispuse sub formă de patern pătratic (2 Hz x 2 Hz).

Dacă la repaus v.Fig. 5.66 zona cu patternuri pătratice era dispusă la frecvențe superioare ale BHF,la flash v Fig. 5.69 ea este dispusă la frecvențe inferioare ale BHF.Paternurile pătratice limitează conexiunile corticale calitative și conduc la idea existenței unei reacții pozitive zonale, fără interlegătură, fără existența unui control cortical între zonele pătratice ce formează pattern-ul, cu un consum energetic masiv ale structurilor respective aflate în activitate.Aceasta solicitare energetică la flash explică și schimbarea poziției patternurilor pătratice de corelație spre frecvențe mai mici de activitate, ce asigură o putere ponderată mai mare a activității corticale efectuate,la stimularea flash.– după Nicolae Stelian Stanciu [12],[23],[44],2020.

Coeficientul de împrăștiere funcțională a patologiei

Acest coeficient N este utilizat în analiza de corelație a puterii ponderate EEG în raport cu frecvența, având scopul de a evidenția gradul în care o structură funcțională neurocorticală este afectată de o patologie specifică. Acesta exprimă măsura în care sunt dezvoltate elementele patologice în neurostructură, reflectând capacitatea de transmitere a semnalelor electrice între două zone corticale corelate, caracterizate prin frecvențele lor și domeniile de frecvență asociate.

Nivelul de patologie funcțional N se poate defini în spațiul valorilor de corelație și al frecvențelor, ca fiind. numărul de zone de tip pătratic existente într-un domeniu de frecvență de lărgime $\Delta\nu$, care includ în zona lor interioară de lărgime $\Delta\nu_0$, valori de corelație foarte mari și care este delimitată în exteriorul său de benzii de frecvență îngustă, $\Delta\nu_m$ – domeniul marginal de frecvență. (v.fig 5.71). Cu cât acest număr N al zonelor patologice aflate într-un domeniu de frecvență dat este mai ridicat, cu atât patologia este mai complexă structural, sau este mai gravă din punct de vedere medical și cu atât valoarea corelației crește.Ex.Flash (v.fig 5.71,fig 5.72). Nivelul patologic este echivalent cu gradul de destructurare funcțională introdus de existența patologiei neuropsihiatrice. Nivelul patologic s-a notat cu N - nr adimensional și s-a definit prin relația:

$$N = \left(\frac{\Delta\nu}{\Delta\nu_0} \right)^2 = \left(\frac{\Delta\nu_0 + \Delta\nu_m}{\Delta\nu_0} \right)^2 = \left(1 + \frac{\Delta\nu_m}{\Delta\nu_0} \right)^2 \quad (5.23)$$

- Cu cât numărul N este mai mare, cu atât patologia este mai complexă structural sau mai gravă medical.
- Nivelul patologic N este echivalent cu gradul de destructurare funcțională introdus de patologia neuropsihiatrică.
- $\Delta\nu_m$ delimitează zona cu corelații foarte mari de zonele învecinate cu valori mici, comportându-se ca un sistem izolat din punct de vedere al transmisiei și consumului energetic.
- În interiorul zonelor pătratice, valorile mari de corelație sunt susținute de o liniaritate ce necesită un consum energetic ridicat, ceea ce poate conduce la degradarea biologică a structurii neuronale.
- Acest coeficient nu indică direct zona cerebrală afectată, ci domeniul de frecvențe asociat patologiei.
- A fost utilizat în descrierea patologiilor: Autism, Schizofrenie, S.O.C., Sindrom Bipolar, Alzheimer.

Cu cât domeniul marginal este mai întins, având o pondere mare din domeniul cu valori mari de corelație, aspectul devenind cel de zonă punctiformă cu valori de corelație foarte mare, cu atât nivelul patologic N , al destructurării funcționale este mai ridicat. $\Delta\nu_m$ – domeniul marginal de frecvență, este cel ce delimitează zona cu valori de corelație foarte mari de celelalte zone de frecvență proximă având valori de corelație mici. Totul se comporta precum un sistem practic izolat din punct de vedere al transmisiei de semnal și al energiei consumate. În interiorul zonele pătratice ale domeniului frecvențelor, există valori de corelație foarte mari, unde acestea sunt dominate de existența liniarității, fenomen care pentru a fi susținut, necesită un aport foarte ridicat de energie, fapt ce conduce în final la degradarea organică, biologică a structurii neuronale emitente de semnal. Acest indicator al destructurării funcționale nu pune în evidență direct și precis zona cerebrală organică structural afectată de patologie, ci doar domeniul de frecvențe asociată existenței patologiei specifice. Fenomenul destructurării funcționale la care se face referire în prezenta lucrare de teză doctorală a fost folosit de autor în descrierea patologiei asociate Autismului și al Schizofreniei, fiind sesizat și în cazul S.O.C, Sindrom Bipolar și bolii Alzheimer.

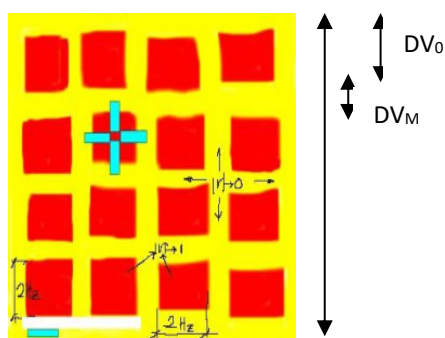


Fig 5.71 Nr zone pătrate patologice

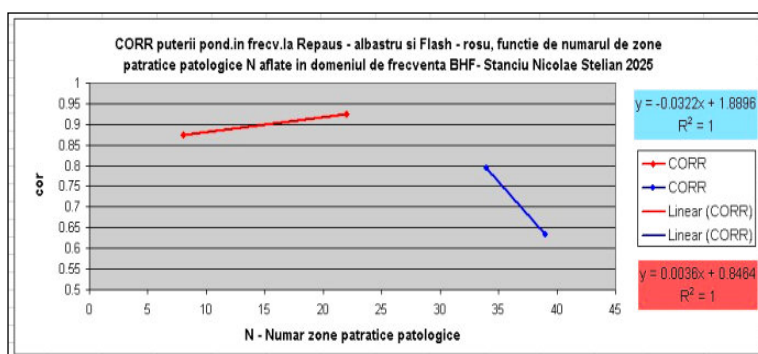


Fig 5.72 Corelatarea puterii ponderate - medie în frecv funcție de N, nr zone pătrate patologice în BHF. Stanciu Nicolae Stelian 2025

5.7.7. Indicatorul de patologie ce folosește corelația puterii ponderate EEG în frecvență – I.N.C.

I.N.C. – Indicator al Necompensării Corelației

Este un indicator al existenței și dezvoltării patologiei neuronale, exprimând gradul în care suma valorilor de corelație asociate puterii ponderate EEG din domeniile medii de frecvență Alfa și Beta 1 este compensată de suma valorilor de corelație din domeniile Delta, Beta 2 și BHF.

- Compensarea corelațiilor este asociată cu starea de normalitate.
- Necompensarea este asociată cu patologia neuropsihică.
- Domeniul analizat este 0–62 Hz, acoperind întreaga activitate neurofiziologică.

Definirea I.N.C.

Se consideră media totală a compensărilor de corelație:

$$1. A_i = [\text{CORR (ALFA)} + \text{CORR(BETA 1)}]_i$$

$$2. B_i = [\text{CORR (DELTA)} + \text{CORR(BETA 2)} + \text{CORR(BHF)}]_i,$$

unde i este indicele asociat domeniului de frecvență mediat în Hz.

2.25	6.25	9.5	12	15.75	22.25	44
------	------	-----	----	-------	-------	----

Se definește I.N.C ca fiind media valorilor de corelație pe domeniile indicate anterior

$$\text{I.N.C} = \frac{\sum_{i=1}^n (A_i + B_i)}{n} \quad (5.24)$$

unde i este indicele asociat domeniului medie de frecvență. S-a observat că fenomenul compensării corelațiilor apare atât la Repaus cât și la Flash, pentru toate categoriile Normal ori Patologic. S-a determinat I.N.C atât la Normal cât și la Patologic- S.O.C. Sindrom Bipolar SB, Schizofrenie, boala Alzheimer și Autism repaus. S-a constatat că la cazul Normal există cele mai mici valori pentru I.N.C, comparativ cu toate tipuri de patologii investigate, atât în Repaus cât și Flash. Aceste valori ale I.N.C la Normal sunt apropiate de zero. S-a estimat din cele observate experimental că în cazul ideal Normal, avem I.N.C = 0, astfel încât rezultă:

$$\bar{A} + \bar{B} = 0 \Rightarrow \frac{\bar{A}}{\bar{B}} = -1, \text{adică } \frac{\sum_{i=1}^n A_i}{\sum_{i=1}^n B_i} = -1, \text{ unde } \frac{\sum_{i=1}^n A_i}{n} = \bar{A}, \text{ iar } \frac{\sum_{i=1}^n B_i}{n} = \bar{B}, \quad (5.25)$$

Caracteristici I.N.C

- În cazul normal, valorile I.N.C. sunt cele mai mici, apropiate de zero.
- În cazul ideal: valorile I.N.C. indică un sistem de control funcțional al activității corelative EEG.
- Fenomenul compensării apare atât în repaus, cât și la flash, în toate categoriile (Normal și Patologic).

Această relație a I.N.C (5.25) ne arată că acest fenomen de compensare a corelațiilor puterii ponderate, există în întregul domeniu 0-62 Hz. al frecvențelor activității neuronale, ceea ce implică existența unui sistem de control al activității de corelație funcțională asociat corelației frecvențelor activității de tipul unui sistem cu reacție.

5.7.8 . Efect de compensare corelație. Exemplificare NORMAL

Tabel 5.11

Valori corelație pe domenii medii de frecvență. Tabel sus-Repaus, jos-Flash, Normal

CORR MEDIE FRECV.REPAUS NORMAL								
	2.25	6.25	9.5	12	15.75	22.25	44	
2.25	1	0.138638	-0.96425	-0.92009	-0.85503	0.071908	0.614867	
6.25	0.138638	1	-0.07325	-0.10496	0.061399	0.128121	-0.08547	
9.5	-0.964248	-0.07325	1	0.958263	0.894397	-0.15033	-0.65191	
12	-0.920090	-0.10496	0.958263	1	0.855341	-0.25367	-0.70418	
15.75	-0.855033	0.061399	0.894397	0.855341	1	-0.01819	-0.67054	
22.25	0.071908	0.128121	-0.15033	-0.25367	-0.01819	1	0.476301	
44	0.614866	-0.08547	-0.65191	-0.70418	-0.67054	0.476301	1	

CORR MEDIE FRECV.FLASH NORMAL								
	2.25	6.25	9.5	12	15.75	22.25	44	
2.25	1	-0.256	-0.58312	-0.78155	-0.9047	0.089981	0.165135	
6.25	-0.256	1	0.477534	0.461229	0.353611	-0.64784	-0.65606	
9.5	-0.58312	0.477534	1	0.90335	0.768266	-0.66792	-0.76302	
12	-0.78155	0.461229	0.90335	1	0.932646	-0.61355	-0.6748	
15.75	-0.9047	0.353611	0.768266	0.932646	1	-0.39145	-0.4407	
22.25	0.089981	-0.64784	-0.66792	-0.61355	-0.39145	1	0.899608	
44	0.165135	-0.65606	-0.76302	-0.6748	-0.4407	0.899608	1	

Tabel 5.12

Calculul coeficienților A,B ce intră în relația efectului de compensare și a indicelui de necompensare a corelațiilor I.N.C. Tabel sus-Repaus, jos-Flash, Normal

CALCUL I.N.C REPAUS NORMAL								
	A = CORR (ALFA) + CORR(BETA1) & B = CORR (DELTA) + CORR(BETA2) + CORR(BHF)							
Frecv.Hz	2.25	6.25	9.5	12	15.75	22.25	44	
A	-0.913124	-0.03894	0.950887	0.937868	0.916579	-0.14073	-0.67555	
B	0.5622582	0.060429	-0.58883	-0.62598	-0.51459	0.51607	0.697056	
MEDIE A,B	-0.1754329	0.010746	0.181027	0.155944	0.200994	0.187669	0.010755	I.N.C 0.571703

CALCUL I.N.C FLASH NORMAL								
	A = CORR (ALFA) + CORR(BETA1) & B = CORR (DELTA) + CORR(BETA2) + CORR(BHF)							
Frecv.Hz	2.25	6.25	9.5	12	15.75	22.25	44	
A	-0.75646	0.430791	0.890539	0.945332	0.900304	-0.55764	-0.62618	
B	0.418372	-0.51997	-0.67135	-0.68997	-0.57895	0.663196	0.688248	
MEDIE A,B	-0.16904	0.04459	0.109593	0.127682	0.160678	0.052779	0.031036	I.N.C 0.268136

5.7.8.a. Efectul de compensare a valorii corelațiilor puterii ponderate în frecvență Repaus -Stinga și Flash- Dreapta. Normal.

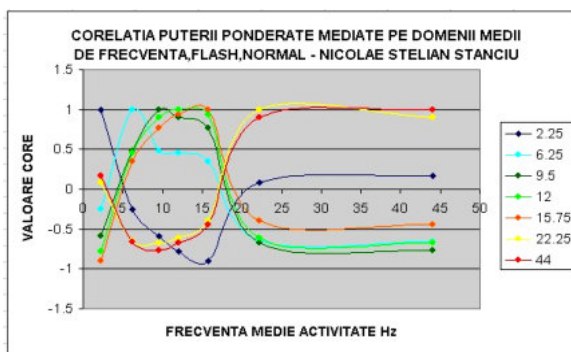
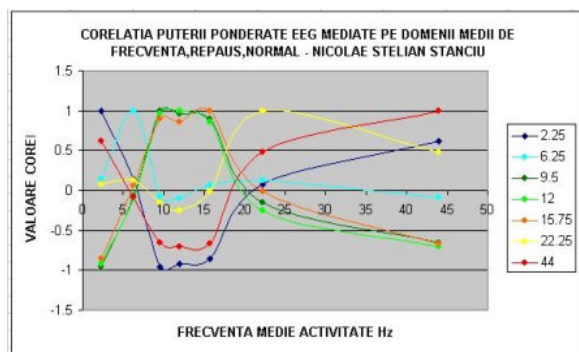


Fig .5.7.8

Curbele corelațiilor pe domeniu de frecvență 0-62 Hz Normal. Repaus -fig stinga ; Flash -fig dreapta.

Obs. Se observă efectul de compensare Stanciu Nicolae Stelian 2025

5.7.9.a. Efectul de compensare a valorii corelațiilor puterii ponderate în frecvență Repaus și Flash. Patologic – S.O.C.

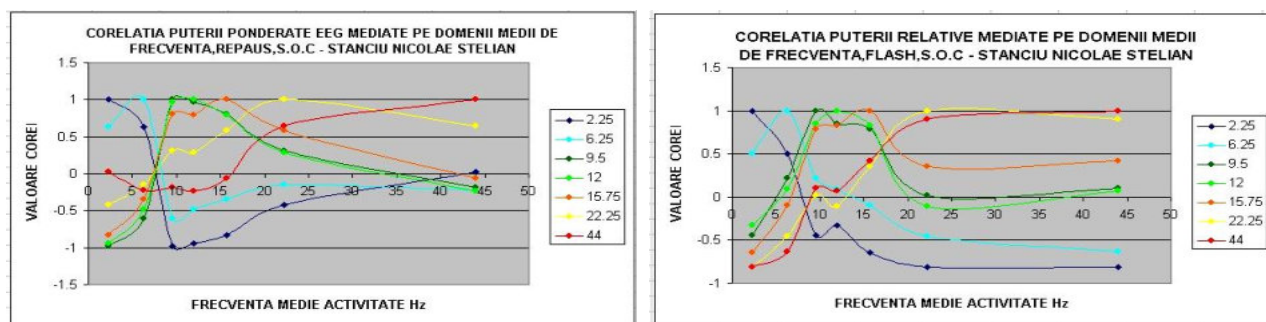


Fig.5.76,a,b: Efectul de compensare a valorii corelațiilor pe domenii centrale și extreme de frecvență medie, Patologic, S.O.C.. Corelația puterii ponderate EEG, mediată pe domenii medii de frecvență, Repaus, Patologic, S.O.C.. **a--Stînga**.-Repaus & **b-Dreapta** -Flash. Stanciu Nicolae Stelian 2025

5.7.10. Concluzie asupra I.N.C.

Tabel 5.

	I.N.C. REPAUS	I.N.C. FLASH
NORMAL	0.571703109	0.268136261
S.O.C.	1.054634222	1.335183808
S.B.	1.419761879	0.710680072
SCHIZO	1.679682809	0.711731748
ALZHEIM	0.961537595	0.586671941
AUTISM	1.369127498	

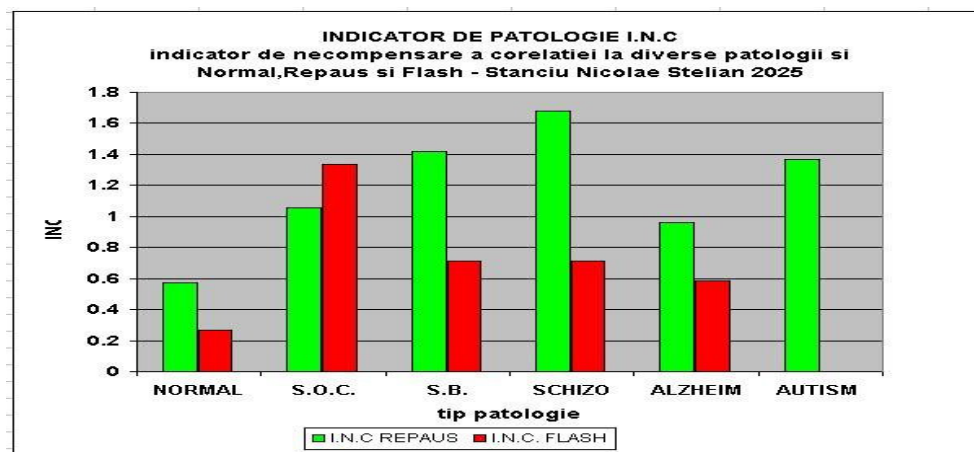


Fig.5.78. Indicatorul de patologie I.N.C. la Normal și Patologic, Repaus-verde, Flash-roșu. Stanciu Nicolae Stelian [12] 2025

Important ! Din cele arătate în acest subcapitol reiese că fenomenul activității corelative în domeniul frecvențelor este foarte important întrucât acesta pune în evidență transferul de semnal electric asociat tuturor zonelor de frecvență ale întregii activități neurofiziologice. Controlul valorii indicelui de corelație a puterii electrice ponderate EEG, este absolut necesar întrucât aceste valori în anumite condiții pot conduce la apariția patologiei. Acest control se realizează în cazul corelației puterii ponderate EEG prin frecvență, prin fenomenul de compensare a acestor valori de corelație pe anumite domenii de frecvență a activității corticale. Introducerea indicelui de necompensare a corelației I.N.C., este necesară întrucât acesta arată existența unui sistem de control al activității corelative cerebrale, precum și inițierea dar și dezvoltarea patologiei neuronale atunci când acest sistem de control este deficitar ori patologia este foarte gravă și afectează însăși acest sistem de control.

5.8. Latență și Amplitudine PEV, caz Normal

Baza analizei de corelație PEV

5.8.1. Amplitudinile experimentale PEV la energiile de stimulare Flash Alb (0.3 J, 0.6 J, 1.2 J) pentru Hemisfer Drept și Hemisfer Stâng, caz Normal.

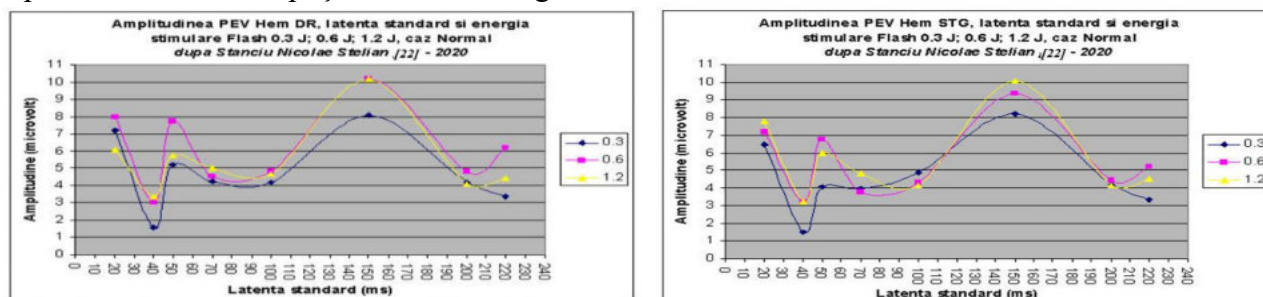


Fig 5.79 (a,b). Amplitudinile PEV la **Hem.Drept** (fig. stinga-a) și **Hem.Stîng** (fig. dreapta-b) în microvolti la stimularea Flash Alb cu 0.3 J ; 0.6 J ; 1.2 J, Valorile amplitudinilor semnalului PEV sunt măsurate relativ, peak cu peak, funcție de latența standard în milisekunde - ms . după Stanciu Nicolae Stelian [22],[43].

5.8.2. Latențele experimentale ale componentelor PEV la aceleași energii de stimulare, pentru Hemisfer Drept și Hemisfer Stâng, caz Normal.

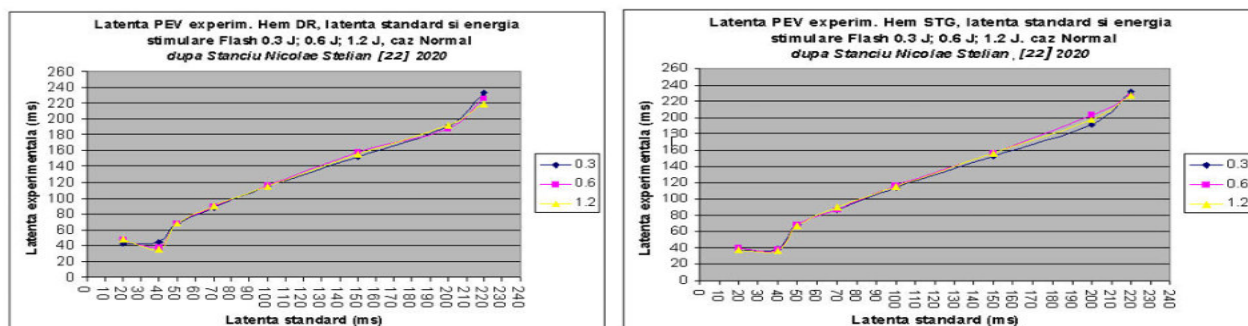


Fig 5.80 (a,b). Latențe experim. comp. PEV la **Hem. Drept** (stinga -a) și **Hem. Stîng** (dreapta-b) la stimularea Flash Alb cu 0.3 J ; 0.6 J ; 1.2 J, în milisekunde.Valorile latențelor componentelor semnalului PEV sunt măsurate relativ la nivel de peak de amplitudine semnal.- după Stanciu Nicolae Stelian [22],[43]

5.9. Analiza de corelație a semnalelor electrice PEV, Normal

5.9.1. Caracteristici ale fenomenului de corelație Amplitudine și Latență PEV

a) Corelația amplitudinilor componentelor PEV – caracteristici

1. Valorile de corelație depind de tipul de structuri neuronale și de căile de procesare
2. La caz Normal, structurile neuronale corelează diferit cu stimularea Flash
 - Corelație pozitivă mare pentru structuri excitative (N40, N70, N150, N220).
 - Corelație negativă pentru structuri inhibitive (P50, P100, P200) și retina (N20).
 - Situațiile sunt ilustrate în grafice pentru ambele emisfere.
3. Corelație mare între Hipocamp și CGL → existența filtrului talamic și conștientizarea vizuală.
4. Formația reticulată corelează pozitiv cu energia flash și structurile excitative, nu cu cele inhibitive.
5. Corelația mare de amplitudine implică consum optim de energie. Pierderea acestui control → patologie.
6. În cazuri patologice apar abateri mari față de valorile normale.

b) Corelația latențelor componentelor PEV – caracteristici

- Corelația latenței reflectă liniaritatea vitezei de propagare.
- Corelație pozitivă mare dacă viteza crește odată cu energia flash.
- Corelații negative pentru CGL și Hipocamp.
- Majoritatea componentelor corelează pozitiv, excepții: CGL-N40, P50, Hippocamp-N220.
- Corelație mare → liniaritate pronunțată între viteze.
- Coerența formelor grafice → corelație mare.
- Nivel înalt de coerență în CGL și Hipocamp, necesar pentru porțile talamice.
- Corelația mare de amplitudine implică consum optim de energie.
- În patologie apar abateri mari față de normal.

5.9.2. Corelații Amplitudine PEV.Tratare de ansamblu

La energiile Flash Alb (0.3 J, 0.6 J, 1.2 J), pentru Hemisfer Drept și Hemisfer Stâng, Normal.

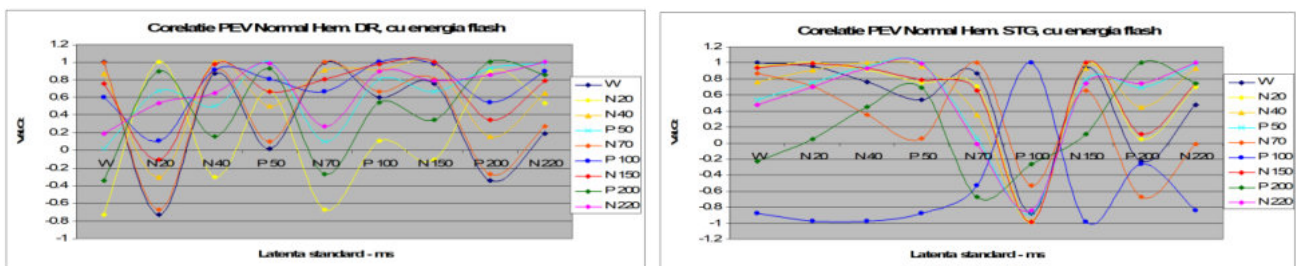
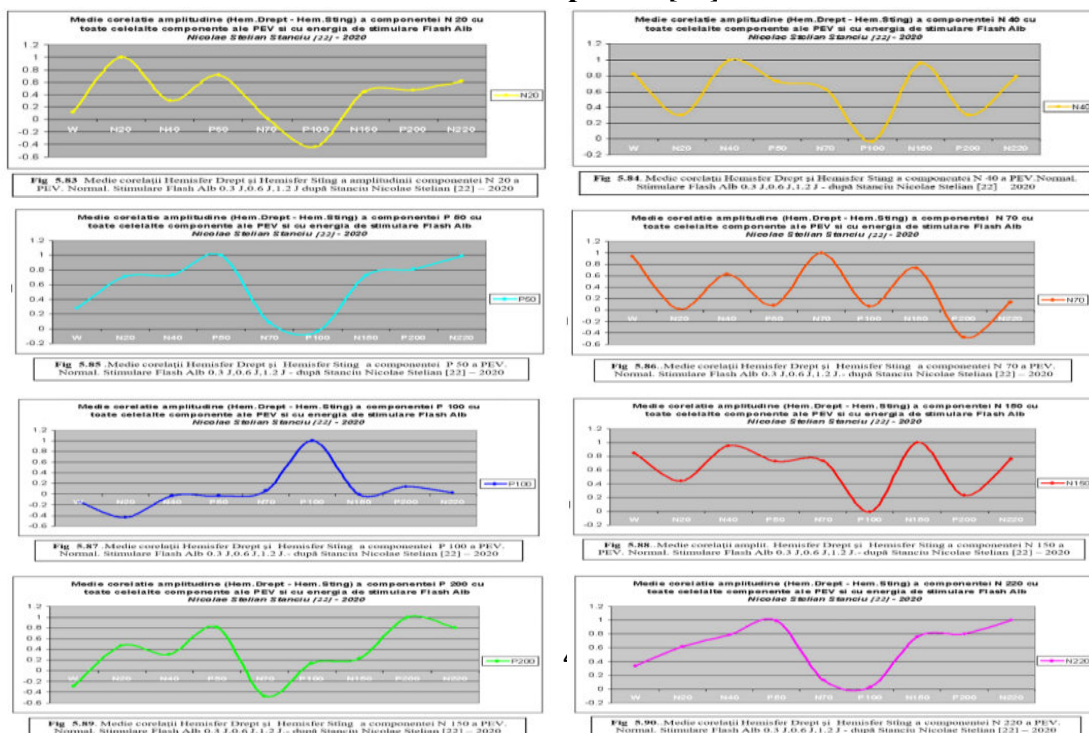


Fig..5.81.a,b. Corr PEV Hem DR, a-sus, Hem STG, b-jos. Obs Se observă coeficientul de corelație a energiei de stimulare flash, ce are valoare mare pozitivă, dacă structurile ce procesează semnalul electric trimis pe nervul optic,sunt de tip excitativ,ce au compenentele PEV, N40, N70, N150, N220.Datorită existenței unui sistem de adaptare retinian la stimularea flash, pot exista situații în care apar și corelații negative cu componenta N 20 asociată retinei- v Hem DR.Se observă că valoarea coeficientului de corelație a energiei de stimulare flash, are și valoare negativă,dacă structurile sunt de tip inhibitiv P50, P100, P200.Aceste tipuri structurale se opun stimulării neuronale.Aceste situații sunt prezentate în cele doua grafice,atît la Hem DR cît și la Hem.STG.

5.9.4. Medie corelația amplitudinilor componentelor PEV

5.9.4.a. Corelație amplitudine medie PEV Hem.Sting – Hem.Drept. Normal, Tratare separată [22].



5.10.1. Amplitudinile și latențele PEV

5.10.1.a. Amplitudinile și latențele PEV caz Patologic, Hem Drept si Hem.Sting, Flash Alb de 0.3 J,0.6 J,1.2J, Neuropatie

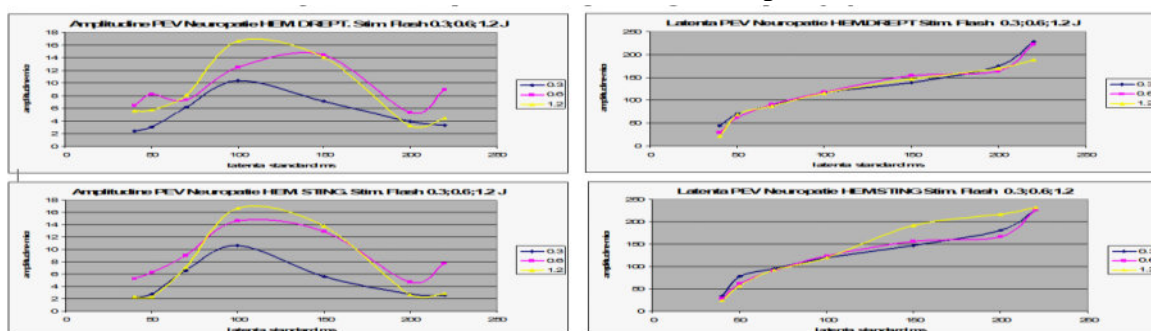


Fig 5.93 .a,b. a-stg Amplitudine,b-dr Latența semnalului PEV, Patologic, Neuropatie, Stimulare Flash Alb 0.3,0.6,1.2 J.- după Stanciu Nicolae Stelian [22] – 2020

5.10.2.a Amplitudinile și latențele PEV la energiile de stimulare Flash Alb 0.3 J,0.6 J, 1.2J, pentru Hem.Drept și Hem.Stîng, Patologic, Epilepsie focar hemisfer stîng.

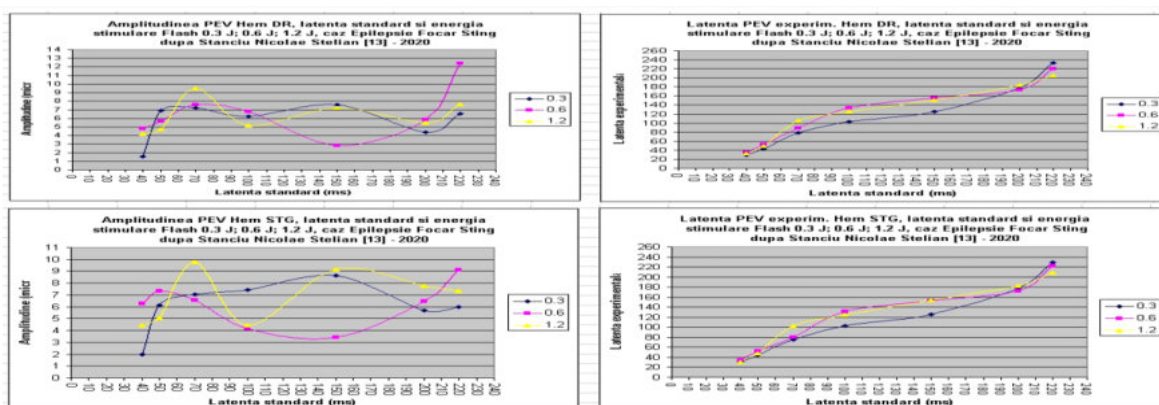


Fig 5.94 .a,b. a-stg Amplitudine,b-dr Latența semnalului PEV, Patologic,Epilepsie Focar Hem.Sting, Stimulare Flash Alb 0.3,0.6,1.2 J.- după Stanciu Nicolae Stelian [22] – 2020

5.10.3 Sistemul de control cu reacție a amplitudinii PEV

Coeficientul de reacție BETA la Normal, Neuropatie și Epilepsie Focar Hem. Stîng

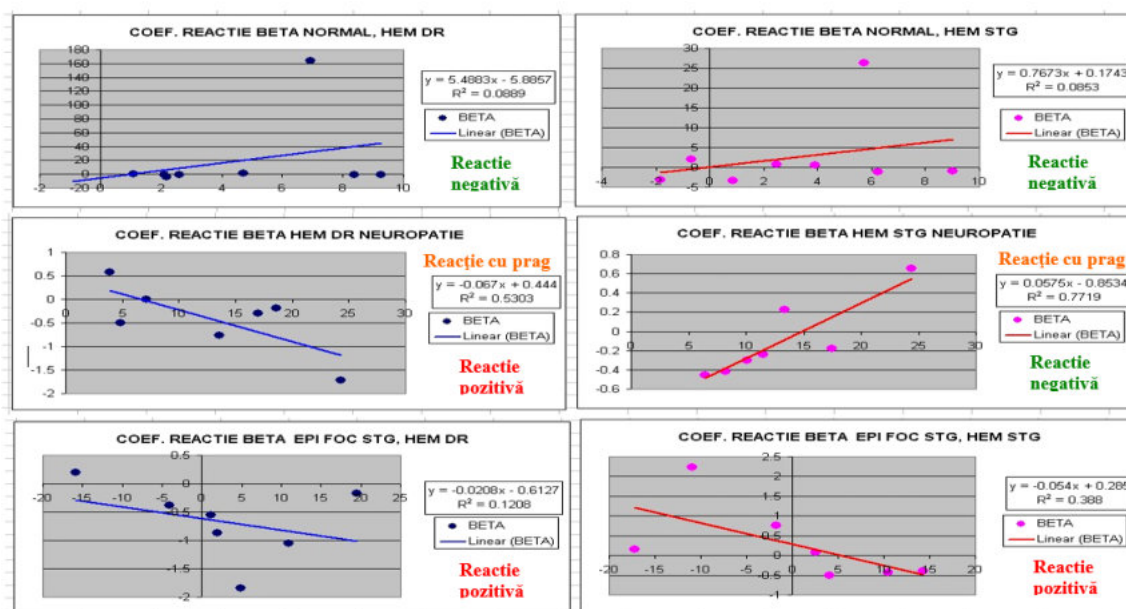


Fig 5.95 .a,b.Coeficient de reacție Beta,a-fig stînga Hem DR si b-fig dreapta Hem STG a sistemului de reacție pentru control Amplitudine PEV.Tipuri reactii:Normal,Neuropatie,Epilepsie Focar Hem.STG, Stimulare Flash Alb 0.3,0.6,1.2 J.- Stanciu Nicolae Stelian [22] – 2020

5.10.4 Sistemul de control cu reacție a amplitudinii PEV.

Caracteristici și Concluzii – Indicatorul de Patologie Beta

Beta este indicatorul de patologie și este definit ca ;

$$\beta = \frac{A_0 - A}{A_0 A} \quad (5.26)$$

unde $A_0 = TG\ 0.3 = \frac{A_{0.6} - A_{0.3}}{0.3}$, iar $A = TG\ 0.6 = \frac{A_{1.2} - A_{0.6}}{0.6}$ și $\beta > 0$ – reacție negativă, $\beta < 0$ – reacție pozitivă . (5.27). β este coeficientul de reacție al amplificatorului.

Discuție v.fig 5.95 :

1. În caz Normal: reacție negativă la creșterea amplitudinii → control adaptiv. Prag = 0.
2. În Neuropatie: Hem.DR necesită $\beta < 0$ (compensare pozitivă). Hem.STG are prag diferit de zero.
3. În Epilepsie focar STG: $\beta < 0$ constant → reacție pozitivă generalizată, fără prag → excitație amplificată.

Concluzie:

Se impune folosirea mărimii coeficientul de reacție Beta β ca indicator direct în analiza patologiilor neuronale ce conduc la efecte directe asupra sistemului de control a amplitudinii semnalului PEV.

5.11. Analiza de corelație a semnalelor PEV Patologic

5.11.1. Corelații Amplitudine PEV la energiile Flash Alb (0.3 J, 0.6 J, 1.2 J), pentru Hemisfer Drept și Hemisfer Stâng, caz Patologic – Neuropatie. Tratare în ansamblu.

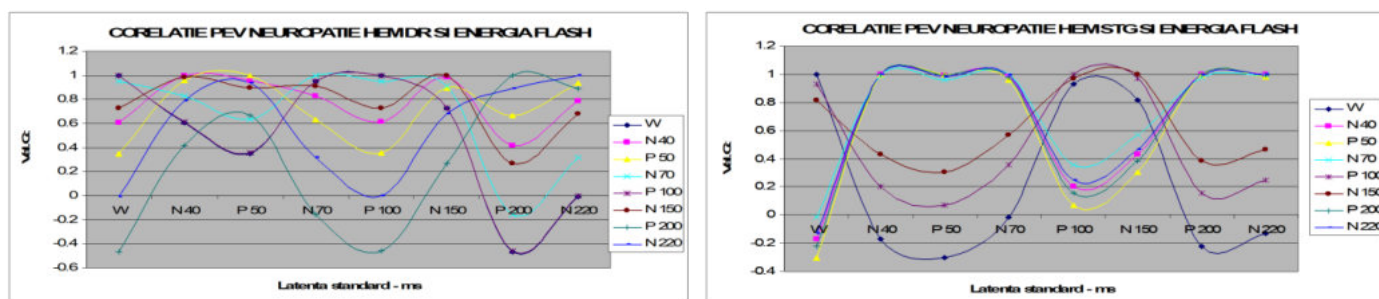


Fig 5.96 a,b. Valori de corelație amplitudine ale PEV.Hem Drept a- sus, Hem Stâng b- jos, Patologie, Neuropatie, Stimulare Flash Alb 0.3.0.6.1.2 J.- după Stanciu Nicolae Stelian [22]. [44]– 2020

5.11.2. Corelații Latentă componente PEV la energiile Flash Alb (0.3 J, 0.6 J, 1.2 J), pentru Hemisfer Drept și Hemisfer Stâng, caz Patologic – Neuropatie. Tratare în ansamblu.

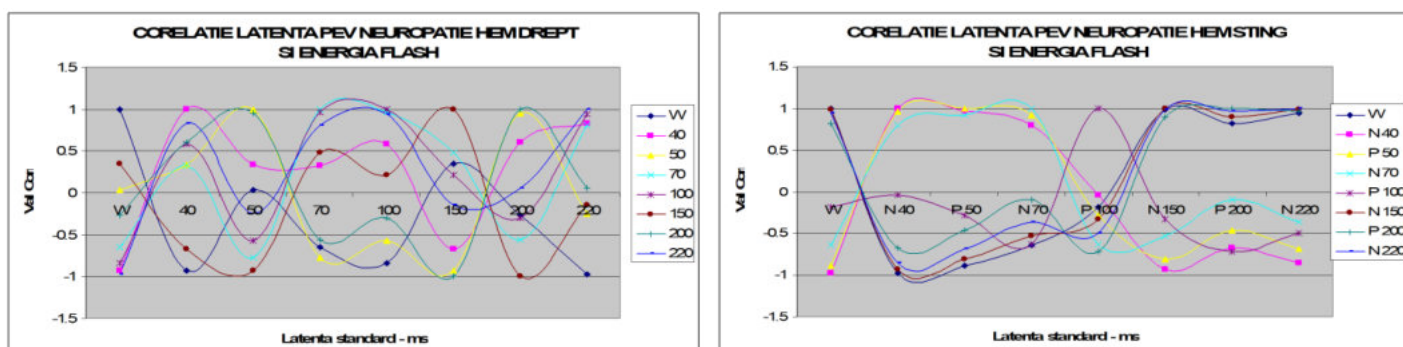


Fig 5.97 a,b. Valori de corelație latentă componente PEV.Hem Drept a - sus, Hem Stâng b- jos, Patologie, Neuropatie, Stimulare Flash Alb 0.3,0.6,1.2 J.- după Stanciu Nicolae Stelian [22] – 2020

Capitolul 6. Fenomene fundamentale noi ale activității neuronale și neurocorticale

6.1. Modelul dependenței semnalului PEV de energia stimulării Flash și Legea lui Adrian E.D. pentru stimularea Flash Alb (0.3 J, 0.6 J, 1.2 J), Hemisfer Stâng și Drept.

- S-au folosit informații și reprezentări din [19], 2021.
- A fost introdusă o relație biofizică pentru aproximarea PEV experimental, respectând fenomenele descrise de Adrian Edgar Douglas (1926) privind excitația fibrei nervoase și procesele conexe prelucrării neuronale.

Astfel am folosit pentru modelarea PEV relația :

$$(a * \text{Log}[y] + c) * \frac{\text{Exp}\left[x^{\frac{1}{3}}\right]}{x} * \left(\text{Cos}\left[\frac{2\pi}{200}x + d\right]\right)^2 + b \quad (6.1)$$

Termenii relației de estimare a datelor experimentale au următoarele semnificații :

$a * \text{Log}[y] + c$ - (6.2) - Este un termen ce este conex fenomenului de creștere a frecvenței descărcărilor pe fibră nervoasă, ce are ca efect o creștere logaritmică a amplitudinii semnalelor înregistrate cu creșterea energiei stimulării y . Este un termen ce introduce legea Adrian E.D la stimularea Flash. pe fibră aferentă tractului optic.

$\frac{\text{Exp}\left[x^{\frac{1}{3}}\right]}{x}$ - (6.3) - Este un termen compus ce conține de fapt doi termeni. Termenul de la numărător arată că există X struct-uri neuronale care datorită multitudinii de tipuri. și a numărului mare a neuronilor care procesează informația sunt structuri ce generează amplitudinii de potențial electric înalt, față de cele a căror număr de neuroni este mai mic. Astfel structurile neuronale ale FR vor avea ca rezultat al procesării, amplitudini PEV înalte decât în cazul structurii CGL. Factorul exponențial exprimă fenomenul de achiziție neuronală în vederea prelucrării rapide de semnal, adică fenomenul recrutării neuronale.

Termenul de la numitor $\frac{1}{x}$ - (6.4) indică fenomenul descris de Adrian E.D legat de adaptarea la stimulare. Acest termen se ia în considerare, întrucât nu s-a realizat o excitație simultană la diversele valori de energie Flash, iar între momentele stimulării cu diferite energii Flash a existat un decalaj temporal în care adaptarea fibrei nervoase a avut loc.

$\left(\text{Cos}\left[\frac{2\pi}{200}x + d\right]\right)^2$ - (6.5) .Este un termen pătratic ce depinde de latență standard. Acest termen indică caracterul oscilator al curbei înfășurătorii repartizării distribuțiilor de potențial electric în raport cu latență standard. Existența simultană a fenomenelor descrise este indicată de operația de înmulțire dintre termenii ce intră în definirea modelului de fit. În final relația care aproximează PEV experimental este reprezentată 2D și 3D pentru diverse energii de stimulare Flash și cele două emisfere cerebrale.

Observație finală: Modelul integrează simultan fenomenele de creștere logaritmică, recrutare neuronală, adaptare și oscilație. Relația (6.1) aproximează PEV experimental și este reprezentată grafic (2D și 3D) pentru diverse energii Flash și ambele emisfere cerebrale.

6.1.1. Reprezentare comparativă 3D a PEV în aproximare logaritmică, pentru Hemisfer Drept (fig. stângă) și Hemisfer Stâng (fig. dreapta), la stimul Flash Alb 0.3–1.2 J

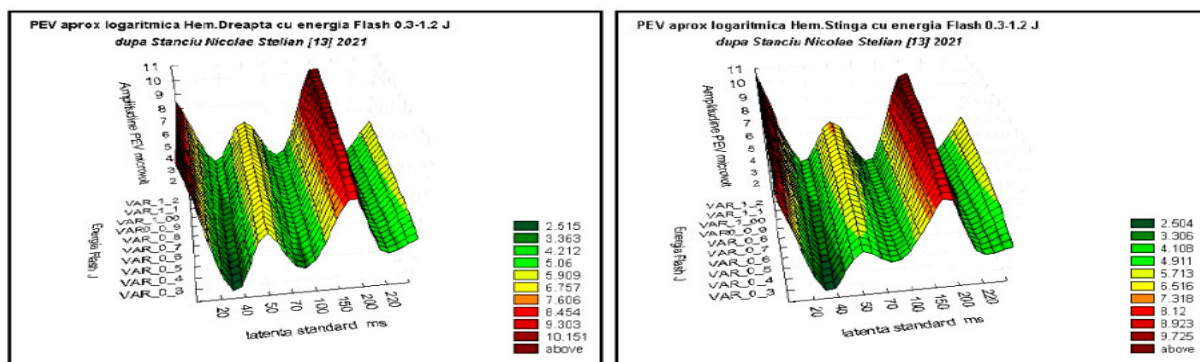


Fig 6.1.a,b.Reprezentare PEV comparativă 3D în aprox.logaritmică **Hem.DR – a, stînga**, și **Hem STG – b, dreapta**. **Obs** Se observă din hărțile 3D, că forma semnalui PEV atât pentru Hem DR cit și pentru Hem STG este asemănătoare, fiind în legătură cu dependența logaritmică a amplitudinii funcție de energia stimulării Flash.Există structuri generatoare de tip excitativ care respectă legea lui Adrian și structuri de tip inhibitive (P 100 și P100) care respectă și ele această lege, însă fiind de tip inhibitiv funcția logarirmică are semn negativ,semnul minus arătind că ele se opun excitației. Există suphmentar sistemul receptor retinian care are inclus în funcționarea lui un sistem de tip adaptiv la excitația flash, care poate furniza reacții de tip inhibitiv ori excitativ.[13],[19]

6.1.2. Dependența logaritmică a amplitudinilor PEV de energia stimulare Flash, Hem. DR & STG

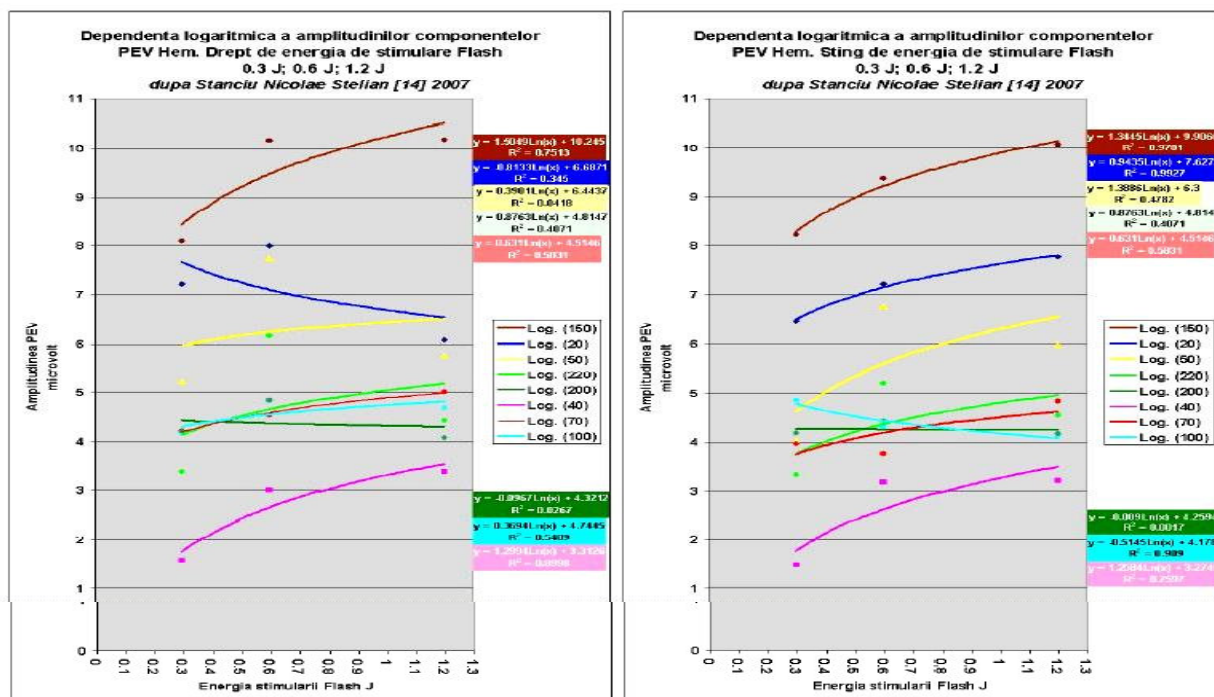


Fig. 6.2 Dependentă kogaritmică a amplitudinilor **Hem DR - fig stînga** și **Hem STG - fig dreapta** și energia Flash Alb

Obs.Legăturile neuro-funcționale existente între dependențele logaritmice ale amplitudinilor componentelor generatoare ale PEV de energia stimulării Flash pun în evidență legătura directă între acestea și legea lui Adrian E.D. Observînd graficele curbelor alăturate, această legătură funcțională se constată atât pentru Hern. Drept (v.Fig stînga) cit și pentru Hem.Stîng (v.Fig dreapta).Atît pentru componentele excitative cît și pentru cele inhibitive se poate aplica legea lui Adrian E.D.,ținînd cond ca acestea din urmă produc scăderea excitației stucturii. În plus există sistere de control retinian cu rol adaptativ care reglează nivelul excitativ al retinei.

6.1.3. Modelul dependenței amplitudinii semnal PEV de energia stimulării Flash și legea lui Adrian E.D. pentru Hemisfer Stâng [19]

a.4 . P.E.V Hemisfer Stâng la Energii de Stimulare Flash :

0.3 J (Albastru), 0.6 J (Verde), 1.2 J (Roșu)

```
Plot[ { 4.026475389889336` +  $\frac{1.3547482528545511` e^{x^{1/3}} \cos[1.5239637014257121` + \frac{\pi x}{100}]^2}{x}$ ,  
4.026475389889336` +  $\frac{2.275720363795404` e^{x^{1/3}} \cos[1.5239637014257121` + \frac{\pi x}{100}]^2}{x}$ ,  
4.026475389889336` +  $\frac{3.1966924747362575` e^{x^{1/3}} \cos[1.5239637014257121` + \frac{\pi x}{100}]^2}{x}$  }, {x, 20, 220},  
PlotStyle -> {{RGBColor[0, 0, 1]}, {RGBColor[0, 1, 0]}, {RGBColor[1, 0, 0]}}
```

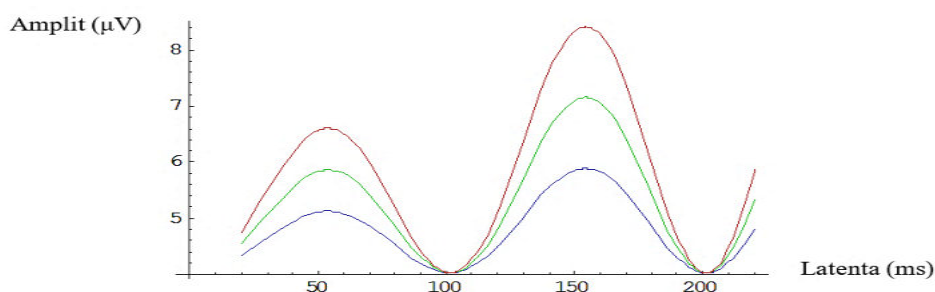


Fig 6.6 Semnalul PEV Hem.Sting la stimulare Flash Alb 0.3 J (albastru), 0.6 J (verde), 1.2 J (roșu), obținut cu funcția realizată în modelul dependenței amplitudinii componentelor PEV de energia stimulării flash Nicolae Stelian Stanciu [13], [19]

a.5. Dependența Potențialului Evocat Vizual Hemisfer Stâng de energia de stimulare și latență standard. Varianta vizualizare 3D.

Expresia modelului PEV în programul Mathematica este descrisă mai jos:

```
Plot3D[ (1.328681897251409` Log[y] + 2.9544451227454354`) +  $\frac{2.275720363795404` e^{x^{1/3}} \cos[1.5239637014257121` + \frac{\pi x}{100}]^2}{x}$ ,  
{x, 20, 220}, {y, 0.3, 1.2}, PlotPoints -> 40, AxesLabel -> {"Latency", "Energy of stimuli", "VEP Amplit"}, ViewPoint -> {25, -45, 15},  
ColorFunction -> Hue]
```

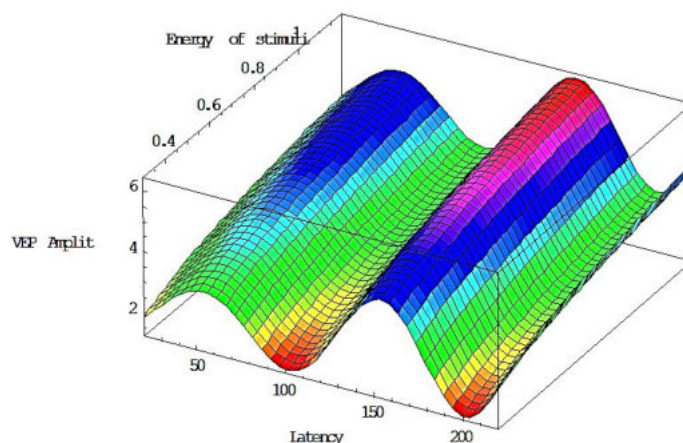


Fig 6.7 PEV 3D Hem.Sting, latență standard și legea lui Adrian, adaptată stimulării Flash Nicolae Stelian Stanciu [13], [19]

6.1.4. Modelul dependenței amplitudinii semnal PEV de energia stimulării Flash și legea lui Adrian E.D. pentru Hemisfer Drept [19]

b.4. P.E.V Hemisfer Drept la Energii de Stimulare Flash :

0.3 J (Albastru), 0.6 J (Verde), 1.2 J (Roșu)

```
Plot[{{4.147218251586762` +  $\frac{1.7964706817686062` e^{x^{1/3}} \cos[1.4736034772281597` + \frac{\pi x}{100}]^2}{x}$ ,
4.147218251586762` +  $\frac{2.532204518943973` e^{x^{1/3}} \cos[1.4736034772281597` + \frac{\pi x}{100}]^2}{x}$ ,
4.147218251586762` +  $\frac{3.2679383561193394` e^{x^{1/3}} \cos[1.4736034772281597` + \frac{\pi x}{100}]^2}{x}$ },
{x, 20, 220}, PlotStyle -> {{RGBColor[0, 0, 1]}, {RGBColor[0, 1, 0]}, {RGBColor[1, 0, 0]}}]
```

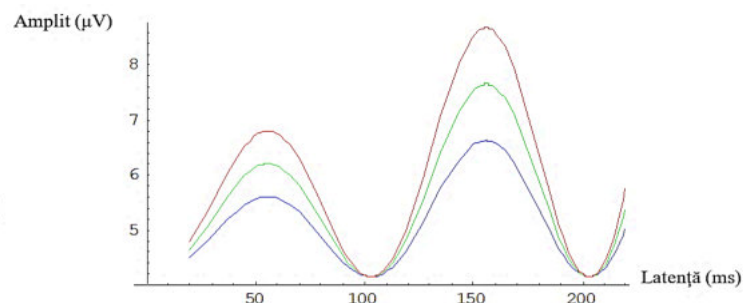


Fig 6.11 Semnalul PEV Hem.Drept la stimulare Flash Alb 0.3 J (albastru), 0.6 J (verde), 1.2 J (roșu), obținut cu funcția realizată în modelul dependenței amplitudinii componentelor PEV de energia stimulării flash Nicolae Stelian Stanciu 2021 [13], [19]

b.5. Dependența Potențialului Evocat Vizual Hemisfer Drept de energia de stimulare și latența standard. Varianta vizualizare 3D

```
Plot3D[(1.0614395583071095` * Log[y] + 3.0744150434060997`) +  $\frac{1.7964706817686062` e^{x^{1/3}} \cos[1.4736034772281597` + \frac{\pi x}{100}]^2}{x}$ ,
{x, 20, 220}, {y, 0.3, 1.2}, PlotPoints -> 40, AxesLabel -> {"Latency", "Energy of stimuli", "VEP Amplit"},
ColorFunction -> Hue]
```

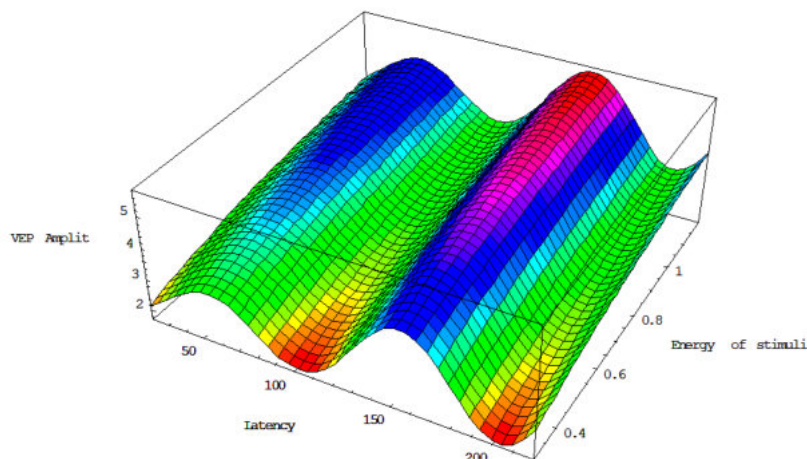


Fig 6.12 PEV 3D Hem.Drept, latență standard și legea lui Adrian, adaptată stimulării Flash Nicolae Stelian Stanciu [13], [19]

6.1.6. Concluzii asupra modelului PEV în aproximarea Adrian E.D.

Modelul de fit PEV validează datele experimentale prin termeni ce descriu:

- Adaptarea neuronală
- Recrutarea neuronală
- Modelul susține legea lui Adrian E.D. privind creșterea logaritmică a amplitudinii impulsurilor odată cu intensitatea stimulării.
- Variabila latență standard este folosită ca parametru. Modelul reprezintă înfășurătoarea distribuției de potențial electric pe căile CRGC–CRC și CRRC, înregistrată la nivel neocortical (zonele 17, 18 occipital bilateral O1 și O2).
- Modelul utilizează valori medii ale amplitudinilor componentelor PEV.
- Curba de fit a fost realizată prin încercări multiple (2012), revizuită și îmbunătățită (2020–2021).
- Se evidențiază corespondența structurală și funcțională între fibrele nervoase studiate de Adrian E.D. (plantar, tibial) și nervul optic.
- Modelul arată existența unei unități funcționale bine definite la nivelul transmisiei pe fibra nervoasă, ce leagă semnalul PEV de fenomenele de recrutare și atenuare, conform legii fiziologice descrise de Adrian Edgar Douglas

6.2. Relația dintre fenomenul corelației interhemisferice și amplitudinea semnalului PEV

6.2.1. Obiective

- Stabilirea unei relații empirice între parametrii de corelație medie interhemisferică (amplitudine și latență) și energia stimulării flash.
- Corelarea acestor parametri cu amplitudinea semnalului PEV în condiții de stimulare optimă (0.6 J).

6.2.2. Mod de lucru

1. Folosirea valorilor experimentale de corelație interhemisferică pentru amplitudini.
2. Folosirea valorilor experimentale de corelație interhemisferică pentru latențe.
3. Referință la PEV obținut la stimulare optimă (0.6 J).
4. Aplicarea mai multor modele empirice pentru a uni valorile de corelație cu amplitudinea PEV.
5. Analiza de optimizare a relației empirice, calculul extremelor și stabilirea relațiilor între parametri.
6. Concluzii privind legătura dintre liniaritatea amplitudinilor/latențelor și forma semnalului PEV.

6.2.3. Date experimentale

- Valorile de corelație interhemisferică pentru amplitudini și latențe ale componentelor PEV.
- Obținerea funcției de dependență între acești parametri și valoarea medie Hemisfer Stâng–Drept la Flash Alb 0.6 J.

6.2.8. Reprezentarea 3D a curbei de fit PEV

6.2.8 Reprezentarea 3D a curbei de fit a PEV obținut cu valorile de corelație interhemisferică ale amplitudinilor și latențelor

Plot3D $\left[4.73 - \frac{x_1 x_2}{2 x_1^{3.35} - x_2^{1.53} - x_2}, \{x_1, 0, 1\}, \{x_2, 0, 1\}, \text{ViewPoint} \rightarrow \{-4.000, -1.480, 2.070\}, \right.$
 $\left. \text{ColorFunction} \rightarrow \text{Hue}, \text{FaceGrids} \rightarrow \text{All}, \text{AxesLabel} \rightarrow \{\text{"Corel Amp Interhem"}, \text{"Corel Lat Interhem"}, \text{"Ampl PEV -formula Corel"}\} \right]$

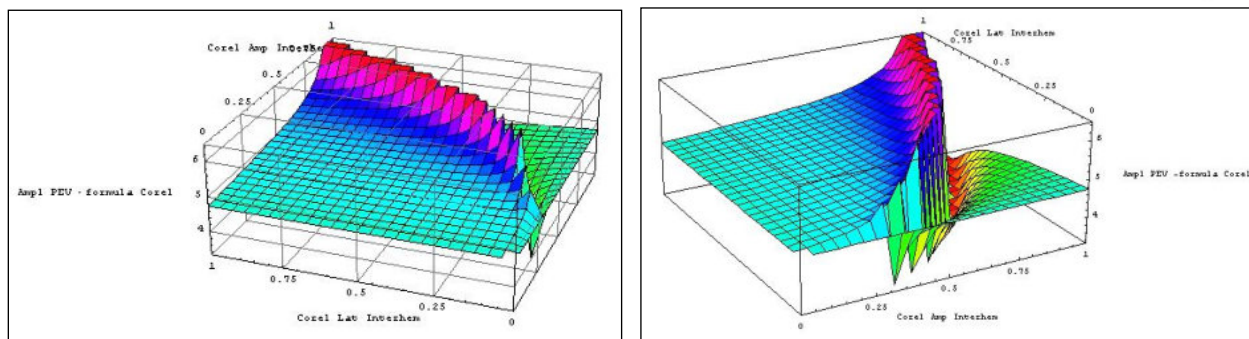


Fig 6.16 Reprezentarea 3D curbei de fit a PEV obținut cu val.de corelație interhemisferică a amplitudinilor și latențelor, **stînga–vedere frontală, dreapta-vedere laterală**, –Stanciu Nicolae Stelian [13] 2021

6.2.10. Concluzii asupra legăturii empirice stabilite între formula corelațiilor interhemisferice și formarea PEV

- Dacă corelația interhemisferică (amplitudine și latență) este maximă → procesul de conducție PEV este liniar, iar amplitudinea PEV este minimă.
- Există un prag al amplitudinii PEV asociat stării de necorelare interhemisferică, valoarea maximă fiind 4.734959490190364 μV.
- Suprapunerea stărilor cu grade diferite de necorelare → creșterea amplitudinii PEV.
- Valoarea maximă se obține când corelațiile interhemisferice de amplitudine și latență =1 → sistemele de prelucrare și conducție se comportă ca sisteme liniare.

Concluzie generală

Semnalul PEV este strâns dependent de modul de corelare interhemisferică:

- Corelația latențelor → sincronizarea transmisiei semnalelor electrice.(aceiasi viteza de transmisie de semnal electric pe caile de conducție pentru cele doua hemisfere)
- Corelația amplitudinilor → similitudinea formei semnalului între cele două emisfere.(aceiași viteza de recrutare neuronală la structuri de același tip, aflate pe căile de transmisie, în cele doua hemisfere cerebrale)

Ambele condiții indeplinite simultan pentru transmisia semnalului electric pe căile de conducție hemisferice, conduc la generarea PEV fără deficiențe și la procesarea optimă a informației în zona Occipitală .

6.3. Sistemul de Amplificare cu Reacție al PEV

Sistemul Electric al Amplificatorului cu Reacție

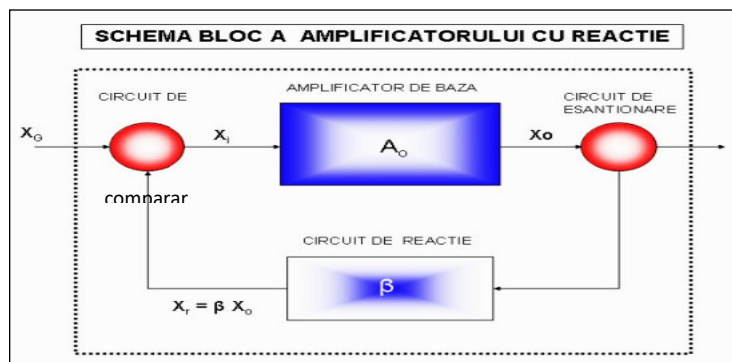


Fig. 6.21 Schema bloc a amplificatorului cu reacție – Stanciu Nicolae Stelian [36]

COEFICIENTUL DE REACȚIE β Din relația $A = \frac{A_o}{1 + \beta \cdot A_o} \Rightarrow 1 + \beta \cdot A_o = \frac{A_o}{A} \Rightarrow \beta \cdot = \frac{A_o - A}{A \cdot A_o}$ (6.14)

{6.3.2. Extrapolarea datelor

Pentru a obține valorile numerice ale amplitudinii componentelor PEV la stimularea de valoare energetică foarte scăzută – vedere mesoptică, se extrapolează datele amplitudinilor PEV obținute la valorile de stimulare de 0.3 J, 0.6 J, 1.2 J, pentru valoarea de stimulare de 0 J.

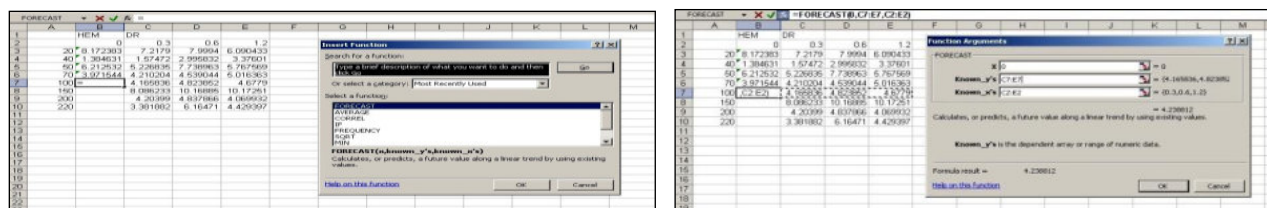


Fig 6.22 a,b Funcția FORECAST și etape în utilizarea ei. a - introducerea funcției FORCAST, v.sus și b – rezultatul funției FORCAST, v.ios. Stanciu Nicolae Stelian 2024

6.3.4. Dependența Coeficientului de Reacție componentele PEV, Hem. DR și Hem. STG, de latența standard și energia stimulării Flash Alb

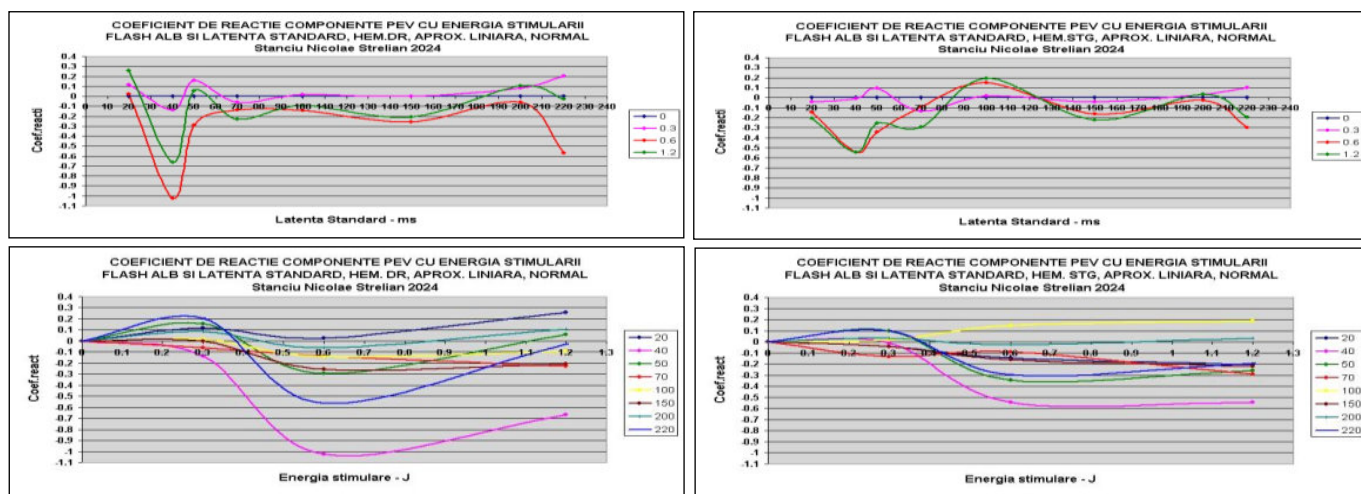


Fig 6.23 a,b . Dependența coeficient de reacție componente PEV Hem.DR de Latența standard și Energia Flash – a - Col.STG / Dependența coeficient reacție componente PEV Hem.STG de Latența standard și Energia Flash – b - Col.DR- (SUS funcție de energia Flash și JOS funcție de latența componente PEV). Aprox.linia. Stanciu Nicolae Stelian 2024

6.4 Potențialul evocat vizual, efect al activităților subcorticele, corticale și neocorticele, în aproximare Gauss a componentelor

6.4.1. Scopul lucrării

Scopul lucrării este acela de a evidenția faptul că semnalul PEV, apare în urma suprapunerii activităților electrice ale structurilor neuronale existente pe căile de transmisie a semnalului electric provenit de la receptorul retinian, până la nivelul FR și a hipocampului, dar și evidențierea faptului că PEV este rezultatul unei activități electrice probabilistice existente în cadrul fiecărei structuri neuronale generatoare de componente de semnal PEV ce sunt asociate sistemelor cu distribuție normală. În plus doresc să arăt că, chiar dacă PEV este rezultatul unei activități neuronale, aceasta activitate îndeplinește un rol foarte bine precizat în optimizarea semnalului vizual și ștergerea distorsiunilor și a interferențelor apărute în transportul, analiza și procesarea semnalului, cu obținerea preciziei informației vizuale.

6.4.2. Metoda de lucru

Se realizează descompunerea semnalului PEV, sub forma unor succesiuni de funcții de tip Gauss, ce își au valorile de maxim în punctele căii de transport ce sunt asociate latențelor standard specifice. Se ține cont de legea lui Adrian E.D. ce face referire la relația dintre amplitudinea semnalului și nivelul stimulării, tratată de subsemnat în Referat Științific Nr 5

Se lucrează cu aplicația Mathematica (aprox ord.5) și se obține valoarea amplitudinii PEV de tipul

$$1.6532 (2.7942 + 3 e^{-\frac{(-150+x)^2}{1250}} \sqrt{\frac{2}{\pi}} + 8/5 e^{-\frac{2}{625} (-70+x)^2} \sqrt{\frac{2}{\pi}} + 2 e^{-\frac{2}{225} (-20+x)^2} \sqrt{\frac{2}{\pi}}) (0.95781 + 0.12487 \text{Log}[y])$$

unde y este energia stimulării flash, iar x este latentă standard. (6.15)

6.4.3. Reprezentări PEV

(A - la 0.3 J, 0.6 J, 1.2 J, B - pe componente neuronale generatoare – funcție de lat. Stand., C - reprez. 3D funcție de logaritmul stimulării flash).

A . figura 6,25 Reprezentarea expresilor PEV la 0.3 J, 0.6 J, 1.2 J

B. figura 6.26 Componentele PEV considerate ca distribuții Gausiene de tensiune electrică ce se suprapun pe axa latenței formînd semnalul PEV, este reprezentată mai jos pentru PEV 0.6 J

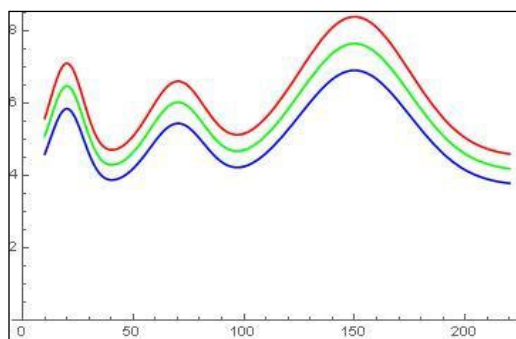


figura 6,25

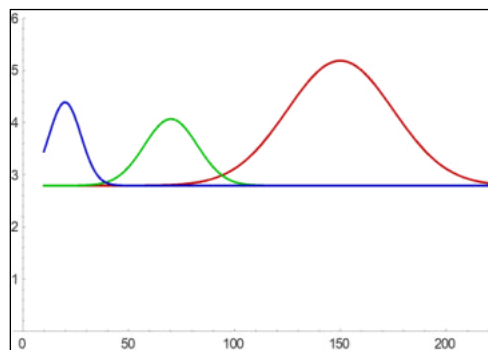


figura 6.26

C. figura 6.27 Reprezentare expresie PEV ce tine cont de logaritmul stimulării pentru valorile de stimulare flash cuprinse între 0.3 J, - 1.2 J în figura 3D,v.jos, **a-lateral, b-de sus**

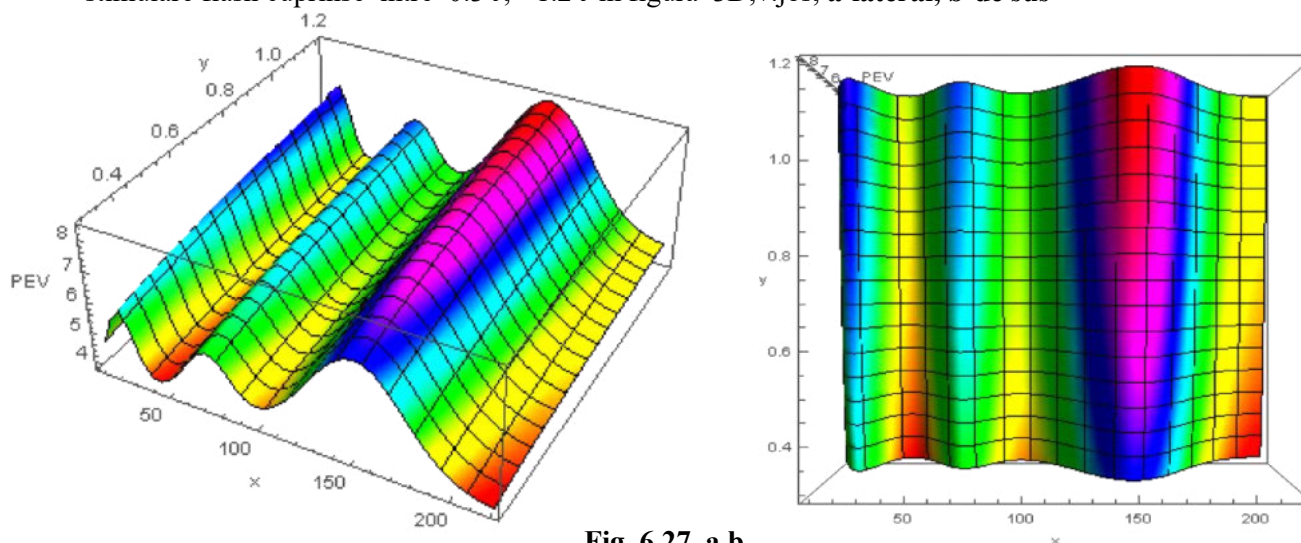


Fig 6.27, a,b

a- stinga, - lateral
b- dreapta,-de sus

6.4.4. Obținerea ecuației diferențiale ce caracterizează semnalul PEV și sistemul electric generator al PEV

Avînd relația PEV (6.15) ca soluția ecuației diferențiale

$$y''' + a y'' + b y' + c y = 0, \quad (6.17)$$

se obține un sistem de ecuații ce au ca soluție pe a,b,c ce satisfac ecuația dată (aprox ord 5)

$$\{ \{a > 2.42794, b > 0.47403, c > 0.00263\} \}$$

valori care introduse în relația expresiei ecuației PEV, conduc la obținerea ecuației diferențiale a PEV

ECUAȚIA DIFERENȚIALĂ CE DESCRIE PEV 02.03 – 2025

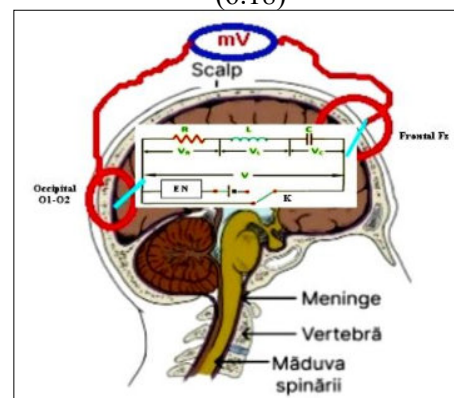
$$= y''' + a y'' + b y' + c y = 0 \text{ / } \{ a \div 2.4279437076528025^{\circ}, b \div 0.47403309857066633^{\circ}, c \div 0.00263355737594036^{\circ} \} \\ = 0.00263356 y + 0.474033 y' + 2.42794 y'' + y^{[3]} = 0 \quad (6.18)$$

Fig 6.2.7,c .Circuit Generator PEV [46],[47] modif,Stanciu N.S 2025

Analizînd ecuația diferențială a PEV, descrisă mai sus,se constată că ea descrie fenomene electrice complexe asociate unui circuit R,L,C serie la care este legat un sistem sau component neliniar- ex tip dioda, nzistor sau sistem amplificator,sistem oscilator..Dacă nu se ține cont de elementul neliniar, atunci se poate considera pentru un sistem de tip R,L,C în regim tranzitoriu – la descărcare pe capacitatea C,cînd descărcarea se face periodic, tensiunea măsurată pe acesta.,ce respectă ecuația diferențială

$$a y'' + b y' + c = 0 \quad (6.19)$$

unde $a = LC = 1/W_0^2$ de unde $W_0 = 1/[LC]^{0.5}$ este pulsația



(6.20)

$b = t_0$ este timpul de descărcare condensator. **Rezultate valorice**, $L = 2.42 \text{ H}$, $R = 0.474 \Omega$, ,

$C = 1/c = 379.71 \text{ F}$, $\tau = RC = 179,99 \text{ s}$, $\omega_0 = 1/(LC)^{0.5} = 0.033 \text{ rad/s}$, $\nu_0 = 0.005255 \text{ Hz}$, $T_0 = 190 \text{ s} \approx \tau$, $R_c = (L/C)^{0.5} = 0.07983 \Omega$, $Q = R_c/R = 0.1684$, iar $d = 1/Q = 5.9382$.

Tipuri de elemente non lineare conexe circuit R,L,C

Oscilatorul Schmitt Trigger

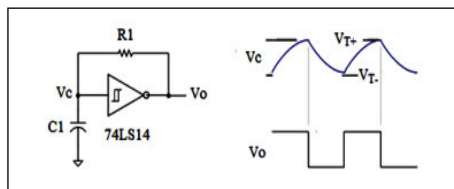


Fig. 6.28. Schema și semnal Oscilatorul Schmitt Trigger

Oscilatorul Integrator

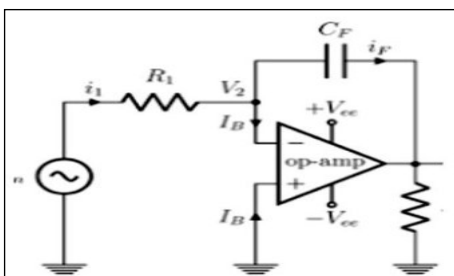


Fig. 6.29. Schema Oscilator Integrator

Capitol 7 – Program pentru diagnosticul patologiei neuropsihiatrice

Neuropsychical Diagnose Application

Conceput și realizat de Stud. Drd. Stanciu Nicolae Stelian, 2025

7.1. Scopul utilizării programului și stadiul de realizare

- Evidențierea zonelor corticale cu funcționare normală sau patologică, în stări de:
- repaus vizual (stand-by),
- stimulare cu flash,
- regim succesiv repaus–flash.
- Analiza pe domenii de frecvență: Δ , Θ , α , β , BHF (separat sau global, 0–62 Hz).
- Programul se află la nivel incipient, dar poate fi dezvoltat prin introducerea unor noi indicatori ai patologiei.

7.2. Mod de realizare

- Programul este o succesiune de algoritmi VBA, organizați în macro-secvențe.
- Folosește funcții Excel predefinite (Summa, Corelație, Selecție, Eliminare) și funcții logice complexe (IF, OR, AND, EQUAL).
- Operațiile matematice condiționate definesc coeficienți specifici.
- Rezultatele sunt tabelate și reprezentate sub formă de hărți 2D, estimând intensitatea activității normale sau patologice.

Contribuții la analiza semnalelor bioelectrice în activitatea neuro-corticală pentru îmbunătățirea informației utile în diagnosticul medical

7.3. Mod de funcționare

- Comparare probabilistică a similitudinii semnului coeficientului de corelație al puterii EEG ponderate.
- Analiza pe 19 zone corticale și pe fiecare domeniu de frecvență.
- Încadrarea în categoria Normal (10–20 cazuri) se face respectând:
 - a) limite cantitative (Medie, Stdev, CV, R),
 - b) criterii sociale (responsabilitate, vigilență, atenție, profesionalism, adaptabilitate, maturitate emoțională).

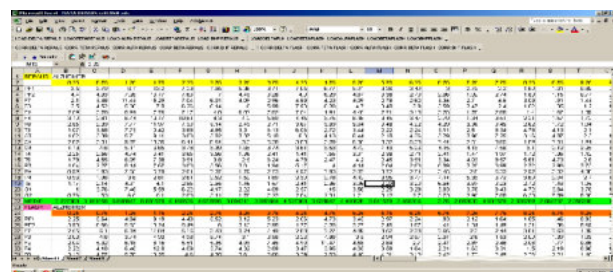
7.4. Etapele realizării programului

Programul are 12 etape succesive.Exemple:

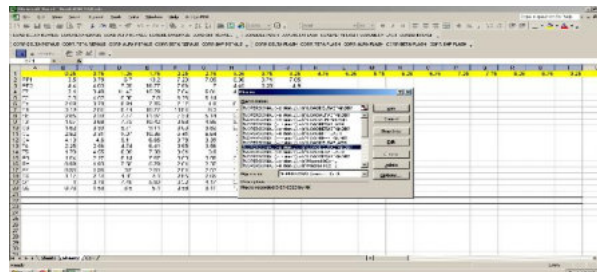
- Etapa 1 – inițializare,
- Etapa 2 – prelucrare primară,
- Etapa 4 – selecție,
- Etapele 5–6 – calcul coeficienți,
- Etapele 11–12 – generarea hărții variantă A.

Există 12 etape în realizarea programului, numerotate de la 1 la 12. Exemplu mai jos.

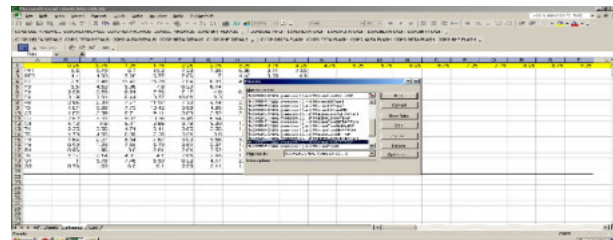
Etapa 1



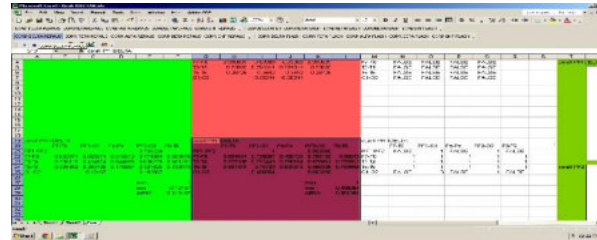
Etapa 2



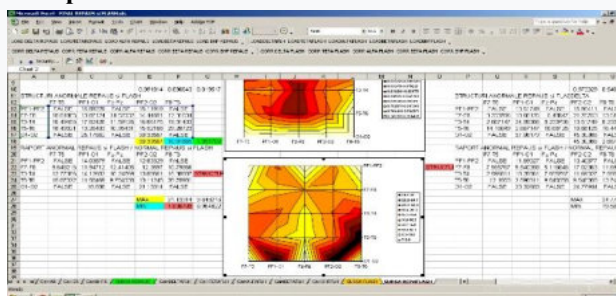
Etapa nr 4



Etapa nr 5-6



Etapa nr 11-12



7.6. Neuropsychical Diagnose Application - Schemă program Repaus și Flash – Nicolae Stelian Stanciu 2025

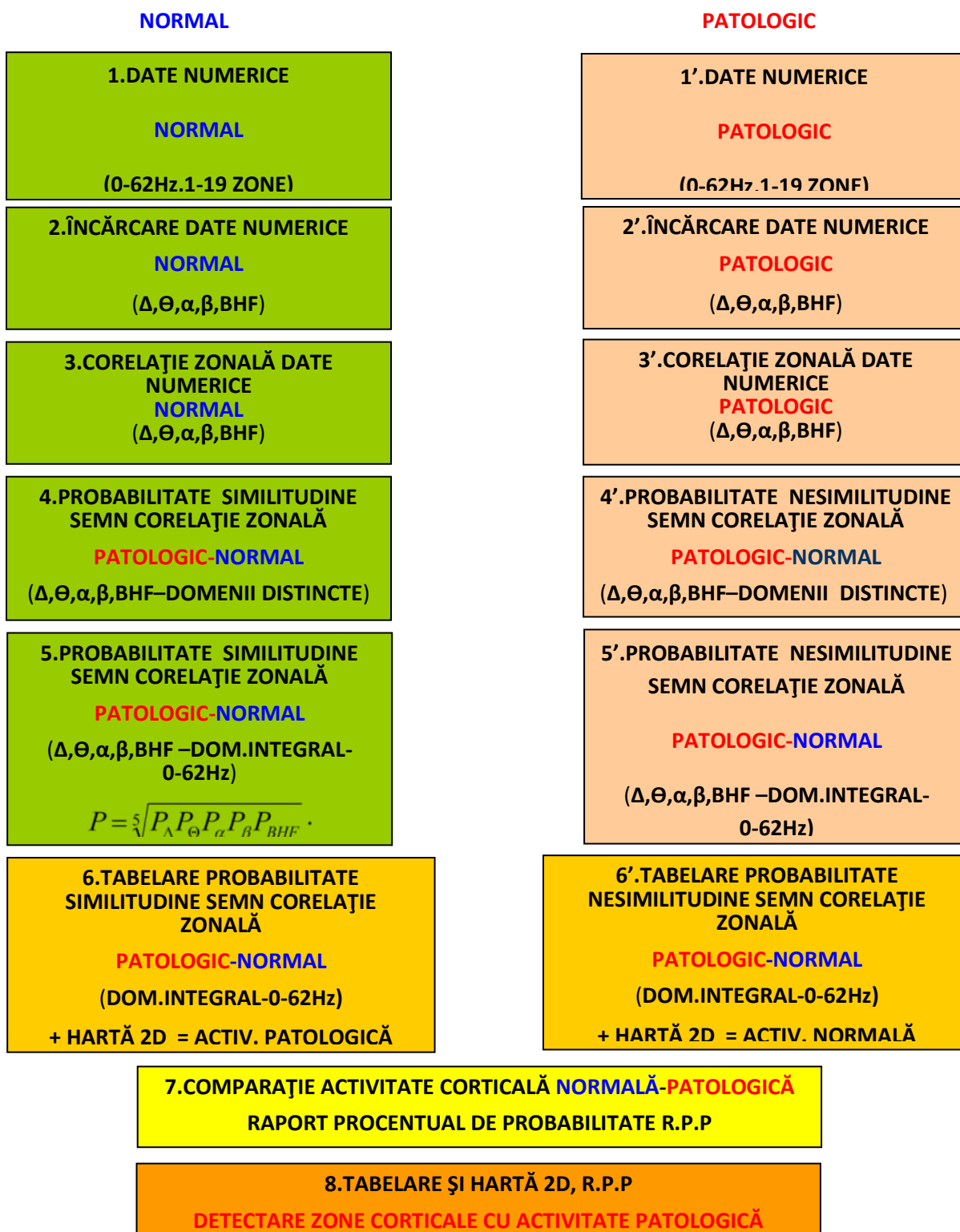


Fig. 7.3 Schemă program Neuropsychical Diagnose – Stanciu Nicolae Stelian 2024

7.7. Utilitatea programului

1. Domenii de frecvență înguste → precizie mai mare în depistarea zonelor patologice.
2. Analiză pe componente cerebrale Normal–Patologic, fie singular, fie pe valori medii.
3. Posibilitatea extinderii bazei de date pentru cazuri normale și patologice.
4. Compararea datelor între diverse patologii, în repaus și stimulare Flash.
5. Analiză pe domenii distincte sau pe domeniul integral de frecvență.
6. Determinarea evoluției patologiei în timp → stabilirea stadiului bolii.
7. Posibilitatea evidențierii patologiilor psihiatrice prin coeficientul R (reactivitate EEG).
8. Dezvoltarea programului prin noi module pentru:
 - Activități clinice,
 - Analiza stării de veghe, somn sau vis, ori activități creative
 - Evaluarea activității neocorticale în stări emoționale diverse.

Capitol 8 – Concluzii

8.1. Rezultate obținute. Concluzii generale

- Lucrarea își are fundamentul în realitățile clinice actuale, în special în patologiile neuropsihiatrice aflate în centrul cercetării medicale mondiale. Acestea influențează tot mai puternic sănătatea mentală și socială, având un impact major asupra dezvoltării umane viitoare.
- Teza doctorală aduce elemente de noutate științifică, destinate atât cadrelor medicale specializate, cât și inginerilor din domeniul electric, oferind suport pentru dezvoltarea de tehnologii clinice moderne.
- Lucrarea descrie pentru prima dată patologia neuropsihiatrică prin prisma fenomenului electric asociat proceselor neuronale și activității corticale, depășind limitele studiului clinic uzual electroencefalografic.
- Analiza include zona frecvențelor foarte înalte (BHF), evidențiind markeri specifici de patologie atât neurologică, cât și psihiatrică.
- Scopul propus este atins prin utilizarea de metode și tehnici noi de investigație clinică, aplicate în contextul cercetării inițiate.
- Lucrarea elaborează un mod inovator de depistare a fundamentului patologiei, folosind descrierea de tip electric și biofizic, completând și susținând descrierile biologice și biochimice actuale ale activităților neuronale deficitare.
- Contribuția principală constă în integrarea abordării biofizice și electrice în analiza patologiilor neuropsihiatrice, consolidând demersul de păstrare a sănătății individuale și sociale.

8.2. Contribuții personale și originale în lucrarea de teză doctorală

Lucrarea este una strict personală, rezultată din activitatea de cercetare desfășurată ca colaborator al laboratorului de neurofiziologie, având ca scop sprijinirea pacienților cu patologii neurologice și neuropsihiatrice. Contribuțiile originale constau în realizarea și dezvoltarea unor metode, hărți și modele de analiză EEG, sintetizate mai jos:

Contribuții majore

1. Realizarea hărților de putere relativă zonală EEG pentru domenii de frecvență Clinic, BHF și Integral.
2. Spectrul de putere electrică ponderată EEG (0–62 Hz), funcție de zona corticală, în stări de Repaus și Flash, caz Normal.
3. Densitatea de putere electrică ponderată EEG (0–62 Hz), Repaus și Flash, Normal.
4. Funcții de autocorelație EEG pe zone corticale, Repaus și Flash, Normal.
5. Spectrul EEG ponderat (0–62 Hz), Repaus și Flash, caz S.O.C.
6. Spectrul EEG ponderat și frecvența activității (0–62 Hz), medie zonală, pentru cazuri Normale și Patologice (OCD, Bipolar, Alzheimer, Schizofrenie, Autism).
7. Unda de putere EEG ponderată funcție de timp, frecvență și zonă corticală, Normal.
8. Reactivitatea neuronală R la stimularea Flash, cazuri Normale.
9. Reactivitatea corticală la stimularea Flash, caz Normal (coeficientul R).
10. Spectrul puterii ponderate medii la Repaus și Flash, funcție de zone corticale și frecvența medie.
11. Variația relativă EEG ponderată, funcție de frecvență și zonă corticală, Normal.
12. Probabilitatea de creștere/descrere a variației relative EEG la Flash–Repaus, caz Normal, pe domenii Delta, Theta, Alfa, Beta, BHF.
- 13–17. Mapping și distribuții statistice ale variației relative EEG la Flash–Repaus, pe zone corticale și domenii de frecvență (Normal, BHF).
- 18–19. Fenomenul scăderii puterii EEG ponderate la stimularea Flash în domeniul Alfa Clinic 9.25–10.25 Hz).
- 20–23. Reactivitatea neuronală la stimularea Flash în cazuri patologice (Schizofrenie). Mapping și variații relative EEG pe zone corticale.
- 24–26. Reactivitatea neuronală la stimularea Flash în cazuri Alzheimer. Mapping și variații relative EEG pe zone corticale.
27. Reactivitatea neuronală R la stimularea Flash ca indicator al stărilor funcționale normale sau patologice.
- 28–32. Funcții și curbe de aproximare ale reactivității neuronale, variația relativă EEG și deviația standard (Repaus–Flash).
33. Demonstrarea relației dintre coeficientul de corelație și parametrii regresiei liniare (contribuție proprie la început studiilor doctorale).

34–41. Analiza corelației zonale EEG:

- caracteristici,
- comportament oscilator,
- descreșterea valorilor corelației cu distanța față de zona activatoare,
- spectre de corelație zonală,
- restrângerea spațială la Flash,
- fenomenul rotației valorilor corelației (zona T3–T4),
- coeficientul CV al valorii corelației zonale EEG (0–65 Hz).

Valoarea contribuțiilor

- Lucrarea introduce metode noi de analiză EEG (mapping, variații relative, reactivitate neuronală).
- Evidențiază markeri specifici pentru patologii majore (OCD, Bipolar, Alzheimer, Schizofrenie, Autism).
- Demonstrează relații funcționale între corelație și regresie, consolidând fundamentul matematic al analizei EEG.
- Integrează abordarea clinic–biofizică–electrică, oferind un cadru inovator pentru diagnostic și cercetare.

Fenomenologia corelației EEG și PEV

42. Descreșterea valorii medii a corelației puterii relative zonale frontale în funcție de distanța față de zona activatoare corticală, caz Normal.
43. Descreșterea valorii corelației EEG zonale și scăderea deviației standard la Flash față de Repaus, caz Patologic – Sindrom Bipolar.
44. Fenomen similar, caz Patologic – Sindrom Obsesiv Compulsiv (S.O.C).
45. Fenomen similar, caz Patologic – Schizofrenie.
46. Fenomen similar, caz Patologic – Boala Alzheimer.

Mapping și caracteristici EEG

47. Mapping – funcțiile de autocorelație pe zone corticale, Repaus și Flash, Normal.
48. Caracteristici generale ale fenomenului de corelație zonală EEG.
49. Mapping – corelația puterii electrice ponderate asociate zonelor corticale, Normal, Repaus și Flash, pe domenii Clinic, BHF, Integral.
50. Mapping – corelația EEG zonală, cazuri patologice (S.O.C, Alzheimer, Schizofrenie), Repaus și Flash, pe domenii Clinic, BHF, Integral.
51. Mapping – corelația EEG ponderată asociată frecvențelor corticale, Repaus și Flash, domenii Clinic, BHF, Integral, Normal.

- 52. Mapping – corelația EEG ponderată asociată frecvențelor corticale, caz Patologic – S.O.C.
- 53. Mapping – corelația EEG ponderată asociată frecvențelor corticale, caz Patologic – Autism.
- 54. Mapping – corelația EEG ponderată asociată frecvențelor corticale, caz Patologic – Alzheimer.
- 55. Mapping – corelația EEG ponderată asociată frecvențelor corticale, caz Patologic – Schizofrenie.

Analiza PEV – Normal și Patologic

- 56. Analiza de corelație PEV – amplitudine și latență la energii Flash Alb (0.3 J, 0.6 J, 1.2 J), Hemisfer Drept și Stâng, Normal.
- 57. Modelul dependenței semnalului PEV de energia stimulării Flash și legea lui Adrian E.D., pentru ambele emisfere.
- 58. Analiza de corelație între amplitudinile componentelor PEV, medie Hemisfer Stâng–Drept, Normal.
- 59. Amplitudinile și latențele PEV la energii Flash Alb (0.3 J, 0.6 J, 1.2 J), caz Patologic – Neuropatie.
- 60. Amplitudinile și latențele PEV la aceleași energii, cu calculul coeficientului Beta, cazuri Normal, Neuropatie, Epilepsie focar Hemisfer Stâng.
- 61. Sistemul cu reacție pentru controlul amplitudinii PEV – coeficientul Beta ca indice de patologie.
- 62. Corelații amplitudine PEV la energii Flash Alb, caz Patologic – Neuropatie.
- 63. Corelații latență PEV la energii Flash Alb, caz Patologic – Neuropatie.
- 64. Relația dintre corelația interhemisferică și amplitudinea PEV – obținerea relației între Corr Amplitudine și Corr Latență, la valoarea maximă a amplitudinii PEV.

Modelare electrică și biofizică a PEV

- 65. Sistemul de amplificare cu reacție al PEV.
- 66. Dependența coeficientului de reacție al componentelor PEV (Hem. Drept și Stâng) de latența standard și energia stimulării.
- 67. PEV ca efect al activităților subcorticale, corticale și neocorticale – aproximare Gaussiană.
- 68. Obținerea ecuației diferențiale caracteristice semnalului PEV și sistemului electric generator.
- 69. Determinarea montajului electric echivalent asociat sistemului vizual generator de PEV.

Aplicații software și indicatori noi

70. Program pentru diagnosticarea patologiei neuropsihiatrice (Neuropsychical Diagnose Application).
71. Introducerea de către autor a unor noi coeficienți pentru evidențierea și diagnosticarea patologiilor neurofiziologice: R, N, Beta, I.N.C.

Valoarea adăugată a contribuțiilor (42–71)

- Extinderea analizei EEG și PEV la multiple patologii majore (Bipolar, S.O.C, Schizofrenie, Alzheimer, Autism).
- Dezvoltarea de mapping-uri complexe pentru corelații zonale, frecvențiale și interhemisferice.
- Introducerea coeficientului Beta ca indicator direct de patologie.
- Modelarea PEV prin ecuații diferențiale și sisteme electrice echivalente (RLC + elemente neliniare).
- Crearea unui program software de diagnostic neuropsihiatric, cu algoritmi VBA și hărți 2D.
- Definirea unor noi coeficienți originali (R, N, Beta, I.N.C.) pentru diagnostic diferențiat neurologic–psihiatric.

Elemente de noutate științifică – structurare pe capitole

Capitolul 4 – Fenomene fundamentale ale activității electrice cerebrale

1. Distribuția puterii ponderate pe domenii corticale zonale.
2. Distribuția puterii ponderate în raport cu energia stimulării Flash.
3. Distribuția puterii ponderate pe domenii de frecvență.
4. Distribuția puterii ponderate pe domenii temporale.
5. Distribuția puterii ponderate pe categorii funcționale (Normal vs. Patologic).
6. Caracterul oscilator de tip undă, funcție de frecvența activității și zona corticală.
7. Variația relativă de putere ponderată (Reactivitatea) la Normal și Patologic.
8. Reactivitatea funcție de frecvență, zone corticale și domeniu temporal.
9. Analiza funcției R – tipuri de funcții implicate în curbele de aproximare.
10. Unda variației relative de putere ponderată în timp, funcție de unghiul standard și frecvență (Clinic, Normal).
11. Unda deviației standard a variației relative de putere ponderată la Repaus și Flash.

Capitolul 5 – Corelații EEG și PEV

1. Caracterul oscilator al corelației EEG zonale cu frecvența activității corticale (Normal).
2. Fenomenul descreșterii corelației EEG zonale în funcție de distanța față de zona activatoare (Clinic, Normal).

3. Descreșterea coeficientului de corelație în funcție de distanța zonă activă–zonă corelată (Clinic și BHF, Normal).
4. Fenomenul rotației valorilor corelației EEG zonale în raport cu zona centrală T3–T4, la Flash și Repaus, cu scăderea deviației standard (Normal).
5. Descreșterea valorii medii a corelației EEG zonale cu distanța, atât la Normal cât și la Patologic.
6. Corelația EEG zonală – caracteristici, descriere prin mapping spațial cortical.
7. Mapping cortical spațial al corelației EEG zonale (Normal, 0–62 Hz).
8. Corelația EEG ponderată asociată frecvențelor activității corticale (Normal și Patologic).
9. Nivelul de patologie funcțională – coeficientul de împrăștiere funcțională.
10. Efect de compensare al corelației (Normal vs. Patologic).
11. Analiza de corelație PEV.
12. Corelația amplitudinilor componentelor PEV.
13. Corelația latențelor componentelor PEV.
14. Amplitudine și latență PEV, caz Patologic.
15. Compararea amplitudinii PEV și coeficientului Beta (Normal, Neuropatie, Epilepsie focar Hem. Stâng). Indicatorul de patologie Beta.

Capitolul 6 – Modele și aproximări biofizice ale PEV

- I Modelul dependenței amplitudinii semnalului PEV de energia stimulării Flash și Legea lui Adrian E.D. (0.3 J, 0.6 J, 1.2 J, Hemisfer Stâng și Drept).
- II Relația dintre corelația interhemisferică și amplitudinea semnalului PEV.
- III Sistemul de amplificare cu reacție al PEV – sistemul electric al amplificatorului.
- IV PEV ca efect al activităților subcorticale, corticale și neocorticale – aproximare Gaussiană a componentelor.

Capitolul 7 – Program pentru diagnostic neuropsihiatric

- Elaborarea aplicației Neuropsychical Diagnose Application pentru evidențierea patologiilor neuronale și neuropsihice.
- Introducerea unor noi coeficienți originali pentru diagnostic diferențiat:
- R – indice al reactivității neuronale (funcție de frecvența activității).
- N – indice de împrăștiere a patologiei.
- BETA – coeficient de reacție în sistemul de amplificare cu reacție al sensibilității neuronale la stimulare Flash.
- I.N.C. – indice de necompensare a valorilor de corelație.

Valoarea noutății științifice

1. Teza introduce fenomene fundamentale noi în analiza activității electrice cerebrale.
2. Extinde studiul EEG și PEV prin mapping spațial, corelații interhemisferice și modele biofizice.
3. Propune indicatori originali (R, N, Beta, I.N.C.) pentru diagnostic diferențiat neurologic–psihiatric.
4. Integrează abordarea electrică și biofizică cu analiza clinică, oferind un cadru inovator pentru cercetare și aplicare practică inginerescă.

8.3. Contribuții personale și originale prin activitatea de publicație științifică

Autorul prezentei teze doctorale are o activitate științifică continuă, materializată în lucrări publicate pe parcursul anilor, care reflectă evoluția cercetării și contribuțiile originale în domeniul neurofiziologiei și biofizicii neuronale.

Lista lucrărilor publicate

1. Analiza de corelație de semnal EEG în cazuri Normale sau Patologice, Vol. 1 – Editura Estfalia, 2020 (în curs de publicare, 2025).
2. An electrical engineering perspective on neuromodulation. Characteristic of the magnetic stimulation procedure – U.P.B. Sci Bull, Serie C, Vol. 86, Iss. 4, 2024.
3. Correlation of electric EEG and VEP Signals in Normal Neuro-Physiological Brain Activity – Springer Nature, IFMBE Proceedings, Meditech 2000, 2022.
4. Correlation Analysis of the EEG Signals in Normal and Pathological Cases – IEEE, 12th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE), 2021.
5. Features of the Electrical Cortical Signal in Steady State and in White Flash Stimulation – IEEE, 11th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE), 2019.
6. Biofizica Excitației Neuronale – Editura Estfalia, 2017–2018.
7. Aspecte biofizice ale propagării influxului nervos în sistemul vizual – Editura Estfalia, 2013–2015.
8. Biophysical features of the VEP – European Biophysics Journal, EBSA & British Biophysical Society Congress, London, 2007, Springer.
9. Biophysical features of the VEP – UMF Carol Davila, National Conference of Biophysics, București, 2007.
10. Coherence between neocortical areas electrical activity recorded in Monopolar and Source derivation – Romanian Journal of Neurology, Romanian Academy, 2006.

8.4. Perspective de dezvoltare ulterioară

Lucrarea actuală constituie un fundament pentru dezvoltări viitoare în domeniul descrierii și evidențierii patologiilor neuropsihiatrice. Ea nu are caracter exhaustiv, ci deschide direcții de cercetare ce pot fi aprofundate și extinse prin noi metode și tehnici.

Direcții viitoare de dezvoltare

1. Extinderea bazei de date pentru cazuri Normale și Patologice.
2. Analiza și rafinarea markerilor de patologie, pentru creșterea preciziei în depistarea și stadializarea bolii.
3. Dezvoltarea metodelor matematice și biofizice pentru analiza fenomenelor electrice, în vederea înțelegerii detaliate a proceselor patologice neuropsihiatrice.
4. Elaborarea de montaje electrice conform modelelor teoretice, capabile să eludeze patologia prin metode invazive sau non-invazive.
5. Dezvoltarea programului Neuropsychical Diagnose pentru analiza altor stări corticale:
 - Normal: stări emoționale, stări de vis;
 - Patologic: stări confuzionale, derealizare, manie, delir schizofrenic.
6. Integrarea studiului amplitudinilor și latențelor PEV și a corelațiilor dintre acestea în programul de diagnostic.
7. Incorporarea coeficienților originali (R, N, BETA, I.N.C.) în noua formă a programului Neuropsychical Diagnose, pentru creșterea rezoluției și eficacității diagnosticării zonelor corticale afectate.

Valoarea acestor perspective

- Ele asigură continuitatea cercetării și deschid noi posibilități de diagnostic diferențiat.
- Integrează abordarea clinic-biofizică-electrică cu aplicații software și modele experimentale.
- Contribuie la dezvoltarea unor instrumente inovatoare pentru depistarea și tratarea patologiilor neuropsihiatrice.

BIBLIOGRAFIE

- [1] - Aurel Popescu - Fundamentele Biofizicii Medicale / Ed.All / 1994.
- [2] – Mihaela Morega – Bioelectromagnetism curs UPB / 2018 Editura Matrix Rom 1999 (actualizat în note de curs, UPB 2000 - 2025)
- [3] - Jakko Malmivuo, Robert Plonsey – Bioelectromagnetism / January 1995/Oxford University Press / New York
- [4] – Adrian Edgar Douglas / The impulses produced by sensory nerve endings. Impulses from pain Receptors – From physiological laboratory Cambridge – Journal of Physiology / Volume 62 / Issue 1 / Pages i– iv, 1 – 128 /October 30, 1926.

- [5] - *Vasilescu V, Mărgineanu D.G* - Introducere în neurobiofizica / Ed. Stiintifica si Enciclopedica / 1979.
- [6] - *Brown A.G* - Nerve Cells and Nervous Systems / Ed Springer Verlag London Limited / 1991.
- [7] - *Josef Dudel* - Neurobiophysics - Excitation, its Conduction and Sinaptic Transmission / Ed. Springer / 1987
- [8] - *Edmond Nicolau, Constantin Balaceanu Stolnici* - Elements of Neurocibernetics / Ed Stiintifica / 1967
- [9] - *Adrian E.D* - Experiments on the nervous system / British Medical / 1950 / Experiments in the nervous system. (The Stephen Paget memorial lecture delivered at University College London, 22 November 1950.) Conquesty Res. Def. Soc. 39, pp. 2-14 (preluat din Biographical Memoirs of Fellows of the Royal Society, Vol. 25, 1979, online:
- [10] - *Internet* - [www. google.com](http://www.google.com) & [altavista .com](http://www.altavista.com) / Electroencephalography./ <http://buttler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook> - Sharbrough F., Chatrian G.E., Lesser R.P., Lüder H, Nuwer M., Picton T.W.- American Encephalography Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature / J. Clinic Neurophysiology nr.8 / 2002.
- [11] - *Dumitru Constantin, Ignat Dana Craiu, Carneb Adela Sirbu, Cristian Dinu Popescu, Tudor Lupescu, Niculina Butoianu* – Electroencefalografia clasica si moderna – Editura Medicala / 2008
- [12] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Analiza de corelație de semnal EEG în cazuri normale și patologice val 1 – Ed Estfalia. / 2020 sub tipar în 2025. Până în prezent, 2025 carea nu este editată integral și nici publicată.
- [13] - *Stanciu Nicolae Stelian* / Analiza de corelație de semnal PEV in cazuri normale si patologice / Vol 2 / Editura Esfalia .Bucuresti / 2021. sub tipar în 2025
- [13*] - *Dan Mihai Psatta, Mircea Olaru, Mihaela Matei* – Visual inflow traveling in the brain highlighted by photic evoked potentials mapping a derivated model of cognitive processing ./ Rom.J.Neurol.Nr 40./ 2002.
- [14] - *Dan Mihai Psatta , Mihaela Matei* - Mapping of VEPs and ERG responses to punctual stimulations in the visual field. / Rev.Roum.Neurol. Psychiat. NR.30 / Ed. Academiei Romane./ 1992.
- [15] - *Paul Borza, Ioan Matlac, Mihail Micu* – Instrumente Biomedicale / Editura Tehnică, 1996
- [16] - *Steven W.Smith* - Digital Signal Processing - California Technical Publishing - San Diego California / 1999
- [17] - *Ing Joarg Hansmann, Andreas G* / nod EEGdigital.vi,0 / Modular EEG / [http // openeeg.net](http://openeeg.net) / 01.05.2003
- [18] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Aspecte Biofizice ale propagarii influxului nervos in sistemul visual – Ed Estfalia. / 2014
- [19] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Referat Stiintific nr 5 Legea lui Adrian E.D. și legătura ei cu PEV. S.D.I.E / 2021
- [20] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Referat Stiintific nr 2 Sistemul și tehnica de măsurare a PEV și EEG , S.D.I.E / 2020
- [21] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Referat Stiintific nr 1 Elemente caracteristice producerii, morfologiei și înregistrării semnalului Potențial Evocat Vizual S.D.I.E / 2019
- [22] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Referat Stiintific nr 4. Analiza de corelație de semnal PEV în cazuri normale și patologice. S.D.I.E / 2020
- [23] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Referat Stiintific nr 3 Analiza de corelație de semnal EEG în cazuri normale și patologice. S.D.I.E / 2020
- [24] - *Nicolae Stanciu, Mihaela Matei, Dan M.Psatta* – Coherence Between Neocortical Areas Electrical Activity Recorded in Monopolar and Source derivation – Editura Academiei Romane / Vol.44.Nos.1-2 / 2006
- [25] - *Keith H.Chiappa* - M.D-Assistant Professor of Neurology, Harvard Medical School, Director EEG and Evoked Potential Unit, Clinical Neurophysiology Laboratory, Massachusets General Hospital Boston, Massachusets, U.S.A – *Evoked Potentials in Clinical Medicine, Third Edition* – Lippincott – Raven Publishers Philadelphia, New York / 1997

- [26] – *Constantin Antonescu, Tudorel Andrei, Liviu Stelian Begu* – Bazele teoretice ale Statisticii – Ed. Fundatia “Romania de Maine” / 2000
- [27] - *Markus Werkle – Bergner, Yee Lee Shing, Viktor Muller, Sho-Chen, Ulman Lindenberger* (Germany) - EEG gamma band synchronization in visual coding from childhood to old age; Evidence from evoked power and inter-trial phase locking – *Clinical Neurophysiology / Elsevier* / 29 may 2009
- [28] - *B. Demidovich* – Problems in mathematical analysis / MIR Publishers / Moskow / 1976
- [29] - *Mihoc Ghe, Urseanu V.* - Matematici aplicate in statistica / Colectia Teoria Probabilitatilor / Ed. Academiei Romane / 1962.
- [30] – *Jan Raethjen, R.B. Govindan, M. Muthuraman, Florian Kopper, Jens Volkmann, Gunther Deuschl* – Cortical correlates of the basic and first harmonic frequency of Parkinsonian tremor - *Clinical Neurophysiology / Elsevier* / 12 September 2009.
- [31] - *Andrei Novac* – Statistica Socială aplicată și Memorator Statistic / Ed. Hiperion XXI / 1995
- [32] - *O. Onicescu, Gh. Mihoc* – Lectii de Statistica Matematica – Ed. Tehnica / 1958
- [33] - *Dan Mihai Psatta, Mihaela Matei* – Neural Generators of Visual Evoked Potentials Components / *Rom. J. Neurol. Nr 35* / 1997
- [34] - *Dan Mihai Psatta, Mircea Olaru, Mihaela Matei* – Visual inflow traveling in the brain highlighted by photic evoked potentials mapping a derivated model of cognitive processing. / *Rom. J. Neurol. Nr 40.* / 2002.
- [35] - *Paul Mc Fedries* – VBA pentru începători / Teora QUE / 2007
- [36] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Correlation Analysis of the EEG Signals in Normal and Pathological Cases- 2021 IEEE – 2021 12th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE) / 2021 / Proceedings Paper – the 12th International Symposium of Advanced Topics in Electrical Engineering ATEE 2021, Bucharest, Romania, March 2021, published by IEEE, ISBN: 978-1-6654-1878-2, ISSN: 1843-8571
- [37] – *Stanculescu N, Bobulescu N* – Circuite și Dispozitive electronice / Curs Facultatea de Fizică, Bucuresti, Măgurele / 1991
- [38] – *B.P. Lathi* – Modern Digital and Analog Communication Systems – New York – Oxford, OXFORD UNIVERSITY PRESS / 1998
- [39] – *Landau and Lifchitz* - THEORIE DES CHAMPS – PHYSIQUE THEORIQUE – EDITION MIR / MOSCOU 1970
- [40] - *Frank S Crawford Jr.* – WAVES – Berkeley Course of Physics – Volume III - University of Berkeley USA / UNDE – Cursul de Fizică Berkeley – Volum III – Ed. Didactică și Pedagogică – București / 1983
- [41] – *David M. Cook* – THE THEORY OF THE ELECTROMAGNETIC FIELD – Lawrence University, Appleton, Wisconsin – PRINTICE - HALL INC.- Englewood Cliffs, New Jersey, USA / 1975
- [42] – *Stanciu Nicolae Stelian* - Biofizica Excitației Neuronale – Ed Estfalia. / 2017 / 2018
- [43] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Correlation of electric EEG and VEP Signals in Normal Neuro - Physiological Brain Activity - Ed, Springer – Nature .IFMBE Proceedings. 2022 - .Meditech / 2020 / . în volumul: Vlad S., Roman N.M. (eds) 7th International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology - MEDITECH 2020, IFMBE Proceedings, vol 88, pp. 18-26, Springer Nature Switzerland AG 2022, Print ISBN 978-3-030-93563-4, online ISBN 978-3-030-93564-1
- [44] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Correlation Analysis of the EEG Signals in Normal and Pathological Cases- 2021 .- Ed. IEEE – 2021 12th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE) / 2021
- [45] - *Stanciu Nicolae Stelian* - Features of the Electrical Cortical Signal in Steady State and in White Flash Stimulation.- 2019 – Ed. IEEE – 2019 11th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE) / 2019 published by IEEE, ISBN: 978-1-4799-7514-3, ISSN: 1843-8571
- [46] – Circuit Globe.com / RLC Series Circuits
- [47] - <https://platform.ginamed.ro/cursuri/biologie-barrons/organizarea-sistemului-nervos> / Fig. 11.2