Determinarea tipologiei de personalitate prin inferență psihofiziologică din biosemnale EEG și EDA

Autor: Dumitru GRIGORE, PhD

Abstract

Cercetarea descrisă în studiul de față abordează fiziologia biosemnalelor de tip EEG si distributia spectrală de putere, respectiv fenomenologia EDA, cu accent pe tehnica potențialului electrodermal în curent alternativ. Experimentul este organizat în baza unui design adecvat care constă în utilizarea a două tehnici diferite referitoare la aceste biosemnale, în vederea obținerii aceluiași tip de comportament electric reflectat în tipologia de personalitate. Pentru stabilirea funcțiilor proiective, s-au utilizat, pentru EEG, densitatea spectrală de putere măsurată cu ajutorul căștii NeuroSky MindSet, iar pentru EDA, nivelele de potential în curent alternativ al epidermei, de tip bazal (SPL) și de răspuns (SPR), achiziția realizându-se cu Sistemul de evaluare MindMi[™], brevetat de autor în anul 2013.

Key words: *biosemnale, răspuns electrodermal, sisteme BCI, biofeedback*

1.Introducere

Cercetarea aplicativă în neuroinginerie, ingineria cognitivă și științele cogniției ocupă un loc important la nivel internațional. Pentru studierea creierului, în prezent sunt folosite tehnici și tehnologii avansate, dintre care, notabilă este imagistica prin rezonanță magnetică. Aceasta oferă informații prețioase asupra zonelor din creier, activate sub acțiunea stimulilor, imagini care, reproduse prin evocare, confirmă și certifică conceptul de *pattern recognition*, fiind deosebit de utile în procedeele de cartografiere. Tot în scopul cartografierii creierului sunt utilizate și tehnicile de electroencefalografie (EEG), dar cu o mai mică rezoluție.

Toate aceste aspecte de cercetare experimentală dobândesc coerență și sens sub auspiciile noului concept de neuroinginerie, cu posibilitatea sa de implementare în neurotehnologie. El se evidențiază după toate criteriile de interdisciplinaritate atribuite generic tehnopsihologiei, bazându-se pe studierea relației dintre neuroni, rețelele neurale și funcțiile sistemului nervos, și trecerea la modele cuantificabile în scopul de a dezvolta și implementa dispozitive tehnice de măsură și control al semnalelor.

Dacă neuroingineria este îndreptată spre latura interacțiunii om-mașină, (HCI – Human Computer Interaction), specializarea sa poate depăși utilizarea în psihologie, deschizând perspective pentru robotică sau pentru tehnologiile virtuale și informatice, întâlnindu-se desigur în metodă cu ingineria cognitivă, dar diferențiindu-se de aceasta prin specificitatea implementării hard. Interfațarea creier-calculator ar fi o cale de comunicare directă între un creier și un dispozitiv extern. Utilitatea sa este deja dovedită în ameliorarea, repararea sau substituirea unor funcții cognitive sau senzorio-motorii umane.

O fenomenologie foarte mult utilizată pe sisteme de măsură a unor aspecte psihofiziologice este activitatea electrodermală (EDA). Ea va fi întâlnită și în cazul binecunoscutului poligraf (detector de minciuni), aflându-se de asemenea, la baza multor instrumente de măsură, cu ajutorul cărora s-au realizat în ultimii 30 de ani o serie de determinări psihofiziologice importante.

Toate aceste cercetări nu reușesc, însă, parcurgerea tuturor aspectelor complexe necesare conturării prin inferență din date fiziologice a unui complex satisfăcător de aspecte cognitive, ce pot fi implicate cu suficientă siguranță în comanda și controlul la distanță a mișcării în sistemele tehnice.

Cercetare prezentată în studiul de față nu poate fi epuizată în domeniul unei singure discipline. Astfel, de la fizica semnalelor și matematica prelucrării lor, până la fenomenologia psihofiziologică exprimată într-o formă avansată de pattern-uri, presupun inclusiv elemente de inginerie electronică și electromecanică, tema propusă necesită o susținută și argumentată abordare multidisciplinară.

O asemenea abordare presupune studiul fenomenelor de interfață, care pot oferi ingineriei posibilitatea unor implementări utilizând la intrare neurosemnale achiziționate prin procedee specifice, corespunzătoare unor anumite aspecte psihofiziologice.

Prin cercetarea de față este răsfrântă o viziune globală asupra soluțiilor de identificare a elementelor psihofiziologice ce se pot constitui în pattern-uri de biosemnale preluate prin intermediul unor tehnologii de măsură cu metodă directă, neinvazivă, rapidă și foarte precisă. Pentru aceasta, a fost utilizat, pe de o parte, un sistem de măsură omologat pentru biosemnalele de tip EEG, iar pe de cealaltă parte, un procedeu de "neurostimulare fazică a epidermei", într-un concept original, precum și un echipament și o metodă capabile să identifice foarte rapid profilul psihologic, brevetate de către autor, [Grigore, 2013].

Scopul principal al studiului urmărește determinarea corelațiilor dintre pattern-uri de biosemnale, distincte ca fiziologie și achiziționate cu echipamente distincte, prin cercetarea de față fiind introdusă o soluție tehnică, originală, care se poate adăuga efortului actual de cercetare în domeniu. Cercetarea propriu-zisă presupune efectuarea de măsurători multiple, exemplificative, a unor patternuri de biosemnale de fiziologii diferite, utilizând un design adecvat, prelucrarea datelor experimentale și realizarea studiului statistic asupra corelațiilor dintre cele două categorii de biosemnale, ele îndeplinind în structurile proprii de pattern aceeași acțiune comună, cu ajutorul lor fiind posibilă constituirea redundantă a unei *baze de experiențe*.

Confirmarea veridicității rezultatelor obținute prin abordarea originală a fenomenologiei EDA în cercetarea propusă, s-a făcut evaluând prin măsurare directă, un număr de subiecți, de la care sau preluat simultan, un set de semnale tip EDA,

2.Biosemnalele EEG

2.1 Fiziologia biosemnalelor EEG

Părțile componente de bază ale Sistemului Nervos Central (eng. CNS) sunt celulele nervoase (neuronii) si celulele gliale, situate între neuroni. Fiecare celulă nervoasă constă dintr-un axon, dendrite și corpul celular, după cum se poate vedea în Figura 1,a. Celulele nervoase transmit informații prin corp sub formă de impulsuri electrice. Axonul acționează ca și cale care conduce impulsul electric, în timp ce dendritele, conectate, fie cu alți axoni, fie cu alte dendrite, distribuie impulsul către alte celule nervoase [Sanei & Chambers, 2008]. În celula nervoasă pot apărea diferite impulsuri electrice. Când un potențial de acțiune (eng. AP) stimulează sinapsele excitatorii, este produs un potențial postsinaptic excitator (eng. EPSP). Potențialul postsinaptic inhibitor (eng. IPSP), care indică o hiperpolarizare, este produs când o sinapsă inhibitorie este stimulată de un AP [Sanei & Chambers, 2008; Fox, 2009; Lopes, 2010]. EPSP sau IPSP sunt generate în celulele nervoase ulterioare, de curentul postsinaptic activ, așa cum se poate vedea în Figura 1, b. După ce o EPSP sau IPSP are loc, se produce un potential de-a lungul celulei nervoase, datorită diferenței de concentrație de cationi (ioni cu sarcină pozitivă) sau anioni (ioni cu sarcină negativă) dintre exteriorul și interiorul celulei nervoase. Curenții transmembranari primari, generează curenți extracelulari care sunt responsabili de generarea potențialelor de câmp [Sanei & Chambers, 2008; Lopes, 2010].

Informația transferată prin celulele nervoase este sub formă de AP. Un AP este generat de schimbul de ioni care difuzează prin membrana neuronului, creând astfel o schimbare temporară a potențialului de membrană. Schimbul de ioni este cauzat de un PPSE, care trebuie să depășească un potențial de prag pentru a iniția un AP. Pentru a depăși pragul, mai mulți neuroni presinaptici trebuie să producă în același timp un PPSE [Zinke-Allmang, 2009], cum se poate vedea în Figura 2,a. respectiv, un set de semnale de tip EEG de la nivelul frunții, semnale care au fost apoi convertite într-un set de valori reprezentând, pentru EDA, potențiale electrodermale (SPL) și potențiale de răspuns electrodermal (SPR), iar pentru EEG, *densitatea spectrală de putere* pentru benzile de frecvență cerebrală corespunzătoare.

Studiul experimental utilizează deci, două tehnici diferite referitoare la biosemnale, pentru obținerea, în variabile corespunzătoare fiecărei tehnici în parte, prin inferență, a aceluiași tip de comportament, exprimat în semnal electric.

În timpul schimbului de ioni, potențialul de membrană depolarizează rapid, crescând în polaritate pozitivă și creând un vârf. Pentru a readuce potențialul de membrană la echilibru, acesta repolarizează, revenind la potențialul de membrană original, denumit potențial de membrană, de repaus [Sanei & Chambers, 2008; Fox, 2009; Zinke-Allmang, 2009]. Figura 2,b, prezintă vârful AP produs când este stimulat un neuron. Ionii predominanți, implicați în vârful AP sunt Na+ și K+. Când neuronul este stimulat, are loc repolarizarea rapidă, iar canalele cu barieră voltaică de Na+ se deschid și permit Na+ să difuzeze în membrana celulei neuronale, crescându-i potentialul. Dacă acest potențial atinge pragul de -55 mV, atunci se deschid mai multe canale cu barieră voltaică de Na+ si permit unei cantităti mai mari de Na+ să difuzeze, producând creșterea potențialului de membrană la +30 mV [Sanei & Chambers, 2008]. Înainte de a atinge vârful, canalele cu barieră voltaică de Na+ devin inactive, iar Na+ încetează să se difuzeze. Canalele cu barieră voltaică de K+ se deschid și K+ începe să se difuzeze în afara celulei membranei astfel scăzând potențialul de membrană. Acest proces este cunoscut sub denumirea de repolarizare. Canalele cu barieră voltaică de Na+ devin din nou active și Na+ începe să difuzeze din nou, astfel că echilibrul (potențialul de membrană, de repaus) poate fi atins [Sanei & Chambers, 2008].

În timpul procesului de atingere a echilibrului, repolarizarea depășește potențialul de repaus (Figura 2,b). Acest fenomen este denumit hiperpolarizare. Hiperpolarizarea este o măsură de siguranță care face ca neuronul să nu primească alți stimuli, ce pot cauza alte AP în direcția opusă [Sanei & Chambers, 2008]. După hiperpolarizare, potențialul de membrană revine la nivelul său de repaus (-70 mV). Întregul proces, inclusiv perioada de recuperare, înainte ca un alt AP să fie generat, durează 8ms [Zinke-Allmang, 2009].



Figura 1: Celulele NCS: (a) anatomie și (b) generarea impulsului electric [Sanei & Chambers, 2008].

Neuronii din creier produc AP care contribuie la generarea activității neurale înregistrate de EEG. Există 10¹⁰ până la 10¹¹ neuroni în creier și însumarea activității lor este cea care produce activitatea neurală [Nunez & Srinivasan, 2009]. În timpul excitației a zeci de mii de neuroni piramidali, este generat un flux de curent care produce, la rândul lui, dipoli electrici între corpul neuronului și dendrite.





Figura 2: Potentiale de acțiune: (a) limita de prag și (b) schimbul de ioni în timpul generării [Sanei & Chambers, 2008; Fox, 2009]

EEG este o tehnică folosită pentru a măsura dipolul electric, între 2 locații cerebrale diferite, generat de cortexul cerebral [Teplan, 2002] (Figura 3). Un semnal de tip EEG măsurat la nivelul scalpului, este generat de către potențialele postsinaptice inhibitorii (eng. PPSI) și potențialele postsinaptice excitatorii (eng. EPSP) [Kandel, Schwartz & Jessell, 1991].



Figura 3: Dipol electric măsurat de electrodul EEG [Burger, 2014]

Diferențierea dintre semnalele de tip EEG se va concretiza în identificarea și măsurarea unor parametri specifici fiecărui tip de semnal. Totuși, semnalele înregistrate de electrozii EEG nu reprezintă doar activitatea neurală a sursei situate sub electrod, ci o însumare a activității neurale care este condusă din diferite părți ale creierului.

EEG este o procedură non-invazivă (nu necesită ca vreun aparat să pătrundă în corp) care folosește electrozi pentru a măsura activitatea neurală. Un electrod mediu constă de obicei într-un disc de diametru de la 1 la 3 mm din Ag-AgCl [Teplan, 2002] și este plasat direct pe scalp. Există diferite tipuri de electrozi, cum ar fi:

• mobili (fără gel, și pre-geluiți);

• electrozi discuri, reutilizabili (aur, argint, oțel inoxidabil sau tablă);

- benzi de cap și electrozi în formă de scufie;
- electrozi pe bază de clorură de sodiu.

Montajul corespunde caracteristicilor de redare a datelor EEG pe un ecran sau pe hârtie. Caracteristicile de redare includ ordinea și canalele redate precum și stilurile tehnice de înregistrare (raportarea la electrod) [Libenson, 2013]. În general sunt folosite două tehnici de înregistrare distincte, denumite montaj *bipolar* și *referențial*, dar există o oarecare suprapunere între ele. Montajul *bipolar* este o tehnică care determină diferența de voltaj între electrozii adiacenți, dar datorită proximității reduse a electrozilor adiacenți, unul față de altul, informația este pierdută [Libenson, 2013]. Montajul *referențial* compară toți electrozii cu un singur

electrod de referință. Locația electrodului de referință poate fi aleasă astfel încât să aibă voltaj "neutru". În practică electrodul de referință este atașat de zona care are cel mai puțin zgomot [Libenson, 2013].

Federația Internațională de Societăți de Electroencefalografie și Neurofiziologie Clinică a introdus o localizare convențională a electrozilor, denumită și sistemul 10-20 [Forslund, 2012]. În Figura 4,a este prezentată montarea în sistem 10-20 a 21 de electrozi în care canalul Fz este plasat pe frunte iar canalul Pz la spate. De exemplu, dacă este monitorizată mișcarea degetului drept și a celui stâng, vor fi folosiți electrozii C3 și respectiv C4. Electrozii pentru lobul urechii (A1 și A2), care nu sunt arătați, sunt adesea folosiți ca electrozi de referință. Pentru a înregistra o EEG mai detaliată, a fost creat sistemul internațional 10-5 în care sunt plasați mai mulți electrozi pe scalpul subiectului [Forslund, 2012]. În Figura 4.b este dat un exemplu al retelei de senzori Geodesic cu 128 de canale în care canalul 17 este plasat pe frunte, canalul 82 la spate, iar Cz funcționează ca electrod de referință. Canalul 37, 105 și 16 al rețelei Geodesic este echivalența canalelor C3, C4 și Fz.

S-a observat în timpul înregistrării semnalelor EEG că acestea au anumite caracteristici care se schimbă cu vârsta persoanei precum și cu starea în care se află persoana (adormită sau trează) [Sanei & Chambers, 2008]. Datorită acestor caracteristici, undele cerebrale pot fi împărțite în șase categorii. Aceste 6 categorii sunt numite alfa (α), teta (θ), beta (β), delta (δ), gama (γ), și miu (μ) și fiecare reprezintă o bandă de frevențe [Sanei & Chambers, 2008; Baztarrica, 2012]. Tabelul 2.1 arată marja de frecvență a fiecărei categorii precum și unele dintre funcțiile mentale care sunt roluri confirmate al marjei de frecvență.





Există multe tehnici diferite care măsoară activitatea creierului. Imagistica pe bază de rezonanță magnetică funcțională (fMRI), tomografia computerizată cu emisie de foton unic (SPECT) care măsoară funcții secundare precum metabolismul sau modificările oxigenării, volumul sângelui și fluxul sangvin, sau tomografia cu emisie de pozitroni (eng. PET). [Sanei & Chambers, 2008; Menon & Crottaz-

Herbette, 2005]. Cu aceste tehnici se poate măsura activitatea întregului volum al creierului, însă datorită întârzierii hemodinamice (timpul necesar nivelului de oxigen din sânge să crească) ele au o rezoluție temporală scăzută, de 1-6 s [Menon & Crottaz-Herbette, 2005; Ashrafulla, 2012]. Tehnica EEG pentru măsurarea activității electrice a creierului, și magnetoencefalografia (eng. MEG), pentru măsurarea câmpului magnetic produs de activitatea electrică a creierului, pot fi utile doar în măsurarea activității de suprafață, care are loc cel mai aproape de scalp. Totuși, EEG și MEG furnizează o rezoluție temporală înaltă, de până la inclusiv 1 ms [Ashrafulla, 2012], aspect care le face să fie tehnicile uzuale de măsurare în analiza funcționării creierului. Câmpurile magnetice sunt mai puțin distorsionate de scalp decât câmpurile electrice, astfel MEG are o rezoluție spațială mai mare decât EEG. MEG pot detecta, însă, doar componente tangențiale ale unei surse de curent din creier. în timp ce EEG detectează atât componenta tangențială cât și pe cea radială [Ashrafulla, 2012].

Tehnicile EEG sunt utilizate în principal în cercetare, ca instrument de măsurare non-invaziv pentru înregistrarea evoluției în timp a activității creierului, fiind folosite pentru a monitoriza activitatea creierului pacienților aflați în comă, pentru localizarea ariilor care au fost lezate, și pentru a prezice crizele epileptice [Teplan, 2002]. Cea mai utilă întrebuințare însă, s-a dovedit a fi interacționarea cu tehnologia, în interfețele creiercomputer (BCI). Comenzile extrase și interpolate din EEG pot fi folosite pentru a controla, fie un cursor pe un ecran, fie un avatar într-un mediu virtual etc. [McFarland, McCane, David & Wolpaw, 1997].

În timpul înregistrării EEG, apare zgomotul care contaminează activitatea electrică cerebrală, zgomot cunoscut ca *artefact* [Libenson, 2012]. *Artefactele* sunt activități electrice produse în afara creierului, care contaminează și/sau obstrucționează activitatea cerebrală relevantă înregistrată de EEG (Figura 5). Aceste semnale pot apărea în orice punct al unei înregistrări EEG, iar amplitudinile lor sunt de obicei mai mari decât cele ale semnalelor corticale de interes [Libenson, 2012]. Diferitele tipuri de artefacte pot fi grupate în artefacte fiziologice și artefacte non-fiziologice.



Figura 5: Sumarizarea activității neurale înregistrate [Burger, 2014]

2.2 Dinamica activității cerebrale stimulate

Există la nivel mondial o preocupare intensă a specialistilor de a pune în evidentă aspectele dinamice ale comportamentului cerebral. Cea mai serioasă provocare a ultimilor 40 de ani a fost desigur paradigma sistemelor BCI, sisteme ce permit controlul unui aparat artificial pe baza caracteristicilor extrase din manifestările voluntare electrice, magnetice sau alte manifestări fizice ale activității corticale, colectate epi- sau subdural de pe cortex sau de pe scalp, sau în manieră electrofiziologică invazivă, mai exact biosemnale cerebrale înregistrate intracortical cu un electrod unic sau cu rețele de electrozi multipli [Dornhege, Millán, Hinterberger, McFarland, Müller & Sejnowski, 2007].

Studii recente au demonstrat corelații între biosemnalele EEG și mișcările efective sau imaginate și între semnalele EEG și sarcinile mentale [Keirn & Aunon, 1990]. Activitatea electrică neuronală conține o bandă largă de frecvență, astfel încât biosemnalele cerebrale monitorizate sunt filtrate pentru a li se elimina zgomotul și pentru a fi extrasă informația relevantă. În final această informație este decodificată și transformată în comenzi pentru aparat, prin control sincron, sau mai eficient, prin control auto-ajustat sau asincron, pentru a detecta dacă utilizatorul intenționează ceva sau nu. Pentru unele sarcini BCI specifice, biosemnalul cerebral brut servește ca stimul, precum și ca feedback de control pentru interfață.

Fiind semnăturile activităților neurale, biosemnalele EEG pot fi captate de aparate EEG cu electrozi multipli, din interiorul creierului, de pe cortexul cerebral, sau din anumite locații de pe scalp și pot fi înregistrate sub diverse forme. Biosemnalele sunt în mod normal prezentate în domeniul timp, dar multe aparate EEG noi, după cum vom arăta, în cazul căștii NeuroSky, sunt capabile să aplice metode simple de procesare cum ar fi reprezentarea Fourier pentru realizarea de analize a frecvențelor, unele fiind echipate chiar cu instrumente de imagistică pentru a vizualiza topografiile EEG (hărți spațiale ale activității creierului).

Până în prezent au fost dezvoltați mai mulți algoritmi pentru procesarea biosemnalelor EEG. Operațiile includ, dar nu sunt limitate la acestea, metode ca analiza domeniu-timp, analiza domeniu-frecvență, analiza domeniu-spațial, și procesarea multimodală. De asemenea, au fost dezvoltați câțiva algoritmi pentru vizualizarea activității cerebrale din imagini reconstruite doar de către EEG.

În tehnica EEG care implică o dinamică înaltă a activității corticale se folosesc de regulă două tipuri de sisteme: cele bazate pe sarcini endogene și cele bazate pe sarcini exogene [Dornhege, Millán, Hinterberger, McFarland, Müller & Sejnowski, 2007]. Sistemele cu sarcini endogene, care sunt bazate pe activitate spontană, folosesc semnale cerebrale care

nu depind de stimulii externi și care pot fi influențați de concentrarea asupra unei sarcini mentale specifice. Pentru a obtine un sistem de recunoastere eficientă a sarcinii, sunt în general, realizate câteva încercări de concentrare a omului. Limitarea concentrării este o sarcină mentală obositoare în special pentru subiecții cu dizabilități, care pot avea dificultăți în achiziția controlului voluntar asupra activității lor cerebrale și trebuie redusă pentru a obține un sistem de recunoaștere a sarcinii, eficient. Sistemele cu sarcină exogenă, care sunt bazate pe activitatea evocată, folosesc semnale cerebrale care depind de stimuli externi. Deosebit de interesante sunt sistemele bazate fie pe P300 (potențialul evocat) sau pe SSVEP (potențiale evocate vizuale de stare constantă). Avantajele acestor potențiale constau în faptul că sunt relativ bine înțelese din punct de vedere neurofiziologic și că ele pot fi evocate cu robustete de diferiti subiecti. Mai mult, antrenamentul de feedback nu este necesar la aceste sisteme, căci aceste potențiale apar "automat" indiferent dacă subiecții se concentrează asupra unui singur stimul sau a mai multor stimuli prezentați în ordine aleatoare [Hoffmann, Vesin, Ebrahimi & Diserens, 2008].

În timpul fazei de achiziție a datelor, activitatea neurală a persoanei este obținută prin metode invazive sau non-invazive, care folosesc electrozi. Activitatea neurală înregistrată este eșantionată la o rată de eșantionare aleasă, fiind apoi amplificată, folosind echipamente specializate. Datele obținute din achiziția biosemnalului sunt contaminate de artefacte și din acest motiv ele trebuie procesate pentru a evidenția proporția semnal-zgomot. Acest lucru asigură calitatea EEG la standard înalt, pentru clasificarea sarcinilor mentale.

După ce a fost îmbunătățită proporția semnalzgomot, caracteristicile precum filtrarea spațială, măsurarea amplitudinii voltajului și analiza spectrală, sunt extrase din datele care codifică mesajul sau comanda subiecților. Aceste caracteristici pot fi în domeniul timp (de exemplu amplitudinile potențialului ecou) și/sau domeniul frecvență (de exemplu amplitudinile ritmurilor μ sau β) [Forslund, 2003; Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurtscheller & Vaughan, 2002].

Atât activitatea senzoriomotorie prin modificările ritmurilor cerebrale (μ , β și γ), potențialele legate de mișcare (MRP), cât și potențialele corticale lente (SCP), potențialul evocat (P300), potențialul evocat vizual (VEP) sau răspunsul la sarcini mentale, descriu partea cea mai dinamică a activității cerebrale, exprimată cu mare fidelitate prin analiza de tip EEG.

2.3 Modelul local EEG (LEM)

Literatura de specialitate prezintă o serie de modele stabilite pentru generarea EEG normale sau anormale [Sanei & Chambers, 2008]. În general aceste modele sunt non-liniare. Cel mai simplu model este format dintr-un set de neuroni simulați, celule talamocorticale de tip releu și inter-neuroni, acesta încorporând datele fiziologice și histologice limitate disponibile la acel moment [Lopes, Hoeks, Smits & Zetterberg, 1974]. În Figura 6 este prezentat modelul LEM în formularea lui Wilson și Cowan [Wilson & Cowan, 1972], model care a furnizat un set de ecuații capabile să descrie activitatea generală (nu în mod specific EGG-ul) într-un complex de neuroni excitatori și inhibitori cu un număr mare de interconexiuni [Zetterberg, 1973]. Deși modelul este analog în natură, toate blocurile sunt implementate într-o formă discretă. Acest model poate lua în considerare caracteristicile majore ale unui model distribuit, fiind usor de a investigat rezultatul modificării gamei de influențe excitatorii și inhibitoare ale celulelor talamocorticale de tip releu și inter-neuronilor. În cadrul LEM se presupune că ritmurile EEG sunt generate de populații neuronale distincte, care posedă proprietăți selective de frecvență. Aceste populații sunt formate prin interconectarea neuronilor individuali si se presupune a fi conduse de un input aleator. fi Caracteristicile modelului, cum ar interconectivitatea neurală, răspunsul puls al sinapsei, și pragul de excitație, sunt prezentate prin parametrii LEM. Schimbările la acești parametri produc ritmurile EEG relevante.



Figura 6. Modelul local de EEG (LEM) [Wilson & Cowan, 1972; Sanei & Chambers, 2008]

Neuronii talamocorticali de tip releu sunt reprezentați prin două sisteme liniare prezentând răspunsuri la impuls excitator $h_e(t)$, pe ramura superioară și potențialul postsinaptic inhibitor, reprezentat de $h_i(t)$. Non-liniaritatea acestui sistem este descrisă de $f_e(v)$, reprezentând procesul generator de țintă. Funcția $f_e(v)$ se poate modifica pentru a genera semnalele EEG pentru anomalii diferite ale creierului. Activitatea inter-neuronală este reprezentată de un alt filtru liniar $h_e(t)$ în ramura inferioară, care, în general, poate fi diferit de primul sistem liniar și o funcție nonliniară $f_i(v)$. C_e și C_i reprezintă numărul de celule inter-neuronale, respectiv, neuronii talamocorticali. Numărul mediu de intrări la un neuron inhibitor, de la neuronii excitator, este desemnat de C_e și numărul mediu corespunzător de neuroni inhibitori, pentru fiecare neuron excitator, este C_i . Input-ul p(t) se presupune că rezultă din însumarea unei serii distribuite aleatoriu de potențiale care conduc celulele excitator ale circuitului, producând semnalul de fond EEG în derulare. Astfel de semnale provenite din alte surse mai profunde ale creierului la nivelul trunchiului cerebral și talamusului, constituie o parte a acțiunii sau activării spontane a sistemului nervos central (SNC), [Sanei & Chambers, 2008].

Expresia matematică propusă de Wilson și Cowan pentru modelarea fiecărui potențial postsinaptic $h_{\rm e}$ sau $h_{\rm i}$ este

$$h_{e}(t) = A \left[e^{-a_{1}t} - e^{-a_{2}t} \right]$$
(1)

$$h_i(t) = B[e^{-b_1 t} - e^{-b_2 t}]$$
(2)

unde A, B, a_k , si b_k sunt parametri constanți, care controlează forma undelor pulsului. Potențialele membranei sunt legate de densitatea impulsurilor axonale prin intermediul funcțiilor statice de prag f_e și f_i . Aceste funcții sunt în general non-liniare, dar pentru a ușura operarea, ele sunt considerate liniare pentru fiecare interval scurt de timp. În modelul prezentat este generat numai un singur canal EEG și nu există nici o modelare a relațiilor inter-canal. Pentru o abordare complexă, desigur, mult mai precisă, trebuie definit un model care să permită simularea unui sistem de generare multicanal a EEG, problema aceasta rămânând deocamdată deschisă.

2.4 Parametrii EEG

În procedeele de prelucrare (semi)automată a semnalelor de tip EEG se tine cont de faptul că, din punct de vedere informațional, parametrii EEG sunt temporali, statistici de amplitudine și frecvențiali. Parametri temporali urmăresc intersecțiile cu o axă şi extremele amplitudinale (diferența dintre maximum-maximorum şi minimum-minimorum) raportate la unitatea de timp, respectiv mediile temporale de ordinul unu și doi: media, media pătratică, dispersia, abaterea medie pătratică, functiile și coeficienții de inter- și autocorelație, funcțiile de inter- și autocovarianță. Dacă distribuția histogramei este gaussiană, ea poate fi prin media si deviatia standard. caracterizată Pentru distribuții nongaussiene informații utile sunt oferite de oblicitate (skewness) și kurtosis. Oblicitatea măsoară gradul de deviere de la simetria distribuției normale, în raport cu linia de bază. Valorile diferite de zero ale acestui parametru indică prezența unor evenimente monofazice în EEG.

Parametrii statistici de amplitudine se determină pe histogramă și pe funcția densitate de probabilitate (histograma de ordinul doi). Pe graficul densității de probabilitate se calculează media, mediana (valoarea mijlocie a domeniului variabilei x) și modul (argumentul pentru care densitatea este maximă).

2.4.1 Densitatea spectrală de putere

Parametrii frecvențiali presupun o analiză în frecvență bazată pe spectrele de amplitudine furnizate de transformata Fourier și pe spectrele de putere. Parametrii frecvențiali evidențiază ritmurile specifice ale EEG, a căror distribuție în frecvență se asociază cu stările psihofiziologice ale subiectului. Astfel, informații privind gradul de oboseală sunt furnizate de către puterea semnalului EEG, dată de aria de sub funcția densității spectrale de putere, iar anumite manifestări patologice sunt asociate cu deplasarea benzilor de frecvență. [Hariton, 2009].

Densitatea spectrală de putere este distribuția puterii în banda B a semnalului x(t). Scriem mai jos forma puterii semnalului cu frecvența centrală f₀ și banda B, respectiv cea a densității spectrale de putere:

$$P(f_0, B) = \lim_{T \to \infty} \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)|^2 dt$$
 (3)

$$S(f_0)df = \left(\frac{dP(f)}{df}\right)_{f=f_0} df$$
(4)

(3) și (4) exprimă faptul că într-o bandă îngustă Δf , în jurul lui f_{0} , dacă $\Delta f \rightarrow 0 \Rightarrow P(f_0, B) \rightarrow S(f_0)$. Cu cât Δf este mai mică cu atât puterea medie în acea bandă se apropie mai mult de densitatea spectrală.

Analiza spectrală de tip EEG se realizează de regulă cu un sistem compus dintr-un filtru trece banda axat pe f_o , un detector pătratic și un integrator. Aceste analizoare pot fi: de tip paralel, serie (cu baleiere), cu filtru dispersiv, cu compresie de timp și *analizoare Fourier*.

Analizorul Fourier (Figura 7) se compune dintr-un *corelator* și un *transformator* Fourier. Transformatorul Fourier conține două multiplicatoare, memoriile pentru funcțiile pondere, memoriile *sin* si *cos*, un integrator numeric si un bloc de prelucrare.



Figura 7. Analizor Fourier [Hariton, 2009].

Relația de calcul va fi dedusă folosind teorema Wiener-Hincin:

$$S_{xx} = \int_{-\infty}^{\infty} C_{xx}(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau$$
 (5)

unde C_{xx} este funcția de autocorelație a semnalului EEG.

Se extrage din memorie funcția de autocorelație și se înmulțește cu funcții pondere, pentru netezirea spectrului în cazul unor semnale cu spectru mai larg. Memoriile *sin* si *cos* implementează funcția exponențială. La ieșirea blocului de prelucrare se vor furniza părțile reală și imaginară, modulul și faza transformatei Fourier.

Analiza spectrului de putere a semnalului EEG oferă informații cantitative despre distribuția în frecvență a EEG, fiind realizabilă simplu prin intermediul algoritmului Transformatei Fourier Rapide (FFT). Funcția de corelație a EEG cu ea însăși deduce spectrul de putere după relația:

$$P(f) = R_e^2[X(f)] + I_m^2[X(f)]$$
(6)

unde X(f) este transformata Fourier a semnalului EEG pe un canal.

Coerența cuantifică legătura dintre diferite canale EEG, mărimea ei fiind dată de relația:

$$coerența = \frac{spectrul \, \hat{n}crucişat}{\sqrt{PX(f) - PY(f)}}$$
(7)

Spectrul încrucișat este dat de produsul: $X(f) Y^*(f)$ în care X(f) si Y(f) sunt transformatele Fourier ale semnalelor EEG de pe două canale iar (*) este complex conjugatul.

Faza semnalului EEG este dată de unghiul reprezentării polare a acestuia, coerența fiind un număr complex. Faza poate ilustra interacțiuni ale activității cerebrale înregistrate în zone diferite ale scoarței.

Analiza spectrală liniară EEG presupune achiziția semnalului EEG multicanal, calculul densității spectrale de putere (cu FFT), al spectrului încrucișat, calculul coerenței și relațiilor de fază.

Exemplul 1:

În Figura 8 este prezentat un exemplu de diagramă a mediilor densităților spectrale de putere corespunzătoare unor măsurători efectuate cu un dispozitiv EEG pentru 20 de subiecți, fără stimulare exogenă.



Figura 8. Diagrama mediilor densităților spectrale de putere în benzile EEG

Operând mediere pe valorile densităților spectrale de putere, se poate observa stabilizarea unor pattern-uri asemănătoare ca formă, însă cu un înalt grad de specificitate pentru fiecare subiect evaluat. Aplicarea medierii pe valorile densității spectrale de putere în fiecare bandă EEG, este necesară pentru realizarea unor studii comparative cu alte instrumente de măsură.

2.4.2 Funcția inferențială Ψ_{EEG}

Asocierea unor stări mentale cu un nivel al densității spectrale de putere, sau cu o structură de asemenea parametri, printr-o abordare integrativă, poate de conduce la identificarea pattern-uri psihofiziologice. În acest caz, relațiile dintre elementele fiziologice, ce trebuie urmărite ca profiluri de reacții temporale și spațiale sunt: relația unu-la-unu; relația nulă; relația unu-la-multiplu; multiplu-la-unu și multiplu-la-multiplu. Relațiile multiplu-la-unu și multiplu-la-multiplu pot fi și ele simplificate prin redefinirea a ceea ce înseamnă un element din domeniul psihologic sau fiziologic. Invariantul reflectă o asociere generală, izomorfă (unu-la-unu). Dezvoltarea și aplicarea metodelor de înregistrare fiziologică intrinsecă pot contribui la progresul cercetărilor fenomenelor sociale și psihologice, pe măsură ce predicții anterior contestate sunt rezolvate, fenomene anterior neobservate sunt puse în evidență, devenind observabile și altele dintre concluziile anterior acceptate sunt puse la îndoială [Cacioppo & Tassinary, 1990].

Corelarea ritmurilor specifice ale EEG cu stările psihofiziologice ale unui subiect presupune stabilirea unor corespondențe între *densitatea spectrală de putere* pe fiecare bandă și categoriile de indicatori psihologici, considerate canale inferențiale. În acest sens pe fiecare canal *i*, se realizează o inferență specifică pentru o bandă *j*. Pentru aceasta este important de știut în ce fel, media *densității spectrale de putere* \overline{S}_B de pe o bandă *j*, corespunde prin inferența γ_{EEG} , unor aspecte psihologice, înțelese pe câte un canal *i* de analiză. Descrierea acestei relații este de forma:

$$S_{ij} = \begin{pmatrix} \chi_{11} \overline{S_{B1}} & \chi_{12} \overline{S_{B2}} & \cdots & \chi_{1j} \overline{S_{Bj}} \\ \chi_{21} \overline{S_{B1}} & \chi_{22} \overline{S_{B2}} & \cdots & \chi_{2j} \overline{S_{Bj}} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \chi_{i1} \overline{S_{B1}} & \chi_{i2} \overline{S_{B2}} & \cdots & \chi_{ij} \overline{S_{Bj}} \end{pmatrix}$$
(8)

pentru $(\forall)i = \overline{1,n}; (\forall)j = \overline{1,n}$, unde χ_{ij} este o funcție care exprimă impactul mediei *densității spectrale de putere* \overline{S}_B de pe o bandă *j* pe un canal *i*, astfel încât relația dintre \overline{S}_B și γ_{EEG} va fi de tipul:

$$\gamma_{EEG_{ij}} = \beta \chi_{ij} S_{Bj} \tag{9}$$

unde β este un factor de scală de forma $\tau / \overline{S_{Bn}} - \overline{S_{B1}} |$, τ este o constantă tehnologică, iar $\overline{S_{Bn}}$ și $\overline{S_{B1}}$ sunt densitățile spectrale de putere pe benzile n și 1.

Ținând cont de faptul că raportul de inferență psihofiziologică presupune reproducerea inferențială a tabloului de funcții psihologice $\Psi_{EEG_{ij}}$, se poate stabili, plecând de la (9) că relația inferențială între elemente va fi de forma:

$$\psi_{EEG_{ij}} = \rho_{EEG_i} \gamma_{EEG_{ij}} \tag{10}$$

unde ρ_{EEG_i} este randamentul cu care biosemnalul EEG de densitatea spectrală de putere $\overline{S_{Bj}}$ poate produce o inferență pe un canal *i*:

$$\rho_{EEG_i} = m \frac{\sum_{j=1}^{n} \chi_{ij} \overline{S_{Bj}}}{\sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} \chi_{ij} \overline{S_{Bj}}}$$
(11)

relație din care se poate scrie forma finală a unui *indicator inferențial EEG* ψ_{ii} :

$$\psi_{EEG_{ij}} = \frac{m\tau}{\left|\overline{S_{Bn}} - \overline{S_{B1}}\right|} \frac{\chi_{ij}\overline{S_{Bj}} \sum_{j=1}^{n} \chi_{ij}\overline{S_{Bj}}}{\sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} \chi_{ij}\overline{S_{Bj}}}$$
(12)

Relațiile (9) și (10) realizează legătura funcției inferențiale cu media *densității spectrale de putere* \overline{S}_{Bij} astfel încât funcția inferențială în sine, poate fi considerată o funcție de timp, $\Psi_{EEG}(t)$, comportamentul acesteia putând fi analizat în paradigma proceselor aleatoare. Pentru a reprezenta concret inferența aspectelor psihice în procesele neurale, în cazul modelului local (LEM) propus de [Wilson & Cowan, 1972] vom considera funcția $\Psi_{EEG}(t)$ drept funcție de reglare



Figura 9. Funcția inferențială în modelul LEM

(Figura 9).

În acest caz, rolul filtrului liniar $h_e(t)$ este asigurat de componenta $\chi_{ij}(t)$. Pentru fiecare funcție inferențială se consideră o experiență oarecare, rezultatul experienței înțelegându-se drept una din posibilitățile de realizare a acesteia. Se notează cu Γ spațiul eșantioanelor constituit din mulțimea rezultatelor posibile. Funcția inferențială va fi, deci, o colecție de semnale uzuale în timp continuu, numite traiectorii sau realizări.

Fiecărui punct γ din spațiul Γ i se va asocia o funcție, cu durată limitată în timp:

$$\Psi(t,\gamma), -T \le t \le T \tag{13}$$

În care durata 2T este intervalul de observare. Dacă punctul γ este fixat, $\gamma = \gamma_j$, funcția de timp $\Psi(t, \gamma)$ este funcția eșantion:

$$\psi_{i} = \Psi(t, \gamma_{i}) \tag{14}$$

Pentru o mulțime de funcții eșantion, de tipul: $\{\psi_i(t)|i-1,2,...,n\}$, fixând $t=t_k$, mulțimea:

$$\{\psi_{1}(t_{k}),\psi_{2}(t_{k}),....,\psi_{n}(t_{k})\} = \{\Psi_{1}(t_{k}),\Psi_{2}(t_{k}),....,\Psi_{n}(t_{k})\}$$
(15)

este o variabilă aleatoare [Papoulis, 1977]. Procesul va fi privit, deci, ca și mulțime de variabile aleatoare, indexate după timp: $\{\Psi_j(t,\gamma)\}$, unde pentru simplificarea notațiilor se renunță la γ , notând procesul cu $\Psi(t)$.

Pentru procesul aleator strict staționar $\Psi(t)$ media acestuia este:

$$\mu_{x}(t) = E\left\{\Psi(t)\right\} = \int_{-\infty}^{\infty} \psi p_{\Psi(t)}(\psi) d\psi \qquad (16)$$

unde sub integrală se află densitatea de repartiție a variabilei inferențiale $\Psi(t)$ pentru t fixat [Porat, 1994]. Când procesul este strict staționar, avem egalitatea:

$$\mu_x(t) = \mu_x \tag{17}$$

Pentru două momente fixate, t₁ și t₂, și o densitate de repartiție comună a variabilelor inferențiale $\Psi(t_1)$ și $\Psi(t_2)$, de forma: $p_{\Psi(t_1)\Psi(t_2)}(\psi_1,\psi_2)$, se scrie media variabilelor aleatoare produs, asociate fiecărei perechi (t₁,t₂), medie ce poartă numele de *funcție de corelație statistică* a semnalului aleator:

$$\mu_{\Psi(t_1)\Psi(t_2)} = E \left\{ \Psi(t_1)\Psi(t_2) \right\}$$

=
$$\int_{-\infty-\infty}^{\infty} \int_{-\infty-\infty}^{\infty} \psi_1 \psi_2 d\psi_1 d\psi_2$$
 (18)

Pentru un proces aleator strict staționar, notând cu

$$\mu_{\Psi(t_1)\Psi(t_2)} = R_{\Psi}(t_1, t_2) \tag{19}$$

vom avea pentru $p_{\Psi(t_1)\Psi(t_2)}(\psi_1,\psi_2)$ doar o dependență de diferența t_2 - t_1 , și nu de valorile absolute ale timpului. În acest caz, (19) devine:

 $R_{\Psi}(t_1, t_2) = R_{\Psi}(t_2 - t_1) = R(\tau), \forall t_1, \forall t_2$ (20) funcție care prezintă un maxim în origine [Stoica & Moses, 2005].

O analiză spectrală a semnalelor aleatoare se poate face pe criterii statistice și energetice și conform teoremei Wiener-Hincin, funcția de corelație statistică determinată mai sus, împreună cu distribuția spectrală de putere formează o pereche Fourier.

Exemplul 2:

În continuare este prezentat un exemplu de calcul al valorilor pentru set de *indicatori inferențiali EEG,* din valorile mediilor densităților spectrale de putere ale benzilor EEG pentru un sistem psihofiziologic inferențial de dimensiune $i \times j$, unde i = 7 și j = 8: În Tabelul 1 se dau valorile funcției χ_{ii} calculate

pentru un spectru de bandă EEG, valorile \overline{S}_{B_j} , precum și randamentul cu care se produce inferența pe fiecare canal. Calculul setului de indicatori inferențiali EEG s-a realizat pentru m=7 și τ =75.

Tabelul 1: Valori experimentale S_B , χ_{ii} și ρ

	Delta [aq.u.PSD]	Theta [aq.u.PSD]	Low Alpha [aq.u.PSD]	High Alpha [aq.u.PSD]	Low Beta [aq.u.PSD]	High Beta [aq.u.PSD]	Low Gamma [aq.u.PSD]	Mid Gamma [aq.u.PSD]	
	73.11	66.75	14.41	29.09	12.20	19.59	14.63	58.37	ρ
χıj	0.40	0.49	1.27	1.05	1.30	1.19	1.27	0.62	1.00
χ2j	0.41	0.50	1.29	1.07	1.32	1.21	1.29	0.63	1.02
χ _{3j}	0.41	0.51	1.30	1.08	1.33	1.22	1.30	0.63	1.02
χ4j	0.40	0.50	1.28	1.06	1.31	1.20	1.28	0.62	1.01
X5j	0.41	0.50	1.30	1.08	1.33	1.22	1.29	0.63	1.02
X6j	0.39	0.48	1.23	1.02	1.27	1.16	1.23	0.60	0.97
χ _{7i}	0.39	0.48	1.23	1.02	1.26	1.15	1.22	0.60	0.96

Folosind (12), tensorul psihofiziologic Ψ_{EEG} , pentru dimensiunea 7x8 devine:

Valorile lui Ψ_{EEG} sunt prezentate în Tabelul 2. Acestea au fost înregistrate pe o scală convențională de la 75 la 265 unități inferențiale [u.inf.].

Tabelul	2:	Valori	experimentale	Ψ_{FFG}

Canalul	Ψi1 [u.inf.]	Ψi2 [u.inf.]	Ψi3 [u.inf.]	Ψi4 [u.inf.]	Ψi5 [u.inf.]	Ψi6 [u.inf.]	Ψi7 [u.inf.]	Ψi8 [u.inf.]
1	148.30	167.42	93.02	155.62	80.81	118.82	94.20	183.31
2	153.26	173.02	96.14	160.83	83.51	122.79	97.35	189.44
3	155.50	175.56	97.54	163.18	84.74	124.59	98.78	192.21
4	150.44	169.84	94.37	157.87	81.98	120.53	95.56	185.95
5	154.83	174.79	97.12	162.47	84.37	124.05	98.35	191.38
6	140.01	158.06	87.82	146.92	76.29	112.17	88.93	173.06
7	138.35	156.19	86.78	145.18	75.39	110.85	87.88	171.01

2.4.3 Achiziția biosemnalelor EEG

Obținerea în practica curentă a imagisticii MRI este extrem de costisitoare, iar dezvoltarea unei aplicații pentru comanda și control de la distanță a unei mișcări bazate pe astfel de pattern-uri, presupune un sistem elaborat de achiziție, procesare și caracterizare a semnalului indus de stimul, sistem care depășește ca gabarit și utilități colaterale, cadrul optim al aplicației. O alternativă cu costuri incomparabil mai reduse, dar și cu posibilitatea unei analize versatile asupra formei semnalelor, o reprezintă achiziția de semnale EEG utilizând căști dedicate, de ultimă generație.

Casca Neuro Sky MindSet (Figura 10) este un instrument capabil să preia biosemnale de tip EEG de la nivelul frunții, prin intermediul a trei electrozi uscați, reproducând activitatea neurocorticală în spectre de putere ale undelor cerebrale, fiind calibrat să ofere expresia în biosemnale a atenției, meditației și a clipitului ocular.



Figura 10: Casca Neuro Sky MindSet;

Dispozitivele NeuroSky pot măsura stări mentale multiple, simultan. Fizica undelor cerebrale este aproape identică cu fizica undelor sonore, unde un singur microfon poate crește complexitatea unui concert. Toate dispozitivele electrice, inclusiv calculatoare, becuri, prize de perete etc., emit un anumit nivel de "zgomot" ambiental.

Acest zgomot este de multe ori destul de puternic pentru a influența undele cerebrale. Ca rezultat, dispozitivele de laborator EEG vor recepționa citiri aleatorii, atunci când electrodul de referință, cât și electrodul primar, sunt conectați la un obiect care nu emite undele cerebrale. În trecut, dispozitivele tradiționale EEG au eludat această problemă prin măsurarea undelor cerebrale în medii strict controlate, pentru a nu interfera cu semnalul EEG. Pentru a crește semnalul undelor cerebrale EEG, este utilizat un gel medical pentru conductivitate. Cum dispozitivele EEG migrează din laborator, către utilizarea pe scara largă, majoritatea oamenilor nu au la dispoziție spații lipsite de interferențe electronice, și nici nu agreează să-și aplice gel conductor pe scalp, de fiecare dată când folosesc un dispozitiv EEG. Abordările NeuroSky, având la bază senzori fără gel și medii zgomotoase, reduc aceste probleme [NSKY, 2011].

O parte din dispozitivele NeuroSky implică anularea zgomotului. Amplificarea semnalului face semnalul undelor cerebrale brute mai puternic. Protocoale de filtrare elimină frecvențele de zgomot cunoscute, cum ar fi cele musculare, puls și cele de la aparatele electrice. Filtrele notch elimină zgomotul electric din grilă, zgomot care variază de la 50Hz la 60Hz, funcție de regulile interne ale fiecărei tări. Tehnologia de filtrare este în topul preocupărilor NeuroSky R&D și produsele viitoare vor rafina această capacitate încă perfectibilă în acest moment. Extrapolarea semnalelor undelor cerebrale EEG din "zgomote" se face utilizând un punct de referință și un circuit electric de împământare. Prin împământare se aduce tensiunea corpului la același nivel cu tensiunea căștii. Referința este utilizată pentru extragerea zgomotului ambiental comun printr-un proces de "respingere" [NSKY, 2011]. Lobul urechii este un loc care experimentează zgomotul ambiental în același fel ca și senzorul frontal NeuroSky, dar cu o activitate neuronală minimă. Prin urmare, este esențial pentru o funcționare corectă, ca legătura căștii la ureche să fie făcută cât mai atent. Pentru validare, NeuroSky a efectuat teste de măsurare ale EEG pe senzor uscat, prin compararea semnalelor EEG provenite din sistemul de senzori uscați, cu semnale de la sistemul Biopac, un sistem bine cunoscut, cu electrozi umezi EEG, utilizat pe scară largă în aplicații medicale și de cercetare. Au fost înregistrate simultan semnale EEG, de către sistemul NeuroSky și sistemul Biopac. Electrozii, pentru cele două sisteme, au fost plasati în același loc, împreună, cât mai aproape posibil, fără a interfera între ele. Pentru sistemul NeuroSky au fost utilizați electrozi uscați placați cu aur, în timp ce Biopac a folosit electrozi umezi de unică folosință, cu gel bazat pe clorură de argint. S-au înregistrat semnale EEG pentru diverse situații: subiectul testării aflat în stare de relaxare, în alertă, într-o stare de atenție sau producând artefacte prin clipitul ochilor [NSKY, 2011].

Semnalele brute EEG preluate cu electrozi uscați ai sistemul NeuroSky au fost comparate cu cele provenite de la electrozii umezi ai sistemului Biopac. Au fost efectuate FFT-urile pentru a compara caracteristicile de semnal ale EEG, în special spectrul de putere. Rezultatele arată că semnalele EEG ale sistemul NeuroSky sunt compatibile cu cele ale sistemului Biopac. EEG-urile sistemului Biopac prezintă un zgomot ceva mai semnificativ în benzile de frecvență joasă. Ca rezultat, sistemul NeuroSky este mai rezistent la zgomot. Sistemul NeuroSky prezintă chiar avantaje atunci când este folosit în mediul ambiental real și pentru aplicațiile de produse de larg consum.

NeuroSky a dezvoltat de asemenea un algoritm proprietar numit *eSense*, pentru detectarea stărilor mentale pornind de la spectrele de frecvență ale diverselor tipuri de unde cerebrale.

In baza algoritmilor proprii *eSense*, dispozitivele NeuroSky pot detecta, la un nivel foarte rafinat, stările de "Atenție" și "Meditație". În fiecare

3.Biosemnalele EDA

3.1 Fenomenologia EDA în psihofiziologie

Parte a sistemului nervos periferic, Sistemul Nervos Autonom (ANS) îndeplinește în primul rând funcția de reglementare, cu rol fundamental în asigurarea homeostaziei. Modificările ce apar în activitatea ANS pot fi evaluate și cu ajutorul unor măsurători ale activitătii electrodermice (EDA), acestea constituind modalitatea cea mai des utilizată de-a lungul timpului în cercetarea psihologică. În acest sens autori ca [Christie, 1981; Turpin & Clements, 1993; Boucsein, 2012] se axează preponderent pe interpretarea informației legate de activitatea electrică a pielii, EDA. Răspunsul electrodermal constă în modificările proprietăților electrice ale pielii unei persoane, datorită interacțiunii dintre factorii de mediu și starea psihofiziologică. De obicei sunt urmărite variațiile rezistenței sau conductanței epidermei. Principiul răspunsului electrodermic este utilizat pentru anumite variabile de lucru și în cazul poligrafiei, aflându-se de asemenea, la baza multor implementări tehnice pe sisteme de măsură a unor aspecte psihofiziologice. Dintre acestea pot fi indicate cele care măsoară reflexul psihogalvanic [Mayer, 1974]; monitorizează starea psihofiziologică a unei persoane [Korenman, 2000]; vizualizează parametri psihofiziologici, utilizând un sistem multimedia cu bioreacție, asistat interactiv de calculator [Fisslinger, 1998]; evaluează rapid profilul psihologic [Grigore, 2013] etc. Răspunsul electrodermal apare atunci când asupra a doi electrozi aplicați pe piele există o diferență de potențial suficient de mică pentru ca experimentul să fie non-invaziv. Între aceștia se va

secundă, casca calculează și furnizează măsurile eSense "Atenție și "Meditație". De câte ori algoritmul detectează informații ce par a fi incorecte, datorită zgomotului, se reia măsurătoarea respectivă. Pentru a diferenția stările mentale ale subiectului, instrumentul de la NeuroSky poate face măsurători de densitate spectrală de putere (PSD) în intervalul 1-50 Hz. Puterea măsurată în benzile acestui interval a fost integrată, prin extragerea semnalului cu cea mai mare acuratețe și scalarea sa convențională, deoarece măsurătorile cu o variație foarte mare în energie ar putea fi clasificate ca reflectări eronate ale unor stări mentale [NSKY, 2011].

stabili prin zona epidermală, un curent electric în baza căruia se poate măsura conductanța fazică SCR, cea reactivă, purtătoare de informație [Grigore, 2014]. În absența curentului electric se manifestă conductanța tonică SCL, o conductanță bazală. Edelberg face distincția între persoanele cu labilitate electrodermală și cele stabile [Edelberg, 1968]. Această proprietate se poate corela cu o serie de variabile inferentiale în psihofiziologie, în baza labilității și stabilității electrodermale putând fi făcută diferențierea între caracteristicile indivizilor. Conductanța epidermală în aspectul său fazic este efectul activității glandelor sudoripare (ecrine), astfel încât, atunci când acestea secretă abundent, apar modificări fazice manifeste în conductanță, respectiv când umezeala este absorbită, conductanța revine la valorile de bază [Boucsein, 2012]. Comportamentul glandelor sudoripare, în acest sens poate fi asemuit unor rezistențe ale căror valori, inverse conductanței, scad atunci când umezeala este maximă, respectiv cresc atunci când aceasta scade la valori normale, cantitatea de soluție secretată de glande, respectiv numărul acestora evaluat simultan, fiind în raport invers cu amplitudinea modificării conductanței.

Activitatea glandelor sudoripare este "o proiecție a acțiunii formațiunii reticulare a trunchiului cerebral, a hipotalamusului, a sistemului limbic și a cortexului motor" [Bloch, Roland, Eric & Alain, 2006]. O schemă complexă a modului în care se produce controlul neural asupra activității glandelor sudoripare este propusă de [Wang, 1964] (Figura 11).



Figura 11: Principiul fenomenului electrodermal [Wang, 1964; Boucsein, 2012]

După cum este reprezentat și în această schemă bloc, există două căi prin care se induce, la nivelul sistemului nervos central (NCS) răspunsul electrodermal: prima ("EDA 1"), influența sistemului limbic prin aria hipotalamică termoregulatoare, implicând amigdala, în special partea baso-laterală, hipocampul, o regiune a talamusului dorsal, hipotalamusul anterior, nucleii hipotalamici paraventriculari posteriori și supramamilari; cea de-a doua, ("EDA 2"), prin influența contralaterală de la cortexul motor și premotor, respectiv aria ganglionară bazală (ganglionii bazali, nucleul caudat, putamen, globus pallidus).

În scopul realizării unor determinări cantitative, trecerea de la o asemenea schemă bloc la un model experimental trebuie să țină cont în special de forma teoretică a unui biosemnal de tip EDA, de modul spontan sau stimulat în care poate fi obținut, de tipul de senzori utilizați și nu în ultimul rând, de tehnicile de măsură a acestor biosemnale, în curent continuu sau alternativ.

Vom analiza în continuare comportamentul răspunsului electrodermal în curent continuu și curent alternativ.

3.2 Biosemnalele EDA în curent continuu



Figura 12: Semnalul EDA [Grigore, R1, 2014]

În Figura 12 este prezentată forma teoretică a unui biosemnal de tip EDA.

În vederea efectuării achiziției biosemnalelor EDA, sunt utilizate următoarele definiții:

SRR = răspunsul rezistenței pielii;

SRL = rezistența pielii (poate fi cuprinsă între 1k Ω și 1M Ω); răspunsurile tranzitorii, legate de schimbări bruște în starea psihologică, sunt de ordinul a 100 Ω);

SCR = conductanța fazică (conductanța de răspuns reflectă modificări tranzitorii ale conductanței);

SCL = conductanța tonică (nivelul de conductanță a pielii descrie nivelul de excitare a SN simpatic);

SPR = potențialul de răspuns;

SPL = nivelul potențialului pielii;

SRR și SCR sunt echivalente. De asemenea și SRL și SCL sunt echivalente. În timp ce SRR, SCR, SRL și SCL se bazează pe o sursă externă de curent deoarece sunt exosomatice, SPR și SPL nu, fiind endosomatice, de aceea amplificatoarele uzuale EDA nu sunt adecvate pentru măsurarea SPR și SPL [Edelberg, 1968; Boucsein, 2012].

Prin prelucrarea datelor de achiziție ale activității electrodermale sunt extrași următorii parametri:

- amplitudinea exprimată în micro Siemens (μS), fiind dată de diferența dintre nivelul maxim al răspunsului SCR și nivelul SCL din momentul aplicării stimulului extern;
- latenţa, (circa 3 secunde) este durata între momentul aplicării stimulului şi momentul apariţiei răspunsului SCR;
- durata creșterii conductanței este durata parcurgerii pantei ascendente până la maximul SCR (între 1-3 secunde);
- semi-timpul de revenire este înregistrat din momentul atingerii maximului SCR până la nivelul a 50% din amplitudine (între 2-10 secunde);
- deriva stadiului fazic de la cel tonic;
- analiza EDA legată de eveniment;
- localizarea răspunsului în conductanță a epidermei [Edelberg, 1968; Christie, 1981].

De precizat, de asemenea că limitele de curent continuu utilizat în EDA nu depășesc 50 mA/cm².

Modelul lui Fowles

Un model al răspunsului electrodermal în curent continuu este conceput de către Fowles în 1974, și reconfirmat în 1986 (Figura 13).

Acest model, însă, este util doar în sens calitativ, neexistând date cantitative pentru susținerea circuitului sau pentru evaluarea oricăruia dintre elementele sale. Totuși, el sistematizează foarte sugestiv totalitatea elementelor de reprezentare electrică aflate în conexiune, respectiv rezistența glandelor sudoripare (R_1 și R_2), rezistența peretelui glandei sudoripare (R_3 și R_4), rezistența stratului cornos R_5 , dar și tensiunile prin duct (E_1 și E_2) și tensiunea stratului cornos E_4 . Conform modelului propus de Fowles, E_1 și E_2 se datorează concentrațiilor ionice neuniforme de-a lungul ductului și permeabilității ionice selective [Boucsein, 2012].



Figura 13: Circuitul echivalent al sistemului electrodermal propus de Fowles [Fowles, 1986]

Prin acumularea presiunii hidrostatice are loc depolarizarea membranelor canalului. Această depolarizare duce la creșterea permeabilității la fluxul ionic și micșorarea lui R₃ și R₄. E₃ este potențialul stratului cornos, locul potențialelor de întâlnire. Prin hidratarea stratului cornos scade valoarea lui R₅.

Un posibil scenariu al întregului proces reactiv poate fi descris astfel:

 - dacă aplicarea stimulului presupune condiții inițiale de repaus, mai întâi prin răspunsul sudoripar care crește sudația prin ducturi, R₂ scade ușor (timpul până la care are loc acest proces este cel din palierul latenței);

- pentru un răspuns EDR redus, R_1 și R_2 nu sunt afectate, respectiv SCR nu se schimbă;

- in cazul unui răspuns EDR crescut, sudația se extinde și către stratul cornos reducând atât R_2 cît și R_1 ;

- un răspuns suficient de mare, produce hidratarea stratului cornos, deci reducerea lui R_5 ;

- atunci când răspunsul EDR este foarte mare, prin acumularea presiunii hidrostatice în duct se va declanșa membrana ductului epidermic, fapt ce va reduce R₃.

În înregistrările de potențial SP, potențialul măsurat este considerat a reprezenta, în principal, pe cel din epiderm - respectiv E_3 minus căderea de tensiune din R_5 . Factorii avuți în vedere includ reabsorbția sodiului de-a lungul pereților ductului prin transport activ ceea ce generează potențiale negative la lumen, ridicate. Efectul acestora asupra potențialelor măsurate depinde de valorile relative ale R₁, R₂, și R₄ (valorile mici crescând măsura la suprafață a E₁, iar valorile mici ale R₅ reducând această măsură [Edelberg, 1968]). Cu răspunsuri modeste în cazul în care stratul cornos este relativ nehidratat, potențialul negativ la lumen ridicat și reducerea R₂ și eventual a R₁ produc un SPR negativ monofazic. Răspunsurile mari care declanșează răspunsul membranar și o scădere mare și rapidă a R₃ rezultă în scăderea potențialului negativ măsurat și posibil în componentă pozitivă, dacă ducturile sunt deja umplute.

Experimental s-a constatat că răspunsul imediat la un stimul specific se poate distinge cu greutate față de activitatea SCR spontană. Acest neajuns a fost înlăturat prin utilizarea unei ferestre de răspuns de 1-5 s în urma stimulului, în cadrul căreia s-au acceptat semnale. La o rată SCR spontană de 7,5/min, reducerea într-un SCR spontan similar este de 50%. Pentru o discriminare suplimentară, fereastra trebuie să fie și mai strânsă.

Avantajele utilizării conductanței în curent continuu constau în conceptul simplu, în faptul că nu există capacitanță a pielii, și în existența unor nenumărate referințe în literatura de specialitate.

Dezavantajele ar fi: limita de până la 50 mA /cm², intervenția prin schimbarea tensiunii electromotoare generate în circuit pe electrozi și în piele (electroosmoză), umplerea canalelor sudoripare, potențialele de membrană, electroliza pielii și iritarea), utilizarea de electrozi bipolari presupunând ca datele să vină din două locuri diferite ale pielii, zonele de măsură nefiind egale, motiv pentru care conductanței în curent continuu nu este potrivită pentru cercetări fiziologice.

3.3 Biosemnalele EDA în curent alternativ.

În cazul mediilor conductoare, purtătorii de sarcină pot fi electronii (la metale) sau ionii liberi în suspensie (în soluție), cazul țesuturilor biologice. Dacă un curent continuu trece printr-o soluție ionizată, așa cum reiese și din modelul propus de Fowles, se produce fenomenul de polarizare, fapt ce poate provoca încălzirea țesutului și în situație extremă, distrugerea lui. Gildemeister a fost printre primii care au depășit acest inconvenient prin utilizarea unui curent alternativ și prin măsurarea opoziției totale a trecerii acestuia printr-un țesut, [Gildemeister & Kaufhold, 1920; Lawler, Davis & Griffith, 1960]. În acest caz, caracteristica manifestă aflată în legătură cu activitatea fiziologică a țesuturilor supuse curentului alternativ este impedanța. Măsura impedanței Z pe un țesut biologic implică atât rezistenta electrică R a țesutului cât și reactanța capacitivă Xc a acestuia după formula $Z^2 = R^2 + Xc^2$. Fizic, rezistența este

opoziția unui conductor la curentul alternativ, ea fiind în esență aceeași în țesuturi biologice ca și în materiale conductoare nonbiologice [Kay, Bothwell, & Foltz, 1954; Nyboer, 1959], iar reactanța capacitivă a unui țesut biologic este cauzată de opoziția adițională la curentul alternativ, prin efectul capacitiv (de stocare) al membranelor celulare bilipidice, al interfetelor de tesut și al caracteristicilor structurale [Baker, 1989; Barnett & Bagno, 1936; Schwan & Kay, 1956]. Membranele actionează ca dielectric sau izolator care separă lichidul extracelular și lichidul intracelular, comportându-se ca niște armături ale condensatorului biologic, [Grigore & Moldovan, 2015]. Ca și în cazul curentului continuu și în cazul curentului alternativ umiditatea epidermei este un factor determinant pentru penetrarea în organism. Frecvențele sinusoidale joase, de sub aproximativ 5.000 Hz sunt transportate numai prin țesutul conjunctiv al corpului [Ivorra & Aguilo, 2001, Ivorra & Rubinsky, 2007], frecventele mai mari penetrând straturile exterioare ale celulei. În cazul utilizării unor semnale de formă dreptunghiulară, apar armonici de frecventă mai mare care pot pătrunde în celulă, chiar dacă frecvența de bază este una redusă.

Autori ca Boucsein, Schaefer si Neijenhuisen sustin tehnicile de сă exosomatice înregistrare electrodermală au în vedere preponderent măsurarea tonică, nu cea fazică, [Boucsein, Schaefer & Neijenhuisen, 1989]. Cu toate acestea, metodele de măsurare în curent alternativ fazic sunt cele mai utile în testarea modelelor electrice ale răspunsului electrodermal, fiind dezvoltate pentru aceasta concepte de măsurare adecvate pentru înregistrarea continuă a impedanței și a fazei unghiulare, cea de-a doua mărime ce caracterizează împreună cu impedanța, parametrii fiziologici [Chumlea & Guo, 1997, Baumgartner, Chumlea & Roche, 1988; Lukaski & Bolonchuk, 1987; Subramanyan, Manchanda, Nyboer & Bhatia, 1980], fiind exprimat în grade, ca arctangenta raportului Xc/R, depinzând de frecvența curentului utilizat.

Literatura de specialitate consemnează de asemenea existența a două tipuri diferite de *"impedanță electrică umană"* [Sutherland, Dorr & Gomatom, 2005], anume impedanța pielii, ca fiind o impedanță de suprafață și una internă, a întregului corp, care este în principiu rezistivă. Stratul epidermal de suprafață, conținând atât celule moarte, depuse pe un strat viu, eterogen și neisotropic, prezintă atât rezistență cât și capacitanță [Sălceanu, Iacobescu & Anghel, 2013]. Impedanța capacitivă scade cu frecvența pentru rezistențele mari.

Unii autori consideră că există un dezavantaj al metodei care utilizează curentul alternativ în măsurători electrodermale datorită proprietăților capacitive ale pielii care cresc valorile conductanței, [Fowles, Christie, Edelberg, Grings, Lykken & Venables, 1981]. Deoarece, așa după cum am mai arătat, capacitanța pielii depinde direct proporțional de frecvența de măsură, utilizând o frecvență joasă, sub 40 Hz, printr-o rectificare fazic-sensibilă, capacitanța epidermei poate deveni neglijabilă. Autorii citați au demonstrat prin rezultate experimentale că potențialul electrodermal este un parametru mai pregnant decât conductanța, fiind mult mai puțin dependent de constanța zonei de contact a pielii cu electrodul, fapt ce determină ca artefactele să fie mai pronunțate în curbele conductanței epidermei decât în curbele de potențial. Metoda utilizată de Fowles în 1981 presupune un curent continuu și nu poate separa conductanța de undele de potențial electrodermal. Pentru studierea mecanismelor de generare electrodermale, potențialul electrodermal trebuie să fie măsurat fără curentul continuu și comparat cu rezultatele conductantei în curent alternativ, aceasta fiind posibilă prin rectificarea fazic-sensibilă, prin procesarea de semnal în timp real și prin conversia de variabile.

Deși sistemul de măsură în curent alternativ este mult mai complicat, necesitând un mai mare număr

4. Procedeu de măsură a biosemnalelor EDA 4.1 Neurostimularea fazică

În cadrul mai multor studii recente [Grigore, 2013] am observat că, atunci când este folosit un semnal de tensiune alternativă și unul în treaptă, pentru stimularea simultană a epidermei, în stadiul fazic al acesteia, se poate stabili ușor nivelul de labilitate sau stabilitate al răspunsului electrodermal, la diferiți subiecți. Potențialul de răspuns, în acest caz, în curent alternativ, este un *marcator inferențial*.

Acest gen de stimulare deschide corespondențe psihofiziologice proiective. Astfel, pot fi estimate prin marcatorii electrici, cu suficientă precizie, evenimentele bioelectrice ce însoțesc procesele de autoreglare [Paraschiv, Grigore & Constantin, 2013]. Deschiderea unui canal neurostimulator pune în corespondență zona de măsură, cu funcția psihofiziologică vizată, iar neurosemnalele culese la nivelul senzorilor, conțin o informație referitoare la pattern-ul de răspuns pentru stimulul aplicat, informație ce trebuie analizată adecvat, pentru a se putea extrage aspectele legate de stările mentale [Paraschiv, Grigore & Constantin, 2013].

Am abordat acest procedeu de *neurostimulare* din perspectiva ansamblului de semnale implicate: semnalul *de excitație în treaptă*, semnalul *de excitație în AC* și semnalul treaptă de răspuns [Grigore & Moldovan, 2015].

Semnalul de excitație de tip treaptă (Figura 14,a) se compune cu semnalul de excitație de tip sinusoidal (Figura 14,b).

de parametri de urmărit, totuși conductanța AC permite măsurarea în același loc pe piele, simultan și a potențialelor electrodermale. De asemenea, prin absența curentului continuu există cerințe mai puțin stricte pentru tehnica electrodului, nefiind necesară monitorizarea potențialelor de eroare a acestora sau de polarizare în timpul utilizării. Nu în ultimul rând, senzorii nu irită pielea ca în cazul curentului continuu, iar conductanța AC nu este influențată de schimbarea tensiunii electromotoare.

Potențialul electrodermal devine astfel un indicator prețios care ne poate pune în legătură cu aspectele autonome și somato-motorii ale funcționării cognitive, cu emoția, motivația și atenția, el fiind manifest în absența curentului continuu, cu posibilitatea de colectare prin utilizarea de senzori unipolari a celor două aspecte: *nivelul potențialului electrodermal* (SPL) și *răspunsul potențialului electrodermal* (SPR) aceștia fiind luați în calcul în modelul aplicat pe parcursul cercetării de față [Grigore, 2014].





Semnalul de răspuns. În Figura 15 este reprezentat semnalul de răspuns electrodermal pe un singur impuls de excitare.



Figura 15: Diagrama semnalului treaptă de răspuns în neurostimularea fazică pe un singur impuls excitator

Asupra datelor *raw* (de achiziție) s-a aplicat o procedură de filtrare, pentru eliminarea artefactelor și de formatare, în vederea utilizării lor în algoritmul inferențial.



Figura 15: Diagrama potențialului electrodermal de răspuns neurostimulat (SPR) în curent alternativ după procedura de filtrare și formatare

4.2 Modelul inferențial electrodermal

Şi în cazul modelului electrodermal, *funcția inferențială* va îndeplini rolul unei funcții de reglare (Figura 16).



Figura 16: Modelul inferențial electrodermal (MIE)

Specificitatea aici o constituie cele două semnale externe de stimulare a palierului fazic de răspuns

electrodermal, $u_1(t)$ și $u_2(t)$, care dau naștere unei funcții de excitare $h_{es}(t)$, și funcțiile de activare (amorsare), $f_a(t)$, cu rol de deschidere a canalelor de răspuns, acestea din urmă fiind expresia unui stimul spontan, transmis prin celulele nervoase activatorii c_a , manifest în *labilitatea electrodermală*.

În modelul electrodermal inferențial pe care îl propunem, există un sistem liniar simetric, cu răspuns la impulsul excitator $h_e(t)$, activat de celulele neuronale c_{e_i} respectiv un sistem similar de inhibare manifest prin funcțiile $h_i(t)$, sub acțiunea celulelor neurale inhibatoare c_i , conjugate pe bucla de reglare cu funcția inferențială $\Psi_{EDA}(t)$.

Impulsul excitator mixat cu funcțiile de stimulare vor genera la nivelul sistemului limbic, respectiv la nivelul sistemului motor, comportamente nonlineare descrise de $h_{e_{SL}}(v)$ și $h_{e_{SM}}(v)$, ale căror variații sunt exprimate proiectiv de către *funcția inferențială*, astfel încât, în tabloul modificărilor fiziologice bazale se pot identifica, spre exemplu, schimbări în intensitatea și distribuția tonusului muscular, modificarea rezistenței și conductibilității electrice a pielii (de ex. scade în emoția de teamă și frică, crește în emoția de siguranță de sine, de bună dispoziție), etc.

O schemă electrică foarte simplificată a modelului inferențial electrodermal (MIE) prezentăm de asemenea în Figura 17.



Figura 17. Schema electrică simplificată a MIE

Din punct de vedere electric, după amorsarea lanțului electrodermal prin activarea impedanței Z_{EDA} , se deschide și devine activă sursa G de impedanță Z_G , a cărei activitate este descrisă de funcția inferențială $\psi_{EDA}(t)$. Activarea sursei este posibilă prin aplicarea semnalului de excitație la nivelul punctului C. Forma reală a unui semnal de amorsare, manifestat prin activarea impedanței

 Z_{EDA} este prezentată în Figura 18 unde, pentru cele șapte canale de stimulare, se pot observa sesiunile de amorsare doar pe primul impuls treaptă, respectiv pe ultimele două.



Figura 18. Semnal real de amorsare a impedanței electrodermale.

Bilanțul tensiunilor efective la nivelul punctului B poate fi scris astfel: $U_V = U_G + U_{EDA}$, sumă care se poate exprima în funcție de cele două impedanțe și curentul efectiv care le străbate:

$$U_V = I(Z_G + Z_{EDA}) \tag{22}$$

Bilanțul (22), pentru un timp relativ redus, îndeplinește condiția:

$$Z_G + Z_{EDA} = ct.$$
 (23)

Condiția (23) stabilește relația dintre cele două impedanțe, respectiv, ceea ce ne interesează, regimul de lucru al sursei G. Se pot scrie astfel, următoarele relații:

$$Z_{G} \uparrow \Rightarrow U_{G} \uparrow$$

$$Z_{EDA} \downarrow \Rightarrow U_{EDA} \downarrow$$
(24)

Aceste relații indică sensul de activare sau inhibare a sursei G, vizibil prin nivelul U_{EDA} măsurat în punctul C. Altfel spus, atunci când conductanța epidermală crește, sursa G este activă, funcția $\psi_{EDA}(t)$ descriind liniar activitatea acesteia.



Figura 19: Modelul grafic al tranziției potențialului electrodermal neurostimulat în curent alternativ

Pentru stabilirea formei matematice de exprimare a dinamicii potențialului electrodermal neurostimulat în curent alternativ, exprimat în final, într-o funcție inferențială, s-a utilizat modelul grafic din Figura 19, în care s-a evaluat tranziția funcției *u(t)* de la punctul A, unde se achiziționează valoarea *nivelului potențialului electrodermal (SPL)*, către punctul B, unde se achiziționează *răspunsul potențialului electrodermal (SPR)*, [Grigore, 2016].

4.2.1 Energia alocată

Procesul de neurostimulare a epidermei în curent alternativ pe palierul fazic se realizează pentru același subiect, pe mai multe canale simultan. Efectul pe care această stimulare îl poate produce, reflectat de tranziția potențialului electrodermal, este evaluat în putere. Pentru fiecare canal stimulat *i*, forma puterii alocate este:

$$P_i(t) = I_i \cdot u_i(t) \tag{25}$$

unde *I_i* este considerat constant (facilitate asigurată prin construcția echipamentului de neurostimulare), astfel încât, energia consumată în tranziție poate fi determinată prin integrarea relației (25):

$$S_i(t) = I_i \int_{t_1}^{t_2} u_i(t) dt$$
 (26)

 S_i având semnificația de *energie alocată* canalului *i* în procesul de neurostimulare. Pentru întregul proces, pe *i* canale de stimulare i, $(\forall)i = \overline{1, n}$ se reprezintă sub formă matriceală energia alocată:

$$S = \begin{pmatrix} S_1(t) \\ S_2(t) \\ \cdot \\ \cdot \\ S_i(t) \end{pmatrix}$$
(27)

4.2.2 Nivelul de inferență EDA

S-a considerat că fiecare sursă de neurostimulare, aferentă unui canal *i*, realizează o inferență specifică pentru o bandă *j*, $(\forall) j = \overline{1, n}$.

De aceea s-a urmărit în ce fel, energia alocată S_i manifestă într-un potențial fiziologic φ , va produce *inferența* γ pe câte un canal *i* de măsură și o bandă *j*. Relația dintre φ și γ este de tipul:

$$\gamma = \beta \cdot \varphi \tag{28}$$

unde β este un factor de scală de forma $\tau/(u_{max}-u_0)$, u_{max} este potențialul maxim de pe scala utilizată, iar u₀ este valoarea minimă a potențialului de răspuns, până la care se poate intercepta o inferență psihofiziologică [Grigore, 2016].

Indicatorul care caracterizează tranziția, prin neurostimulare, a potențialului electrodermal în curent alternativ este parametrul m_{AB} , definit ca panta dreptei care conține segmentul AB (Figura 19). Forma lui m_{AB} pentru un canal *i* de neurostimulare poate fi scrisă astfel:

$$m_{AB_i} = \frac{u_{1i} - u_{2_i}}{|t_1 - t_2|} \tag{29}$$

Semnificația pantei m_{AB_i} ține de nivelul de răspuns electrodermal (SPR), poziția acestuia fiind o funcție direct proporțională cu *nivelul de inferență* psihofiziologică. Variația parametrului m_{AB_i} poate fi urmărită pentru $u_{1i} = u_{2i}$, unde $m_{AB_{MIN}} = 0$, respectiv pentru $u_{2i} = u_0$, obținându-se:

$$m_{AB_{MAX}} = \frac{u_{1i} - u_0}{|t_1 - t_2|}$$
(30)

Având în vedere că fiecare tranziție dintr-un canal *i* produce o inferență specifică pe o bandă *j*, se scrie forma pantei m_{ABj} aferentă unei benzi *j*, pentru o valoare minimă u_0 a potențialului:

$$m_{ABj} = \frac{u_{1j} - u_0}{\left| t_1 - t_2 \right|}$$
(31)

Voi defini componenta fiziologică Φ_{ij} din relația inferențială, pentru canalul *i* și banda *j*, ca produs dintre potențialul SPR măsurat pe *canalul de stimulare* și raportul dintre panta aferentă *canalului de stimulare* și panta *benzii de inferență*:

$$\phi_{ij}(u) = u_{1i} \frac{m_{AB_j}}{m_{AB_j}}$$
(32)

relație cu ajutorul căreia, forma *inferenței* (28) devine:

$$\gamma_{EDA_{ij}} = \frac{\pi u_{1i} (u_{1j} - u_0)}{(u_{\max} - u_0)(u_{1i} - u_{2i})}$$
(33)

Pentru stabilirea formei *funcției inferențiale electrodermale* $\Psi_{\textit{EDA}_{ij}}$, s-a ținut cont de tranziția potențialului electrodermal pentru un canal *i*, de modul în care acesta produce inferențe și de

răspunsul mediu al potențialului electrodermal la nivelul tuturor celor *i* canale de neurostimulare. S-a definit randamentul procesului de neurostimulare pe un canal *i*, ca fiind raportul dintre energia alocată acelui canal *i* și media energiilor alocate pe toate canalele [Grigore, 2016].

Cu ajutorul relației (26) s-a stabilit forma energiei medii alocate pe toate cele *i* canale de neurostimulare:

$$\overline{S} = \frac{I}{i} \int_{t_1}^{t_2} \left(u_1(t) + u_2(t) + \dots + u_i(t) \right) dt \quad (34)$$

unde s-a ținut cont că $I_1 = I_2 = \cdots = I_i = I$, condiție asigurată prin construcția echipamentului de neurostimulare.

Din (26) și (34) s-a dedus astfel, randamentul pentru fiecare canal *i*:

$$\rho_{EDA_{i}} = \frac{I \int_{t_{1}}^{t_{2}} u_{i}(t) dt}{\frac{I}{i} \int_{t_{1}}^{t_{2}} (u_{1}(t) + u_{2}(t) + \dots + u_{i}(t)) dt}$$

$$= i \frac{\int_{t_{1}}^{t_{2}} u_{i}(t) dt}{\int_{t_{1}}^{t_{2}} (u_{1}(t) + u_{2}(t) + \dots + u_{i}(t)) dt}$$
(35)

Pe de altă parte, ținând cont de faptul că raportul de inferență psihofiziologică presupune reproducerea inferențială a unui întreg tablou de funcții psihologice $\Psi_{EDA_{ij}}$, s-a stabilit că, pentru alcătuirea acestuia, relația inferențială între elemente va fi de forma:

$$\psi_{EDA_{ij}} = \rho_{EDA_i} \gamma_{EDA_{ij}}$$
(36)

cu semnificația de *indicatori inferențiali* electrodermali, componente cu ajutorul cărora, ținând cont de (33), s-a scris forma finală a *tensorului* psihofiziologic electrodermal Ψ_{EDA_a} :

$$\Psi_{ED.L_{v}} = \frac{\tau}{u_{\max} - u_{0}} \begin{pmatrix} \rho_{1}u_{11} \frac{u_{11} - u_{0}}{u_{11} - u_{21}} & \rho_{1}u_{11} \frac{u_{12} - u_{0}}{u_{11} - u_{21}} & \cdot & \rho_{1}u_{11} \frac{u_{1j} - u_{0}}{u_{11} - u_{21}} \\ \rho_{2}u_{12} \frac{u_{11} - u_{0}}{u_{12} - u_{22}} & \rho_{2}u_{12} \frac{u_{12} - u_{0}}{u_{12} - u_{22}} & \cdot & \rho_{2}u_{12} \frac{u_{1j} - u_{0}}{u_{12} - u_{22}} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \rho_{i}u_{1i} \frac{u_{11} - u_{0}}{u_{1i} - u_{2i}} & \rho_{i}u_{1i} \frac{u_{12} - u_{0}}{u_{1i} - u_{2i}} & \cdot & \rho_{i}u_{1i} \frac{u_{1j} - u_{0}}{u_{1i} - u_{2i}} \\ \end{pmatrix}$$
(37)

în care s-a identificat și rescris forma unui *indicator* inferențial electrodermal $\psi_{EDA_{w}}$:

$$\psi_{EDA_{ij}} = \frac{u_{1i}\vec{a}}{u_{\max} - u_0} \frac{u_{1j} - u_0}{u_{1i} - u_{2i}} \frac{\int_{t_1}^{t_2} u_i(t)dt}{\int_{t_1}^{t_2} (u_1(t) + u_2(t) + \dots + u_i(t))dt}$$
(38)

Exemplul 3:

În continuare este prezentat un exemplu de calcul al valorii unui *indicator inferențial electrodermal,* din valorile potențialelor electrodermale SPL și SPR pentru un sistem psihofiziologic inferențial de dimensiune $i \times j$, unde i = 7 și j = 4:



Figura 20: Aproximarea curbei de tranziție

S-au determinat randamentele $\rho_1, \rho_2, \dots \rho_7$ prin aproximarea curbei de tranziție (Figura 20) la segmentul de dreaptă \overline{AB} și s-a rescris forma energiei alocate în această tranziție:

$$S_{i} = \frac{I}{2} (u_{1i} + u_{2i}) (t_{2} - t_{1})$$
(39)

și energia medie alocată pe toate cele *i* = 7 canale de neurostimulare:

$$\overline{S} = \frac{I}{14} (t_2 - t_1) \sum_{i=1}^{7} (u_{1i} + u_{2i})$$
(40)

Cu (39), (40), forma lui (35) pentru canalul i, devine:

$$\rho_{EDA_i} = 7 \frac{u_{1i} + u_{2i}}{\sum_{i=1}^{7} (u_{1i} + u_{2i})}$$
(41)

Prin înlocuirea formei (38) în (34), tensorul psihofiziologic electrodermal Ψ , pentru dimensiunea 7x4 devine:

$$\Psi_{\gamma_{4}} = \frac{\tau}{u_{\max} - u_{0}} \begin{pmatrix} \rho_{1}u_{11} \frac{u_{11} - u_{0}}{u_{11} - u_{21}} & \rho_{1}u_{11} \frac{u_{12} - u_{0}}{u_{11} - u_{21}} & \cdot & \rho_{1}u_{11} \frac{u_{14} - u_{0}}{u_{11} - u_{21}} \\ \rho_{2}u_{12} \frac{u_{11} - u_{0}}{u_{12} - u_{22}} & \rho_{2}u_{12} \frac{u_{12} - u_{0}}{u_{12} - u_{22}} & \cdot & \rho_{2}u_{12} \frac{u_{14} - u_{0}}{u_{12} - u_{22}} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \rho_{2}u_{17} \frac{u_{11} - u_{0}}{u_{17} - u_{27}} & \rho_{1}u_{17} \frac{u_{12} - u_{0}}{u_{17} - u_{27}} & \cdot & \rho_{2}u_{17} \frac{u_{14} - u_{0}}{u_{17} - u_{27}} \end{pmatrix}$$
(42)

Valorile funcțiilor inferențiale electrodermale au fost determinate cu relația (42) pentru $\tau=10$ și u_{max} = 5000 mV, fiind înregistrate pe o scală convențională de la 75 la 265 unități inferențiale [u.inf.]

Valorile experimentale sunt prezentate în Tabelul 3:

Tabelul 3: Valori experimentale

Nr. canal	SPL	[mV]	SPR	[mV]	ρ	Ψi1 [u.inf.]	Ψi2 [u.inf.]	Ψi3 [u.inf.]	Ψi4 [u.inf.]
1	U11	4750	U21	4450	1.11	165.34	124.56	143.96	148.06
2	U12	3925	U22	3710	0.92	158.21	119.19	137.75	141.67
3	U13	4265	U23	4004	1.00	153.38	115.54	133.54	137.34
4	U14	4358	U24	4150	1.03	202.34	152.43	176.17	181.19
5	U15	4650	U25	4456	1.10	247.75	186.64	215.70	221.85
6	U16	4035	U26	3856	0.96	201.91	152.10	175.79	180.80
7	U17	3789	U27	3502	0.88	109.26	82.31	95.13	97.84

4.2.3 Achiziția biosemnalelor EDA. Sistemul de evaluare psihologică MindMi[™]

MindMi™ Sistemul integrat (Figura 21) implementează procedeul de neurostimulare, respectiv modelul inferențial prezentat mai sus. Echipamentul de achiziție a potențialelor de răspuns electrodermal stimulat este scannerul de palme al acestui sistem, echipament electronic ce reprezintă varianta actualizată și modernizată cu facilitate pentru cloud computing a patentului "Echipament electronic și metodă pentru evaluarea rapidă a profilului psihologic"- RO127615, [Grigore, 2013]. Acesta generează, formatează și aplică semnale de tensiune în treaptă, și de tip sinusoidal pe zonele de măsură din palmă, cu ajutorul unor senzori de argint plasați corespunzător pe partea superioară a capacului echipamentului electronic, stimulând epiderma în curent alternativ.



Figura 21: Sistemul psihometric MindMi[™] (https://www.mindmisystem.com)

Echipamentul de scanare poate măsura parametrii electrodermici într-un timp extrem de mic de scanare, având posibilitatea de accesare a serverului de pe orice dispozitiv și mijloc de calcul conectat la internet, de exemplu: desktop, laptop, tabletă, telefon mobil etc.

Fiind realizat într-o configurație de echipament de calcul, având inclus propriul mini-computer integrat, soluție care-i conferă autonomie, poate fi utilizat pentru efectuarea de scanări chiar și în cazul întreruperii conexiunii la internet, datele scanate putând fi verificate, validate, procesate preliminar, stocate și pregătite să poată fi trimise către server după reconectarea online.

Prin posibilitatea de procesare, verificare și validare în timp real a datelor de achiziție la nivelul echipamentului de scanare, i se oferă utilizatorului analiza ratei de variabilitate a nivelului de semnal achiziționat, astfel încât, la o variație suficient de mică a întregului set de semnale, sesiunea de scanare să poată fi oprită înaintea finalizării timpului maxim alocat ciclilor de citire, fapt care determină un înalt grad de validitate și fidelitate a datelor.

Scannerul preia informația electrodermică cu o frecvență de lucru foarte joasă, fapt ce elimină orice posibilitate de interferentă cu orice sursă apropiată de semnal radioelectric. Prin intermediul programului software implementat, acesta înregistrează potențialele de răspuns SPR stimulate în curent alternativ, pe parcursul unui număr de cicli de măsură, realizând totodată citirea și stocarea valorilor în amplitudine ale acestor semnale [Grigore, R2, 2015].

Metoda folosește o soluție de tip cloud computing prin neurostimularea stadiului fazic al epidermei și, ca urmare, conform principiului autoreglabilității, prin conexiunea inversă instalată între ieșirile sistemului și zona de intrare senzorială, răspunsul în conductanță fazică perceput prin epidermă se va afla

5. Ponderea tipologiei cognitive

5.1 Modulul inferențial mixt EEG-EDA

Analiza comportamentului mixt în biosemnale de răspuns de tip electroencefalografic și electrodermal poate porni de la modelul local (LEM) propus de [Wilson & Cowan, 1972] unde, așa după cum am arătat (**2.4.2**; Figura 9), considerăm funcția de reglare ca funcție inferențială. În latura proceselor neurale care au ca rezultat răspunsul electrodermal stimulat în curent alternativ, modelul (MIE) propus, utilizează de asemenea funcția inferențială electrodermală ca funcție de reglare.



Figura 22: Modulul inferențial mixt

În Figura 22 este prezentat un modul inferențial mixt asupra căruia ne-am îndreptat atenția în studiul de față, prin care ne-am propus unificarea de concept EEG-EDA cu rezultate experimentale concrete, în aspectele de tip comportamental. Pentru realizarea obiectivelor propuse am identificat forma comună a aspectelor psihologice cognitive.

5.1.1 Funcția cognitivă

Aspectele de interes în stabilirea tipologiilor cognitive sunt cele privitoare la modul în care indicatorii inferențiali se reflectă în actele cognitive.

în corespondență proiectivă cu evenimentele bioelectrice care au loc în organism, generate în procesele de autoreglare prin care se manifestă funcțiile psihofiziologice. Deschiderea unui canal neurostimulator va pune în corespondență zona de măsură cu funcția psihofiziologică vizată, iar neurosemnalele culese la nivelul senzorilor vor conține informația referitoare la pattern-ul de răspuns pentru stimulul aplicat. Aceasta se realizează efectiv prin sondarea proiectivă a funcțiilor cerebrale, în vederea identificării unui set de variabile care, interpretate corelativ, furnizează un profil psihologic obiectiv al persoanei evaluate. Pentru aceasta se efectuează un număr de interogări ale zonelor de măsură, prin aplicarea la nivelul epidermei a unui semnal de excitație în treaptă și a unui semnal sinusoidal purtător, se înregistrează și se stochează simultan semnalele de răspuns ca variații ale conductanței epidermei, exprimate în variatii corespunzătoare de tensiune, pe fiecare ciclu de interogare, împreună cu semnalul de excitație, într-un fișier de raport de date de intrare;

Întregul tablou al indicatorilor inferențiali se pot prezenta printr-un set de funcții cognitive de forma:

$$C = \alpha \cdot \psi \tag{43}$$

unde α reprezintă o *pondere inferențială*, ca măsură a nivelului de manifestare în funcția cognitivă a indicatorului inferențial. Tensorul funcțiilor cognitive este alcătuit din produsul dintre matricea ponderilor și cea a indicatorilor inferențiali:

care devine:

$$C_{ij} = \sum_{i=1}^{n} \alpha_{ki} \psi_{ij}, (\forall) k = \overline{1, n}; (\forall) j = \overline{1, n}$$
(45)

5.1.2 Pattern-ul inferențial, tipologia cognitivă

Pentru identificarea tipologiilor de personalitate (numite aici *tipologii cognitive*), se grupează elementele matricei C_{ij} după un număr *m* de criterii de polaritate, în perechi și se obține astfel un set de pattern-uri inferențiale de forma:

$$S_{pq} = \left| \left(\sum_{i=1}^{n} \alpha_{ki} \psi_{ij} \right)_{p} \left(\sum_{i=1}^{n} \alpha_{ki} \psi_{ij} \right)_{q} \right|, (\forall) p = \overline{1, m}; (\forall) q = \overline{1, m}$$
(46)

Prin combinarea pattern-urilor inferențiale se pot identifica un număr t = m(m-1) de *tipologii cognitive* de forma:

$$V_{xy} = (S_{pq})_{x} + (S_{pq})_{y}, (\forall)x = \overline{1,t}; (\forall)y = \overline{1,t}$$
(47)

care la rândul lor se grupează în *m* clase cognitive (temperamente). Prin selectarea ponderii celei mai înalte valori a sumei (47) s-a obținut tipologia cognitivă cea mai stabilă [Grigore, 2016]

5.1.3 Corespondența ponderilor tipologiilor cognitive EEG-EDA

În experimente multiple, pe un număr de subiecți evaluați simultan cu Sistemul MindMi[™] și casca NeuroSky, prin aplicarea medierii asupra *distribuției spectrale de putere* pe fiecare bandă, în vederea stabilirii funcțiilor inferențiale, respectiv a funcțiilor cognitive EEG, am constatat stabilizarea unui anumit pattern a cărui variabilitate redusă ne-a interesat în studiul comparativ cu răspunsul electrodermal obținut prin procedeul de neurostimulare a stadiului fazic.

În acest demers am urmărit interceptarea celui mai stabil comportament cerebral. Această viziune pornește din dorința de a identifica specificitățile comportamentelor stabile, cele care, la final ne pot da indicii referitoare la tipologiile de personalitate exprimate atât în fenomenologia EEG cât și în cea EDA.

Experimentul mixt asupra biosemnalelor EEG și EDA a sistematizat două zone de benzi de frecvență cerebrală în care se manifestă cele două categorii de *funcții cognitive*. Pentru a putea face distincție între funcțiile aferente celor două zone, acestea au fost împărțite în *funcții cognitive tonice* și *funcții cognitive atonice*. Sistematizarea lor după benzile de frecvență cerebrală poate pune în evidență o serie de funcții cognitive (tonice) de *frecvență înaltă* și *foarte înaltă*, respectiv o altă serie, de funcții cognitive (atonice) de *frecvență joasă* și *foarte joasă* (Tabelul 4).

Identificarea perechilor de funcții EEG-EDA necesită o rutină de sortare după gradul de corelație între grupurile de astfel de funcții, evaluate progresiv, până la identificarea funcțională *unu-la-unu*. Un exemplu de diagramă de pattern-uri obținute din perechi de funcții cognitive EEG și EDA identificate cu o rutină de sortare progresivă este redat în Figura 23:





Pentru a putea urmări tipologiile cognitive la nivelul unui eșantion de subiecți evaluat simultan cu mijloace de măsură EEG și EDA, trebuie stabilită o *funcție pondere* exprimată deopotrivă în componentele cognitive măsurabile electroencefalografic și electrodermal. *Funcția pondere*, mediată la nivel de eșantion exprimă gradul de inteligibilitate a unei tipologii cognitive în determinările mixte EEG-EDA.

Funcții cognitive Tonice	Funcții cognitive	Mid Gamma
	de frecvență foarte înaltă	Low Gamma
	Funcții cognitive	High Beta
	de frecvență înaltă	Low Beta
	Funcții cognitive	High Alpha
Funcții cognitive Atonice	de frecvență joasă	Low Alpha
	Funcții cognitive	Theta
	de frecvență foarte joasă	Delta

Tabelul 4: Clasificarea funcțiilor cognitive după benzile de frecvență cerebrală

Pentru început stabilim la modul general că C_{TONi} este o funcție cognitivă tonică, iar C_{ATONi} este o funcție cognitivă atonică. Pentru o pereche de funcții cognitive complementare, există o *funcție comportamentală* K_i a cărei formă poate fi exprimată astfel:

$$K_{i}|_{EEG;EDA} = \begin{cases} A_{i}; C_{TONi} > C_{ATONi} |_{EEG;EDA} \\ B_{i}; C_{TONi} \le C_{ATONi} |_{EEG;EDA} \end{cases}$$
(48)

Funcția comportamentală se va regăsi astfel în tipologia cognitivă scrisă sub forma:

$$V\Big|_{EEG;EDA} = \left(K_1; K_2; \dots K_n\right)\Big|_{EEG;EDA}$$
(49)

iar pentru a putea compara expresia manifestă a tipologiei cognitive în biosemnalele distincte ca fiziologie, vom defini *funcția pondere* aferentă comportamentului K_i:

$$h_{i}|_{EEG;EDA} = \begin{cases} h_{\max}; \mathbf{K}_{i}|_{EEG} = \mathbf{K}_{i}|_{EDA} \\ 0; \mathbf{K}_{i}|_{EEG} \neq \mathbf{K}_{i}|_{EDA}; (\forall)i = \overline{1, n} \end{cases}$$
(50)

unde
$$h_{\text{max}} = \frac{100}{2n}$$

1

Cu ajutorul lui (50) se poate scrie forma funcției pondere totală pentru un subiect din eșantion:

$$H\Big|_{EEG;EDA} = \sum_{i=1}^{n} h_i \Big|_{EEG;EDA}$$
(51)

respectiv, ponderea medie pe un eșantion cu m subiecți:

$$\overline{H}_{m}\Big|_{EEG;EDA} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} h_{ij}\Big|_{EEG;EDA}$$
(52)

5.1.4 Corelația probabilităților funcțiilor cognitive EEG-EDA

Considerăm *S* un spațiu ale cărui subansamble sunt alcătuite din totalitatea funcțiilor comportamentale K_i considerate clase aditive, formate de către evenimentele care iau valorile A_i și B_i conform (48). Fiecărui eveniment *k* din clasa *K* îi corespunde un număr real $0 \le P(k) \le 1$ numit "probabilitatea lui

6.Coordonatele studiului experimental 6.1 Introducere

Studiul experimental utilizează o metodă originală prin care se asigură o dublă interceptare a activității cerebrale, astfel încât să poată fi detereminată relatia dintre potentialele de tip electroencefalografic și cele de tip electrodermal, exprimată inferențial în tipologiile de personalitate. Dubla interceptare a activității cerebrale este exprimată în corelația dintre funcțiile cognitive determinate din media densităților spectrale de putere a biosemnalelor EEG, și cele determinate din potențialele electrodermale de tip bazal (SPL) și de răspuns (SPR), conform explicațiilor de la 5.1. Cercetarea se referă deci, la utilizarea a două tehnici diferite, care implică biosemnale de fiziologii diferite, pentru obținerea în variabile corespunzătoare fiecărei tehnici în parte, a aceluiasi tip de comportament cognitiv, exprimat în semnal electric.

6.2 Ipoteză

Se știe că răspunsul electrodermal în conductanță este efectul activității glandelor sudoripare. Atunci când acestea secretă abundent, apar modificări fazice manifeste prin creșterea conductanței, respectiv când umezeala este absorbită, conductanța revine la valorile de bază. Comportamentul glandelor sudoripare, în acest sens poate fi asemuit unor rezistențe ale căror valori, inverse conductanței, scad atunci cînd umezeala este maximă, respectiv cresc atunci când aceasta scade la valori normale, cantitatea de soluție secretată de glande și numărul acestora, evaluat simultan, fiind în raport invers cu amplitudinea modificării conductanței [Edelberg, 1968; Boucsein, 2012].

De asemenea, procesul de stimulare a palierului electrodermal fazic, cu un semnal în treaptă și unul sinusoidal, poate pune în evidență potențiale de răspuns aflate în legătură cu aspectele autonome și somato-motorii ale funcționării cognitive. [Grigore, 2014]. k'', având pentru "un eveniment sigur s'', forma P(s) = 1 (axiomele lui Kolmogorov). Pentru un eșantion de m subiecți, se pot descrie, pentru cele n funcții comportamentale, probabilitățile funcțiilor cognitive $P_m(k_1); P_m(k_2); \dots P_m(k_n)$ astfel încât:

$$\frac{2}{n}\sum_{i=1}^{n}P_{m}(k_{i}) = 1$$
(53)

Șirurile de probabilități $P_m(k_i)|_{EEG}$, respectiv $P_m(k_i)|_{ED4}$, se supun analizei statistice.

În baza acestor considerente, presupunem că există o corelație importantă între valorile *funcțiilor cognitive* determinate din media *densităților spectrale de putere* a biosemnalelor EEG preluate de la nivelul scalpului și *funcțiile cognitive* corespunzătoare potențialului electrodermal bazal (SPL) și de răspuns (SPR) măsurat în același timp, la nivelul palmelor aceleiași persoane.

6.3 Metoda, echipamentul electronic, software de măsură și analiză, participanți

Testele au fost efectuate pe un eșantion de 100 subiecți de vârste cuprinse între 20 și 65 ani. Participarea la experiment a avut loc prin opțiune voluntară, fiecare subiect, fiind informat asupra condițiilor experimentului.

Pentru realizarea studiului experimental, am utilizat ca neurostimulator electrodermal, scannerul de palme al sistemului psihometric MindMi[™] prezentat la 4.2.3 cu ajutorul căruia am aplicat la nivelul palmelor subiectului evaluat, un semnal de excitație electrodermală, obținut prin compunerea a două semnale: unul de tip treaptă și unul purtător și am recepționat prin intermediul unei interfețe specializate de achiziție, un semnal de răspuns a cărui anvelopă conține informații esențiale despre procesele psihofiziologice asupra cărora ne-am propus să identificăm o inferență. Astfel am exprimat răspunsul proiectiv al neurocortexului, pe fiecare canal în parte, în funcții inferențiale, determinate din informații despre nivelul de activitate electrodermală, prin identificarea nivelelor de potențial electrodermal, stimulat în curent alternativ, de tip SPL - potențialul bazal și SPR potentialul de răspuns. De asemenea, am realizat o preluare simultană, printr-o interfață server de achiziție, model Open VIBE v1.2.2., de la INRIA, a unui set de semnale de tip EEG de la nivelul frunții aceleiași persoane cu ajutorul căștii profesionale Neuro Sky MindSet (Figura 24).



Figura 24: Schema bloc a sistemului de măsură

Sortarea progresivă a funcțiilor perechi. În scopul determinării tipologiilor cognitive pentru m = 4criterii de polaritate (clase cognitive), atât biosemnalele de tip EDA, cât și cele EEG au fost prelucrate cu ajutorul unei interfețe software originală, concepută special pentru acest experiment, pentru ca rezultatele să poată fi supuse de Interfața analizei corelație. software implementează modelul matematic prezentat la 2.4.2, 4.2 și 5.1. cu scopul de a identifica și stoca funcțiile cognitive mixte, precum și subrutina de sortare progresivă (Figura 25) cu ajutorul căreia, se identifică corespondența unu-la-unu dintre acestea pentru analize de corelație bivariată de tip Pearson efectuate pe eșantionul de 100 subiecți.

După finalizarea procesului de înscriere în baza de date, se stabilește setul de funcții cognitive EEG (F_1 , F_2 , F_3 , F_4 , F_5 , F_6 , F_7 și F_8) aferente benzilor de frecvență cerebrală. Aceste funcții, grupate după criteriile prezentate în Tabelul 4 constituie referințele în sortarea progresivă. Rezultatul acestei selecții în cascadă a funcției EDA, corespunzătoare uneia EEG, este înscris într-un registru de evidență a perechilor. *Funcțiile cognitive tonice* și *atonice* astfel determinate se constituie în indicatorii bipolari de pattern inferential. Corespondența din registrul de evidență a perechilor este prezentată în Tabelul 5.



Figura 25: Algoritmul subrutinei de sortare progresivă

FUN	FUNCȚIILE COGNITIVE EDA			FUNCȚIILE COGNITIVE EEG			
			Mid Gamma	F1			
TON EDA	VHI_EDA	Oa	Low Gamma	F3		TON FEG	
	HI EDA	Da	High Beta	F5	F5 HI EEG	TON_LEG	
	m_bbA	Ra	Low Beta	F7	m_bbg		
		Rb	High Alpha	F8	LO EEG		
ATON EDA		Db	Low Alpha	F6	LU_EEG	ATON EEG	
	VLO EDA	Ob	Theta	F4	VLO EEG		
	VLO_EDA Ib	Delta	F2				

Tabelul 5: Corespondența dintre funcțiile cognitive tonice și atonice în benzile de frecvență cerebrală

Stabilirea tipologiilor cognitive. După determinarea indicatorilor bipolari de pattern inferențial: Ia, Ib, Oa, Ob, Da, Db, Ra şi Rb și a valorilor aferente ale acestora, s-au extras patru seturi de indicatori, corespunzători funcțiilor comportamentale K₁, K₀, K_D, şi K_R a căror semnificație a fost repartizată bipolar conform relației (48), astfel încât K₁ a primit una din valorile *Ia* şi *Ib*, K₀ a primit una din valorile *Oa* şi *Ob*, K_D a primit una din valorile *Da* şi *Db*, iar K_R a primit una din valorile *Ra* şi *Rb*.

Pentru stabilirea tipologiei cognitive, s-au calculat cu (47) ponderile rezultate din însumarea valorilor funcțiilor cognitive, organizându-se fiecare set de indicatori corespunzători funcțiilor K_D, K_D, și K_R în două grupe de indicatori cu semnificație inferențială antagonică.

Valoarea unui indicator bipolar este dată de media valorilor indicatorilor corespunzători unei grupe. Prin compararea valorilor perechii de indicatori bipolari de pattern inferențial, s-a selectat valoarea cea mai mare, care constituie ponderea setului de indicatori corespunzător fiecărei funcții comportamentale K. S-au alocat pattern-urile inferențiale S1.....S8, tipologiilor cognitive V astfel încât fiecărei tipologii să-i corespundă un număr de două pattern-uri, iar fiecărui pattern să-i corespundă doi indicatori bipolari din ansamblul de opt. Relația dintre funcțiile cognitive (C_{ij}) care îndeplinesc aici rolul de indicatori bipolari, pattern-urile inferențiale (S_{pq}), tipologiile

cognitive (V_{xy}) și clasele cognitive (T_m) este prezentată în Tabelul 6.

Tabelul 6: Asignarea pattern-urilor inf	ferențiale îi	ſ
tipologiile cognitive		

	S2	S6	S1	83			
	Db Rb	Da Rb	Oa Ib	Ib Ob			
T1					V1	S2	S1
11					V2	S2	S3
					V5	S6	S1
					V6	S6	S3
	S2	S6	S4	S5			
	Db Rb	Da Rb	Ia Oa	Ia Ob			
TO					V3	S2	S4
12					V4	S2	S5
					V7	S6	S4
					V8	S6	S5
	S1	S7	S8	S3			
	Oa Ib	Ra Db	Da Ra	Ib Ob			
T 2					V9	S7	S1
15					V10	S7	S3
					V13	S8	S1
					V14	S8	S3
	S4	87	S 8	85	V14	S8	S 3
	S4 Ia Oa	S7 Ra Db	S8 Da Ra	S5 Ia Ob	V14	S 8	S3
	S4 Ia Oa	S7 Ra Db	S8 Da Ra	S5 Ia Ob	V14 V11	S8 S7	S3 S4
T4	S4 Ia Oa	S7 Ra Db	S8 Da Ra	S5 Ia Ob	V14 V11 V12	\$8 \$7 \$7	83 84 85
T4	S4 Ia Oa	S7 Ra Db	S8 Da Ra	S5 Ia Ob	V14 V11 V12 V15	\$8 \$7 \$7 \$8	\$3 \$4 \$5 \$4

Pentru determinarea tipologiei cognitive s-au evaluat un ansamblu de 16 ponderi Pv1, Pv2, ..., Pv16, corespunzătoare celor 16 tipologii. S-a realizat această evaluare prin compararea sumelor corespondente calculate din valorile indicatorilor bipolari de pattern inferențial, identificați conform Tabelului 7. Ponderea cea mai ridicată dintre aceste sume indică tipologia cognitivă de bază a persoanei evaluate [Grigore, 2013].

Pondere	Indicatori bipolari							
		de pattern inferențial						
Pv ₁	Db	Rb	Oa	Ib				
Pv ₂	Db	Rb	Ib	Ob				
Pv ₅	Da	Rb	Oa	Ib				
Pv ₆	Da	Rb	Ib	Ob				
Pv ₃	Db	Rb	Ia	Oa				
Pv ₄	Db	Rb	Ia	Ob				
Pv ₇	Da	Rb	Ia	Oa				
Pv ₈	Da	Rb	Ia	Ob				
Pv9	Ra	Db	Oa	Ib				
Pv10	Ra	Db	Ib	Ob				
P _{V13}	Da	Ra	Oa	Ib				
Pv14	Da	Ra	Ib	Ob				
Pv11	Ra	Db	Ia	Oa				
Pv ₁₂	Ra	Db	Ia	Ob				
Pv ₁₅	Da	Ra	Ia	Oa				
Pv ₁₆	Da	Ra	Ia	Ob				

Tabelul 7: Asignarea indicatorilor bipolari în ponderi

În Fig. 26 este prezentat un exemplu de distribuție a elementelor specifice tipologiilor cognitive pentru patru clase cognitive. O altă formă de reprezentare a relației dintre funcțiile comportamentale, tipologiile cognitive și clasele cognitive, în conceptul abordării mixte EEG-EDA, este exemplificată în Figura 27.

S 7		Т	4		S8
Db	S4			S 5	Da
Ra	Oa			Ob	Ra
тз	Ia	т	2	Ia	- T3-
15	Rb		2	Rb	
Ib	Db			Da	Ib
ОЪ	S 2			S6	Oa
S 3		Т	1		S1

Figura 26: Repartizarea elementelor specifice tipologiilor cognitive pentru patru clase cognitive [Grigore, 2016]



Figura 27: Diagramele funcțiilor comportamentale în clasele cognitive și benzile de frecvență cerebrală.

6.4 Variabile, procedura de lucru

Testul a fost efectuat în două etape de achiziție simultană EEG - EDA, respectiv la T1 și T2, cu o pauză de 6 luni între etape.

Pe parcursul experimentului, în cazul activității electrodermale EDA s-au urmărit,:

-variabile independente: funcțiile cognitive: la, lb, Oa, Ob, Da, Db, Ra, Rb și funcțiile comportamentale de tip K_i (I_EDA, O_EDA, D_EDA, R_EDA) respectiv probabilitățile și ponderile acestora determinate în procesul de identificare a tipologiei cognitive; -variabile dependente: nivelul de potențial electrodermal bazal (SPL) și de răspuns (SPR); În cazul activității EEG s-au urmărit: -variabile independente: funcțiile cognitive: F_1 , F_2 , F_3 , F_4 , F_5 , F_6 , F_7 și F_8 și funcțiile comportamentale de tip K_i (I_EEG, O_EEG, D_EEG, R_EEG) respectiv probabilitățile și ponderile acestora determinate în procesul de identificare a tipologiei cognitive;

-variabile dependente: media densității spectrale de putere în benzile Delta, Theta, Low Alpha, High Alpha, Low Beta, High Beta, Low Gamma, Mid Gamma.

Pentru efectuarea unei măsurători am realizat bucla de măsură prin poziționarea la nivelul capului subiectului, a căștii Neuro Sky MindSet și aplicarea palmelor acestuia pe senzorii scannerului de palme MindSpringTM. Am pus în funcțiune casca EEG, scannerul, respectiv interfeţele de achiziţie MindMi[™] şi Open VIBE v1.2.2. La nivelul interfeţei software pentru evaluare mixtă am realizat prelucrarea primară şi listarea valorilor pentru funcţiile inferenţiale, respectiv calculul funcţiilor cognitive EEG şi EDA.

Achiziția biodatelor EDA s-a efectuat cu o rată de eșantionare de 20 citiri/secundă [Grigore, 2013], respectiv achiziția biodatelor EEG, cu o rată de eșantionare de 512 citiri/secundă.

Pentru evaluarea numerică s-au utilizat următoarele unități de măsură:

- pentru potențialele de răspuns electrodermal – [mV];
- pentru funcțiile inferențiale unități convenționale [u.inf.]; pentru funcțiile cognitive și funcțiile comportamentale scala (25 - 265);
- pentru densitățile spectrale de putere: unități de acuratețe [aq.u.PSD], specifice instrumentului de măsură, pe scala (0 -12).

Analiza de corelație finală a datelor a fost realizată cu PASW Statistics 20.

Datele experimentale sunt prezentate în Anexa 1.

Pentru punerea în evidență a corespondențelor dintre cele două tipuri de biosemnale, reflectate în tipologia de personalitate, am utilizat două căi: analiza corespondenței ponderilor tipologiilor cognitive descrisă la **5.1.3**, respectiv analiza de corelație a probabilităților funcțiilor cognitive descrise la **5.1.4**.

Pentru analiza de corelație a fost utilizat ca instrument statistic coeficientul Pearson cu ajutorul cărui s-a testat nivelul corelației dintre variabile. Testarea corelației s-a realizat progresiv astfel:

- Corelația sumelor totale ale probabilităților funcțiilor cognitive la T₁ și T₂;
- Corelația sumelor probabilităților funcțiilor cognitive VHI-VLO la T₁ și T₂;
- Corelația sumelor probabilităților funcțiilor cognitive HI-LO la T₁ și T₂;
- Corelația probabilităților funcțiilor cognitive tonice și atonice la T₁ și T₂;

De asemenea, utilizând relațiile (48), (49), (50), (51) și (52) s-au evaluat ponderile tipologiilor cognitive la T_1 și T_2 .

6.5 Analiza de corelație bivariată Pearson

Coeficientul Pearson utilizat în cercetarea de față relevă corelația dintre două variabile de nivel continuu, fiind denumit și produs-moment sau *coeficient Pearson* **r**. O valoare pozitivă **r** exprimă o relație pozitivă între cele două variabile (A mai mare, B mai mare), în timp ce o valoare negativă **r** indică o relație negativă (A mai mic, B mai mic). Un coeficient de corelație egal cu zero nu indică nicio relație intre variabile. Corelația sumelor totale ale probabilităților funcțiilor cognitive la T_1 și T_2 .

Aşa după cum am arătat la **5.1.4**, utilizând axiomele lui Kolmogorov, am calculat probabilitățile funcțiilor cognitive care decid funcțiile comportamentale conform (48), pentru cele două seturi de date preluate pe un eșantion de 100 subiecți, la timpul T1 și T2. S-au supus analizei de corelație șirurile de valori rezultate din suma tuturor acestor funcții, grupate după categoria fiziologică specifică. Astfel, în Tabelul 8 sunt prezentate valori ale coeficientului Pearson care vădesc o foarte bună asociere între valorile corespunzătoare aceluiași tip de biosemnale la T₁ și T₂: 0,868 pentru EDA, 0,861 pentru EEG. Acest fapt indică o fidelitate înaltă test-retest, în cazul ambelor tipuri de biosemnale.

Un nivel de corelație foarte bun am obținut de asemenea între valorile sumelor totale pentru EDA-EEG, de 0,840 la $T_{1,}$ respectiv 0,829 la T_{2} , valori ce indică fidelitate test-retest între cele două sisteme de evaluare, aceasta fiind o primă confirmare a ipotezei de lucru.

Corelația sumelor probabilităților funcțiilor cognitive VHI-VLO la T_1 și T_2 .

În logica rezultatelor de mai sus se înscriu și cele prezentate în Tabelele 9 și 10 referitoare la sistematizarea ansamblului de funcții cognitive după frecvența cerebrală. Pentru că probabilităților determinate pentru analiza de corelație li se aplică relația (53), respectiv în selecția tipologiei cognitive s-a utilizat (48), rezultatele nivelului de corelație pentru categoriile antagonice de frecvență vor fi simetrice față de zero. Se pot remarca valori de corelație foarte bună pentru funcțiile EDA-EEG de frecvență foarte înaltă și foarte joasă, de 0,884 la T₁ și de 0,838 la T₂. Și aceste valori, ca și în cazul sumelor totale ale probabilităților funcțiilor cognitive, confirmă fidelitatea înaltă test-retest a celor două sisteme de măsură, și prin aceasta, confirmă de asemenea ipoteza de lucru.

Corelația sumelor probabilităților funcțiilor cognitive HI-LO la T_1 și T_2 .

O a treia confirmare a ipotezei de lucru este adusă prin valorile coeficientului de corelație bivariată Pearson prezentate în Tabelele 11 și 12 și în cazul funcțiilor EDA-EEG de frecvență înaltă și joasă, de 0,830 la T_1 și de 0,849 la T_2 .

Corelația probabilităților funcțiilor cognitive tonice și atonice la T_1 și T_2 .

Determinarea funcțiilor cognitive în forma lor individuală, dar sortate după criteriile prezentate la **5.1.3** și la **6.3** reprezintă partea cea mai importantă a prezentului studiu experimental. Supuse acelorași procedee de identificare a probabilităților cu care acestea se regăsesc, de la o etapă de măsură (T₁) la alta (T₂), în structura de selecție a tipologiilor cognitive (48), valorile funcțiilor cognitive prezentate în Tabelele 13, 14, 15 și 16 corelează de asemenea, confirmând ipoteza de lucru. S-au obținut valori foarte înalte: 0,980 pentru Ia-F1 (și perechea simetrică Ib-F₂) și 0,948 pentru Ra-F₇ (și Rb-F₈) la T₁, respectiv 0,920 pentru Ia-F1 (și perechea simetrică Ib-F₂) și 0,948 pentru Ra-F₇ (și Rb-F₈) la T₂. Valori care reflectă o corelație moderată spre bună s-au obținut în cazul perechilor: Oa-F₃ (Ob-F₄), 0,689 la T₁ și 0,629 la T₂, respectiv 0,675 pentru Da-F₅ (Db-F₆) și 0,777 pentru Da- F_5 (Db- F_6) la T_2 , o explicație a acestor valori ușor scăzute față de primele fiind specificul modului de integrare a variabilelor dependente, respectiv a biosemnalelor. Casca MindSet de la NeuroSky prezintă pentru semnale de tip EEG, o suprapunere a numeroase semnale simple cu amplitudine variind de obicei de la aproximativ 1 μ V la 100 μ V la un adult normal și de aproximativ 10 - 20 mV, dacă este măsurată cu electrozi subdurali, cum ar fi electrozii FFT. Neurostimulatorul fazic, măsoară semnale electrice de răspuns ale căror valori pot fi urmărite între 18 – 435 mV, în functie de structura internă a echipamentului de stimulare. În acest ultim caz, integrarea semnalului este realizată global, acesta fiind exprimat în răspunsul în potențiale SPR obținute prin stimularea fazică și deduse proiectiv în valori ale funcțiilor inferențiale.

6.6 Analiza corespondenței ponderilor

O formă foarte precisă de identificare a gradului de inteligibilitate a unei tipologii cognitive în determinările mixte EEG-EDA a fost realizată prin metoda descrisă la **5.1.3**.

În Tabelul 17 este prezentat rezultatul în procente al ponderilor *tipologiilor cognitive* de tip EDA și EEG regăsite la T₁ și T₂, astfel încât, în aceeași categorie de biosemnale am determinat o pondere de 92,25% pentru EEG și 92% pentru EDA, iar pentru categoria mixtă, 91,75% la T₁ și 91,5 la T₂. Tabelul 18 prezintă de asemenea corespondența ponderilor *funcțiilor comportamentale* la T₁ și T₂ unde valorile corespunzătoare funcției I, dedusă din la și Ib (F₁ și F₂) sunt 99% la T₁ și 96% la T₂, valorile corespunzătoare funcției O, dedusă din Oa și Ob (F₃ și F₄) sunt 84% la T₁ și 81% la T₂. Funcția D dedusă din Da și Db (F₅ și F₆) prezintă 86% la T₁ și 91% la T₂, iar funcția R dedusă din Ra și Rb (F₇ și F₈) prezintă aceeași valoare de 98% la T₁ și T₂.

Corespondențele ponderilor *funcțiilor cognitive* prezentate în Tabelul 19 sunt reflectate de asemenea de valori mari: 91,59% la T₁ pentru benzile de frecvențe foarte înalte și foarte joase, 92% la T₁ pentru frecvențele înalte și joase, respectiv 88,59% la T₁ pentru benzile de frecvențe foarte înalte și foarte joase, 94,59% la T₁ pentru frecvențele înalte și joase, valori care confirmă de asemenea ipoteza de lucru.

6.7 Rezultate experimentale

Tabelul 8	. Core	lația su	melor	totale	e al	е	
probabilităț	ilor fu	ncțiilor	cogniti	ve la	T₁	și '	T_2

		P(EDA_T1)	P(EDA_T2)	P(EEG_T1)	P(EEG_T2)
P(EDA_T1)	Pearson Correlation	1	.868**	.840**	.757**
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000
	N	100	100	100	100
P(EDA_T2)	Pearson Correlation	.868**	1	.748**	.829**
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.000
	N	100	100	100	100
P(EEG_T1)	Pearson Correlation	.840**	.748"	1	.861**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000		.000
	N	100	100	100	100
P(EEG_T2)	Pearson Correlation	.757**	.829**	.861**	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	
	Ν	100	100	100	100

Tabelul 9. Corelația sumelor probabilităților funcțiilor cognitive VHI-VLO la T₁

	P(VHI_EEG_T1)	P(VLO_EEG_T1)
P(VHI_EDA_T1) Pearson Correlation	.884**	884**
Sig. (2-tailed)	.000	.000
Ν	100	100
P(VLO_EDA_T1) Pearson Correlation	884**	.884**
Sig. (2-tailed)	.000	.000
Ν	100	100

Tabelul 10. Corelația sumelor probabilităților funcțiilor cognitive VHI-VLO la T₂

-			
		P(VHI_EEG_T2)	P(VLO_EEG_T2)
P(VHI_EDA_T2)	Pearson Correlation	.838**	838**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000
	Ν	100	100
P(VLO_EDA_T2)	Pearson Correlation	838**	.838**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000
	N	100	100

Tabelul 11. Corelația sumelor probabilităților funcțiilor cognitive HI-LO la T₁

		P(HI_EEG_T1)	P(LO_EEG_T1)
P(HI_EDA_T1)	Pearson Correlation	.830**	830**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000
	Ν	100	100
P(LO_EDA_T1)	Pearson Correlation	830**	.830**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000
	N	100	100

Tabelul 12. Corelația sumelor probabilităților funcțiilor cognitive HI-LO la T₂

	P(HI_EEG_T2)	P(LO_EEG_T2)
P(HI_EDA_T2) Pearson Correlation	.849**	849**
Sig. (2-tailed)	.000	.000
Ν	100	100
P(LO_EDA_T2) Pearson Correlation	849**	.849**
Sig. (2-tailed)	.000	.000
Ν	100	100

Tabelul 13. Corelația probabilităților funcțiilor cognitive tonice la T₁;

		P(la_T1)	P(Oa_T1)	P(Da_T1)	P(Ra_T1)
P(F1_T1)	Pearson Correlation	.980**	.673**	.291**	363**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.003	.000
	Ν	100	100	100	100
P(F3_T1)	Pearson Correlation	.376**	.689**	.062	315
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.540	.001
	Ν	100	100	100	100
P(F5_T1)	Pearson Correlation	.262**	.260**	.675**	.067
	Sig. (2-tailed)	.008	.009	.000	.506
	Ν	100	100	100	100
P(F7_T1)	Pearson Correlation	373**	490**	.052	.948**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.606	.000
	Ν	100	100	100	100

Tabelul 14. Corelația probabilităților funcțiilor cognitive tonice la T₂;

		P(la_T2)	P(Oa_T2)	P(Da_T2)	P(Ra_T2)
P(F1_T2)	Pearson Correlation	.920**	.632**	.146	281**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.147	.005
	Ν	100	100	100	100
P(F3_T2)	Pearson Correlation	.451**	.629**	.063	289**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.536	.004
	Ν	100	100	100	100
P(F5_T2)	Pearson Correlation	.251*	.105	.777**	.113
	Sig. (2-tailed)	.012	.299	.000	.264
	Ν	100	100	100	100
P(F7_T2)	Pearson Correlation	334**	375**	.014	.948**
	Sig. (2-tailed)	.001	.000	.888	.000
	Ν	100	100	100	100

Tabelul 15. Corelația probabilităților funcțiilor cognitive atonice la T₁

		P(F2_T1)	P(F4_T1)	P(F6_T1)	P(F8_T1)
P(lb_T1)	Pearson Correlation	.980**	.376**	.262**	373*
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.008	.000
	Ν	100	100	100	100
P(Ob_T1)	Pearson Correlation	.673**	.689**	.260**	490**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.009	.000
	Ν	100	100	100	100
P(Db_T1)	Pearson Correlation	.291**	.062	.675**	.052
	Sig. (2-tailed)	.003	.540	.000	.606
	Ν	100	100	100	100
P(Rb_T1)	Pearson Correlation	363**	315**	.067	.948**
	Sig. (2-tailed)	.000	.001	.506	.000
	Ν	100	100	100	100

Tabelul 16. Corelația probabilităților funcțiilor cognitive atonice la T_2

		P(F2_T2)	P(F4_T2)	P(F6_T2)	P(F8_T2)
P(lb_T2)	Pearson Correlation	.920**	.451**	.251*	334**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.012	.001
	Ν	100	100	100	100
P(Ob_T2)	Pearson Correlation	.632**	.629**	.105	375**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.299	.000
	Ν	100	100	100	100
P(Db_T2)	Pearson Correlation	.146	.063	.777**	.014
	Sig. (2-tailed)	.147	.536	.000	.888
	Ν	100	100	100	100
P(Rb_T2)	Pearson Correlation	281**	289**	.113	.948**
	Sig. (2-tailed)	.005	.004	.264	.000
	N	100	100	100	100

Note:

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Tabelul 17. Corespondența ponderile tipologiilor cognitive la T_1 și T_2 .

EEG_T1	91,75%	EDA_T1
92,25%		92%
EEG_T2	91,5%	EDA_T2

	99%	Ι	96%	
T 1	84%	0	81%	
11	86%	D	91%	12
	98%	R	98%	

Tabelul 18. Corespondența ponderilor *funcțiilor comportamentale* la T₁ și T₂.

Tabelul 19. Corespondența ponderilor funcțiilor cognitive la T₁ și T₂.

EEG_T1		EDA_T1
VHI;VLO	91,59%	VHI;VLO
EEG_T1		EDA_T1
HI;LO	92%	HI;LO
EEG_T2		EDA_T2
VHI;VLO	88,59%	VHI;VLO
EEG_T2		EDA_T2
HI;LO	94,59%	HI;LO

6.8 Concluzii

Experimentul comparativ descries în lucrarea de fată confirmă ipoteza de lucru, anume că există o corelație importantă între valorile funcțiilor cognitive determinate din media densităților spectrale de putere a biosemnalelor EEG preluate de la nivelul scalpului şi funcțiile cognitive corespunzătoare potențialului electrodermal bazal (SPL) și de răspuns (SPR) măsurat în același timp, la nivelul palmelor aceleiași persoane, prin procedeul de neurostimulare fazică, iar designul utilizat reflectă acțiunea simultană și comună a funcțiilor vizate în

Bibliografie

- [Ashrafulla, 2001] Ashrafulla, S.: "EEG and MEG : functional brain imaging with high temporal resolution" in "Electrical signals in the brain", 2001, Legătură accesată la 9 august 2015: https://ngp.usc.edu/files/2013/06/Syed_E EG MEG.pdf
- [Baker, 1989] Baker, L.E. "Principles of the impedance technique". IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 3:11–15, 1989
- 3. [Barnett & Bagno, 1936] Barnett, A., & S. Bagno. *"The physiological mechanisms involved in the clinical measure of phase angle"*. Am. J. Physiol. 114:366–382, 1936
- [Baumgartner, Chumlea & Roche, 1988] Baumgartner, R.N., W.C. Chumlea, and A.F. Roche, Bioelectric impedance phase angle and body composition. Am. J. Clin. Nutr. 48:16–23, 1988

procesul de determinare a unui profil psihologic prin cele două tipuri de biosemnale. Sunt de asemenea asigurate premisele în baza cărora poate fi efectuat un viitor studiu privind corespondențele dintre zonele din palmă și zonele de plasare a senzorilor EEG în" Sistemul american 10-20".

Studiul mai relevă de asemenea că există o diferență funcțională între semnalele de tip EEG, pe care le considerăm cu precădere *semnale de interes în explorările funcționale (neurofiziologie)*, ele fiind legate de subsisteme cu activitate cerebrală strict specializată și cele de tip EDA, care sunt *semnale de interes general în psihologie și psihopatologie*, fiind corelabile subsistemelor cu activitate psihică integrată.

Cercetarea de față aduce argumente experimentale foarte prețioase în legătură cu posibilitatea ca Sistemul psihometric MindMi[™] utilizat aici pentru determinările răspunsului electrodermal, să poată evalua aspecte psihofiziologice, cel puțin în aceeași măsură ca și sistemele din clasa de echipamente bazate pe semnale de tip electroencefalogramă, păstrând semnificativ, prin modul de integrare a semnalelor cerebrale, determinate proiectiv, pe unități de timp mult mai mari decât potențialele evocate în EEG, specificitatea de a fi util cu precădere în evaluarea psihologică. Aceasta nu-i limitează însă posibilitățile de a fi folosit în evaluarea clinică, unde poate aduce un plus de rezolutivitate în stabilirea unui diagnostic.

- 5. [Bloch, Roland, Eric & Alain, 2006] Bloch, H., Roland, C., Eric, D., & Alain, G. Larousse
- 6. Marele dicționar al psihologiei. București, Editura Trei, 407, 2006
- [Boucsein, 2012] Boucsein, W., *Electrodermal Activity*, Second edition, © Springer Science + Business Media, LLC, 2012
- [Bouscein, Schaeffer & Neijenhuisen, 1989] Boucsein, W., Schaefer, F., Neijenhuisen, H. (1989). "Continuous recordings of impedance and phase angle during electrodermal reactions and the locus of impedance change". Psychophysiology, 26(3), 369-76, 1989
- 9. [Burger, 2014] Burger, C., "A novel method of inproving EEG signals for BCI classifications", Stellenbosch University, South Africa, 2014

10. [Cacioppo & Tassinary, 1990] Cacioppo, J.T., & Tassinary, L.G., "Inferring Psychological Significance from Physiological Signals", American Psychological Association, 45(I), 16-28, 1990

- 11. [Christie, 1981] Christie, M.J., "Electrodermal activity in the 1980s: a review", Journal of the Royal Society of Medicine Volume 74, August 1981
- [Chumlea & Guo, 1997] Chumlea, W. C., & Guo, S. S. *"Bioelectrical impedance: a history, research issues, and recent consensus"*. In: *"Emerging Technologies for* Nutrition Research", edited by S. J. Carlson-Newberry and R. B. Costello. Washington, DC: Natl. Acad. Press, 169–192, 1997
- [Dornhege, Millán, Hinterberger, McFarland, Müller & Sejnowski, 2007] Dornhege, G.; Millán, J. del R.; Hinterberger, T.; McFarland, D. J.; Müller, K-R; Sejnowski, T. J. "An introduction to brain computer interfacing". In: Towards Brain-Computer Interfacing, MIT Press, Cambridge, 2007
- 14. [Edelberg, 1968] Edelberg R., "Biopotentials from the skin surface: The hydration effect", "Annals of the New York Academy of Sciences", Bioelectrodes, 148, 252–262, February 1968;
- 15. [Fisslinger, 1998] Fisslinger, R.J., (1998), "Interactive computer assisted multi-media biofeedback system", United States Patent, US3841316, 1998
- 16. [Forslund, 2003] Forslund, P.: "A Neural Network Based Brain - Computer Interface for Classification of Movement Related EEG"., Linkoping University, December, 2003
- 17. [Fox, 2009] Fox, S.I.: "Fundamentals of Human Physiology", McGraw-Hill, New York, 2009
- [Fowles, 1986] Fowles, DC, "The eccrine system and electrodermal activity" In Psychophysiology, ed. MGH Coles, E Donchin, SW Porges, pp. 51-96, Guilford Press, New York, 1986
- 19. [Fowles, Christie, Edelberg, Grings, Lykken & Venables, 1981]. Fowles, D.C., Christie, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T., "Publication Venables, Ρ. Η. & electrodermal recommendations for Psychophysiology, measurements". 18, 232-239., 1981
- 20. [Gildemeister and Kaufhold, 1920] Gildemeister, M. and Kaufhold, R. (1920). Uber das elektrische Leitungsvermogen der uber-tebenden menschlichen Haut. Pflugers Arch. f. d. ges. Physiol., 179: 154, 1920.
- 21. [Grigore, 2013] **Grigore**, D.,"Echipament electronic și metodă pentru determinarea rapidă a profilului psihologic", RO127615, OSIM, România 2013

- 22. [Grigore, 2014] **Grigore**, D., "Sistem psihometric integrat pentru evaluare complementară", Editura ARGEȘ PRESS, Pitești, ISBN 978-606-8506-11-1, 2014
- [Grigore, R1, 2014] Grigore, D., "Tipuri de biosemnale electrice şi aplicații în domeniul sistemelor tehnice - Raport de Cercetare Numărul 1", Școala Doctorală, Academia Tehnică Militară, Bucureşti, Octombrie, 2014
- [Grigore, R2, 2015] Grigore, D., "Procesarea biosemnalelor şi corelarea dintre biosemnal şi controlul mişcării la distanță - Raport de Cercetare Numărul 2", Școala Doctorală, Academia Tehnică Militară, Bucureşti, Mai, 2015
- [Grigore & Moldovan, 2015] Grigore, D.,
 "MindMiTM Sistem de evaluare psihologică",
 www.psychometricsystems.com, 2015
- 26. [Grigore & Petrescu, 2015] Grigore, D., Petrescu, C., "Multiple correlations between EEG and GSR patterns on remote movement command and control", "International Conference Greener and Safer Energetic and Ballistic Systems, GSEBS 2015", held at the Military Technical Academy Bucharest, ROMANIA, May 22nd – 23rd, 2015
- 27. [Grigore & Costache, 2015] Grigore D., Costache, G. C., "Comparative study regarding GSR and EEG type biosignals simultaneously answer to same external stimulus", The International Conference "Education and Creativity for a Knowledge based Society – Psychology", November 19nd-21rd, 2015, "Titu Maiorescu" University, pp. 103-108, Social Science Research Network (SSRN), ISSN 2248-003X, ISBN 978-3-9503145-6-4
- 28. [Grigore, R3, 2015] Grigore, D., "Studiu statistic privind prelucrarea datelor experimentale ale interacțiunii dintre biosemnale și controlul mișcării la distanță -Raport de Cercetare Numărul 3", Școala Doctorală, Academia Tehnică Militară, București, Noiembrie, 2015
- [Grigore, Paraschiv & Anghelina, 2016]
 Grigore, D., Paraschiv, R. V., Anghelina, L. O., "The action of multiple stimulations on GSR involved în remote movement command and control", "International Conference Greener and Safer Energetic and Ballistic Systems, GSEBS 2016", held at the Military Technical Academy Bucharest, ROMANIA, May 26nd 27rd, 2016
- [Grigore, 2016] Grigore, D., "Metodă fractală inferențială", "Sesiunea Științifică a Academiei Oamenilor de Știință din România", Durău, 22-24 septembrie, 2016

- 31. [Griessbach, Kudryevtseva, Henning, Harampieva, Ivanova & Kirlengic, 2007] Griessbach G., Kudryevtseva, S. Henning., G. Harampieva, I., Ivanova, G., Kirlengic, E., M., "Method and device for detecting neurological and psycho-physiological states", Australian Patent Office, AU2006252068A1, 2007
- 32. [Hariton, 2009] Hariton, C., "Electronică medicală", UMF Iași, 2009
- 33. [Hoffmann, Vesin, Ebrahimi & Diserens, 2008] Hoffmann, U.; Vesin, J.-M.; Ebrahimi, T. & Diserens K., "An efficient P300-based braincomputer interface for disabled subjects", Journal of Neuroscience Methods, 167(1), 115-125, 2008
- 34. [INRIA, 2015] "OpenVibe Software for Brain Computer Interface", Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique, France, Legătură accesată la 15 aprilie 2015: http://openvibe.inria.fr/downloads/
- [Ivorra & Aguiló, 2001]. Ivorra, A., & Aguiló,
 J. "New five-electrode method for impedance measurement". (176) 263-266 in International Conference on Electrical Bio-Impedance XI, Oslo, Norway, 2001
- 36. [Ivorra & Rubinsky, 2007] Ivorra, A., & Rubinsky, B. (2007). "In vivo electrical impedance measurements during and after electroporation of rat liver", Bioelectrochemistry 70 (2), 287-295, 2007
- 37. [Kandel, Schwartz & Jessell, 1991] Kandel, E.R., Schwartz, J.H, Jessell, T.M., "Principles of Neural Science", 3rd Edition, London, Prentice Hall, 1991
- [Kay, Bothwell, & Foltz, 1954] Kay C.F., P.T. Bothwell, & E.L. Foltz (1954). "Electrical resistivity of living body tissues at low frequencies". J. Physiol. 13:131–136, 1954
- [Keirn & Aunon, 1990] Keirn, ZA. & Aunon, JI. "A new mode of communication between man and his surroundings". IEEE Transactions Biomedical Engineering, 37, 1209-1214, 1990
- 40. [Korenman, 2000] Korenman, E.M.D., "Apparatus for monitoring a person's psycho-physiological condition", United States Patent, US6067468, 2000
- 41. [Lawler, Davis & Griffith, 1960] Lawler, J.C., Davis, M.J., Griffith, E.C., *"Electrical characteristics* of the *skin.* The *impedance* of the *surface sheath* and *deep tissues"*. J Invest Dermatol., 34:301-8, 1960
- 42. [Libenson, 2012] Libenson, M.H.: "Practical Approach to Electroencephalography", 2012. ISBN 9781455745944.
- 43. [Lopes, 2004] Lopes da Silva, F., "Functional localization of brain sources using EEG

and/or MEG data: volume conductor and source models", Journal Magnetic Resonance Imaging, 22(10), 2004

- 44. [Lopes, Hoeks, Smits & Zetterberg, 1974] Lopes da Silva, F. H., Hoeks, A., Smits, H., and Zetterberg, L. H., 'Model of brain rhythmic activity: the alpha-rhythm of the thalamus', *Kybernetic*, **15**, 1974, 27–37.
- [Lukaski & Bolonchuk, 1987]. Lukaski, H.C., & Bolonchuk, W.W. *"Theory and validation* of the tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition". in In Vivo Body Composition Studies, Ellis, J.K., Yasumura, S, & Morgan, W.D. eds. London: The Institute of Physical Sciences in Medicine, 49–60, 1987
- 46. [Mayer, 1974] Mayer, R.W., "Apparatus for measuring the psychogalvanic reflex", United States Patent, US3841316, 1974
- 47. [McFarland & Wolpaw, 2005] McFarland, D. J. & Wolpaw, J. R., "Sensorimotor rhythm-based brain-computer interface (BCI): feature selection by regression improves performance", "IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering", 13(3), 372-379, 2005
- 48. [McFarland et. al., 2005] McFarland, D.J., Sarnacki, W.A., Vaughan, T.M. and Wolpaw, J.R.: "Brain Computer interface (BCI) operation: Signal and noise during early training sessions", Clinical Neurophysiology, 116, 56–62, 2005. ISSN 13882457.
- 49. [Menon & Crottaz-Herbette, 2005] Menon, V. and Crottaz-Herbette, S.: "Combined EEG and fMRI studies of human", International Review of Neurobiology, Elsevier Inc., 66(05), DOI: 10.1016/S0074-7742(05)66010-2, 2005.
- 50. [NSKY, 2011] "Mind Wave user guide" NEUROSKY.COM, Legătură accesată la 10 martie 2013: <u>https://www.neurosky.com/</u>
- 51. [Nyboer, 1959] Nyboer, J. *"Electrical Impedance Plethysmography"*. Springfield, III.: Charles C Thomas, 1959
- [Núñez & Srinivasan, 2009] Núñez, P.L. and Srinivasan, R.: "Electric Fields of the Brain: The neurophysics of EEG" An Overview of Electromagnetic Fields, C, 1–2, 2009
- 53. [Papoulis, 1977] "Signal Analysis". New York: McGraw-Hill, 1977
- 54. [Paraschiv, Grigore & Constantin, 2013] Paraschiv T., Grigore D., Constantin A., *"Modelarea neurosemnalelor electrodermice stimulate fazic"*, Conferința Națională "SISTEME ENERGETICE ȘI BALISTICE – SEB 2013", Academia Tehnică Militară, București, 19-20 septembrie, 2013;
 55. [Paraschiv, Postolea, Ionescu & Grigore, 2014] Paraschiv, T.; Postolea, D., Ionescu,

D., **Grigore**, D., "Metodă de procesare a semnalelor EEG", The International Conference "Education and Creativity for a Knowledge based Society-Psychology", "Titu Maiorescu" University, Bucharest, June 21nd-23rd, 2014, ISSN 2248-0064;

- 56. [Paraschiv, Grigore & Ştefan, 2015] Paraschiv T., Grigore D., Ştefan C., "The mathematics processing of signals", "International Conference Greener and Safer Energetic and Ballistic Systems, GSEBS 2015", held at the Military Technical Academy Bucharest, ROMANIA, May 22nd – 23rd, 2015;
- 57. [PEERJ, 2016]"Consumer-grade EEG devices: are they usable for control tasks?", PeerJ, Legătură accesată la 24 iulie 2016: https://peerj.com/articles/1746.pdf
- [Porat, 1994] Digital Processing of Random Signals — Theory and Methods. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1994
- [Postolea, Ştefan & Grigore, 2013] Postolea D., Ştefan C., Grigore D., "Controlul mişcării utilizând investigarea biosemnalelor de tip EEG", Conferinţa Naţională "SISTEME ENERGETICE ŞI BALISTICE – SEB 2013", Academia Tehnică Militară, Bucureşti, 19-20 septembrie, 2013;
- 60. [Sanei & Chambers, 2008] Sanei, S. and Chambers, J.: EEG signal processing. 2008. ISBN 9780470025819. Legătură accesată la 9 august 2015: <u>http://medcontent.metapress.com/index/A</u> <u>65RM03P4874243N.pdfhttp://books.google</u> .com/
- 61. [Schwartz & Andrasik, 2003] Schwartz M.S., Andrasik, F., *"Biofeedback"*, Third Edition: *A Practitioner's Guide*, The Guilford Press, New York, 2003
- 62. [Schwan & Kay, 1956] C.F. Schwan, H.P., & Kay, C.F. *"The conductivity of living tissues"*. Ann. N.Y. Acad. Sci. 65:1007-1013, 1956
- 63. [Stoica & Moses, 2005] Stoica, P., Moses, R., *"Spectral Analysis of Signals"* PRENTICE HALL, Upper Saddle River, New Jersey 07458, 2005
- 64. [Subramanyan, Manchanda, Nyboer & Bhatia, 1980] Subramanyan, R., Manchanda, S.C., Nyboer, J., & Bhatia, M.L. *"Total body water in congestive heart failure. A pre-and post-treatment study"*. J. Assoc. Physicians India, 28, 257–262., 1980
- 65. [Sălceanu, Iacobescu & Anghel, 2013] Sălceanu, A., Iacobescu, F., Anghel, M. "Upon the Influence of the Real Value of Human Body Capacitance in ESD Immunity Tests". Proc. of 19th IMEKO TC 4 Symp., Barcelona, Spain, 501-507.

- 66. [Sutherland, Dorr & Gomatom, 2005] Sutherland, P.E., Dorr, D., Gomatom, K., Human Current Sensitivities and Resistance Values in the Presence of Electrically Energized Objects. IEEE Ind. a. Comm. Power Syst. Techn. Conf., 159-167., 2005
- 67. [Teplan, 2002] Teplan, M.: "Fundamentals of EEG measurement", Measurement Science Review, 2, 1–11, 2002.
- 68. [Turpin & Clements, 1993] Turpin, G., Clements, K., "Electrodermal activity and psychopatology; the development of the palmar sweat index (PSI) as an applied measure for use in clinical settings; Progres in Electrodermal Research", Edited by J.-C. Roy et al. Plenum Press, New York, 1993
- 69. [Wang, 1964] Wang, G. H., "The neural control of sweating", University of Wisconsin Press, 1964
- [Wilson & Cowan, 1972] Wilson, H. R., and Cowan, J. D., 'Excitatory and inhibitory interaction in localized populations of modelneurons', J. Biophys., 12, 1972, 1–23.
- 71. [Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurtscheller & Vaughan, 2002] Wolpaw, J.R., Birbaumer, N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G. and Vaughan, T.M.: "Braincomputer interfaces for communication and control". Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, 113(6), 767-91, June 2002. ISSN 1388-2457. Legătură accesată la 9 august 2015: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/120 48038
- 72. [Zetterberg, 1973] Zetterberg, L. H., 'Stochastic activity in a population of neurons–a system analysis approach', Reportof the Institute of Medical Physics, TNO, Utrecht, Vol. 1, 1973, 53.
- 73. [Zinke-Allmang, 2009] Zinke-Allmang, M.: "Physics for the Life Sciences". 1st edn. Nelson, Toronto, 2009