

ETAPA DE ELABORARE 2

RAPORT PRIVIND ACTIVITATEA 2.5 / 2.6

Part 2.5

Testarea sistemului proiectat: plan de testare, raport de testare, evaluarea sistemului

Part 2.6

Evaluarea corelației dintre undele cerebrale și evaluarea rezistenței la oboseală asupra operatorilor din Infrastructura Critică

- ☐ **Raport științific în extenso**
- ☐ **Proces verbal de avizare internă**

RAPORTUL ȘTIINȚIFIC ȘI TEHNIC ÎN EXTENSO

CUPRINS

Part 2.5 - Testarea sistemului proiectat: plan de testare, raport de testare, evaluarea sistemului4

Part 2.6 - Evaluarea corelației dintre undele cerebrale și evaluarea rezistenței la oboseală asupra operatorilor din Infrastructura Critică din Transporturi11



MONITORIZAREA NIVELULUI DE OBOSEALĂ MENTALĂ
A PERSONALULUI CARE ACTIVEAZĂ INFRASTRUCTURA CRITICĂ

Colectiv de realizare :

Echipa Coordonator – Universitatea Ovidius din Constanta

Echipa Partener – UTI GRUP SA

FUSURI DE SOMN

contact@fusuridesomn.ro; www.fusuridesomn.ro
0735 150 657 0722 604 071

Part 2.5

Testarea sistemului proiectat: plan de testare, raport de testare, evaluarea sistemului

Sinteza unui detector de complexe K și fusuri de somn

Descrierea datelor

Pentru obținerea înregistrărilor EEG utilizate în acest studiu, au fost folosite canalele C_z și F_z , cu o frecvență de eșantionare de 128 Hz.

Un ansamblu de complexe K și fusuri de somn a fost constituit, mai întâi, de un grup de 2 medici specialiști în domeniul EEG. Acești specialiști, au efectuat în mod vizual analiza semnalelor și au lucrat individual pe 3 înregistrări de aproximativ 8 ore. Din cauza variațiilor mari a rezultatelor obținute, nu s-au reținut pentru acest studiu decât evenimentele selecționate de majoritatea dintre ei, în scopul constituirii unui ansamblu de referință (martor) pentru complexul K și fusuri de somn. Apoi, a fost constituită o bază de date ale unor „fenomene” care prezintă asemănări importante cu complexul K și fusuri de somn, de exemplu, apariția undelor delta.

Toate aceste evenimente tranzitorii au fost sincronizate, înainte să fie segmentate în perioade de 2 secunde. În ultima etapă, datele au fost divizate cu factorul 4, deoarece o frecvență de eșantionare de 32 Hz este compatibilă cu suporturile în frecvență ale complexului K, a undelor rapide care se pot suprapune cu complexul K, precum și cu creșterilor undelor delta.

În felul acesta, a fost constituită o bază de date formată din 609 complexe K, fusuri de somn și din 1196 evenimente de natură diferită, pe care le vom numi într-un mod impropriu, unde delta.

Câteva exemple rezultate din acest ansamblu de teste prelucrate sunt reprezentate în *figura 15* și *figura 16*.

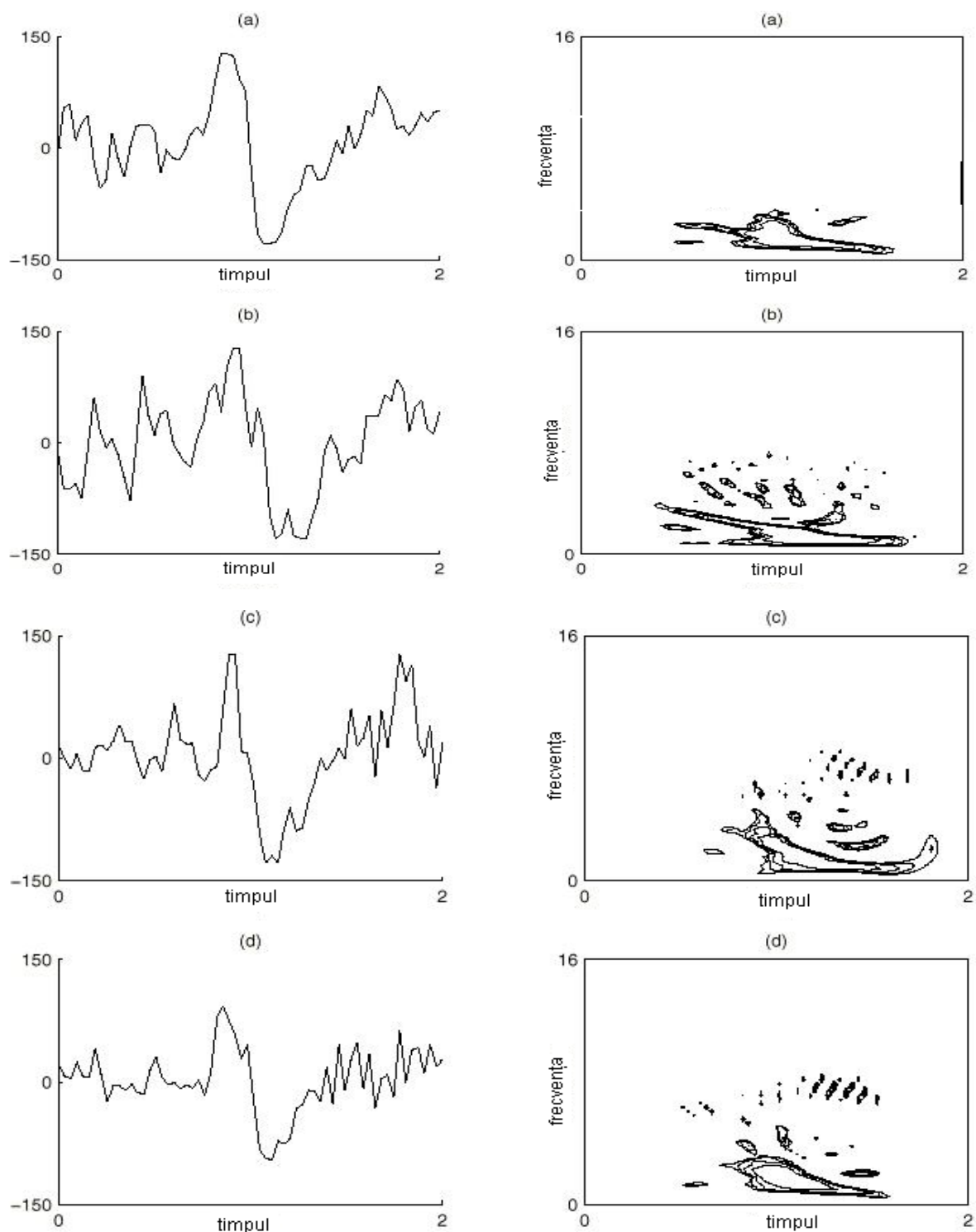


Figura 15. Reprezentarea unor complexe K în domeniul timp și timp-frecvență Wigner-Ville.

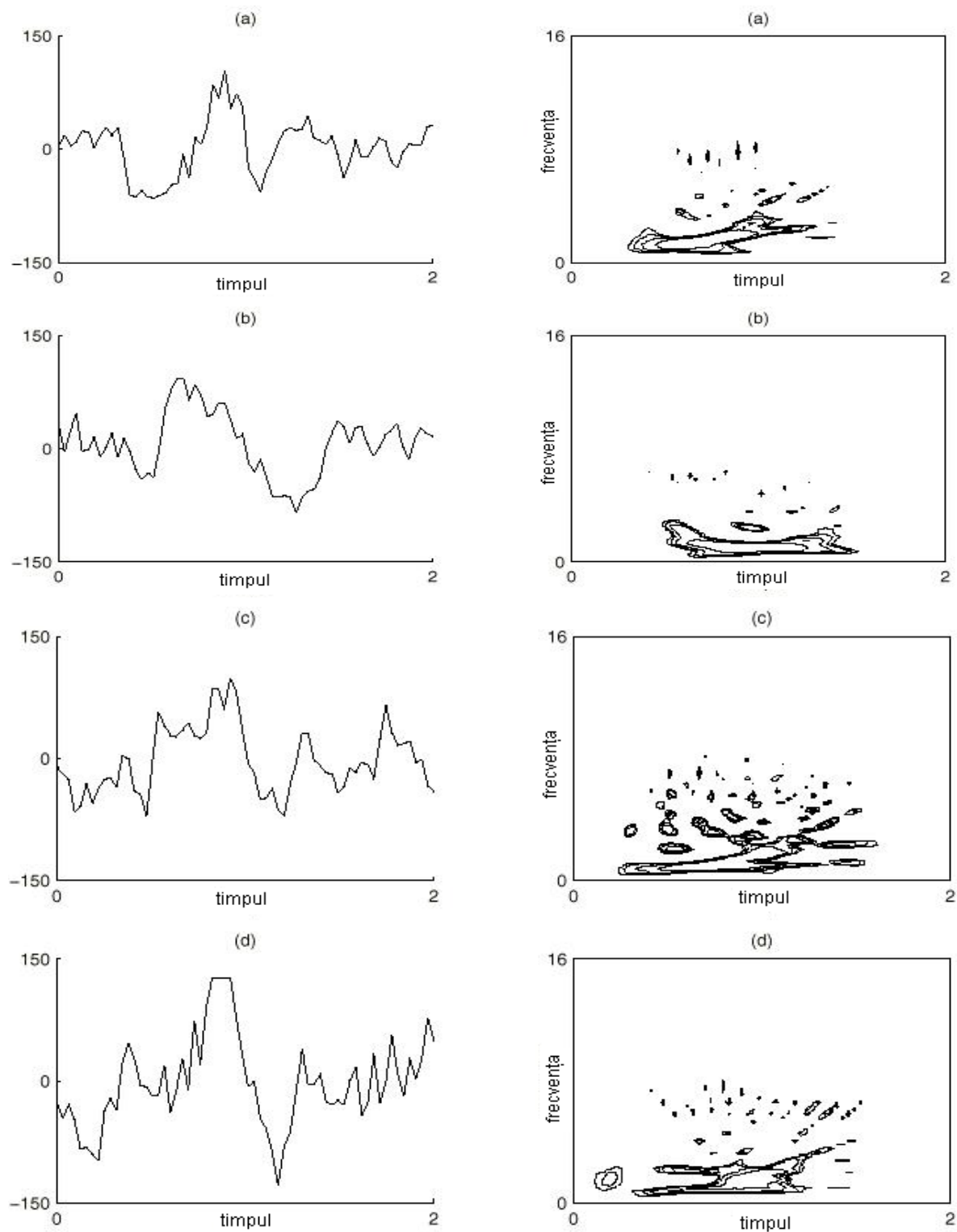


Figura 16. Reprezentarea undelor delta în domeniul timp și timp-frecvență Wigner-Ville.

Rezultate și interpretări

Un număr de lucrări care tratează nestăționaritatea electroencefalogramelor somnului, justifică interesul pentru reprezentările timp-frecvență din clasa Cohen, pentru caracterizarea fenomenelor tranzitorii întâlnite. De asemenea, cu ajutorul componentelor $W_X[n, m]$ ale reprezentării Wigner-Ville pentru observației X , a fost elaborat un detector liniar generalizat de complexe K .

Acestor date de natură cvadratică, li s-au atașat eşantioanele $X_{[n]}$, astfel încât să se asigure convergența către un filtru adaptiv, eventual către un *filtru Kalman extins*. *Filtrul Kalman extins permite acomodarea la caracteristicile neliniare ale sistemelor și reprezintă unul dintre algoritmi de învățare cei mai des utilizați.*

Astfel, clasa detectoarelor considerate este dată de relațiile:

$$D = \{ d : \Lambda(X) = (a_{TF})^T W_S + (a_T)^T X - \lambda_0 > 0, d(X) = 1 \} \quad (12)$$

$$D = \{ d : \Lambda(X) = (a_{TF})^T W_S + (a_T)^T X - \lambda_0 < 0, d(X) = 0 \} \quad (13)$$

În care dimensiunea VC a lui D este cunoscută în raport cu numărul de date disponibile. De aceea nu s-a considerat oportun să se facă apel la statistici de detecție polinomiale de grade mai mari.

Optimizarea testului de detecție a fost efectuată cu ajutorul metodei criteriului optimal, prezentat la secțiunea 4, fiind asociate metodei de împărțire (partiționare).

În același timp, cercetările bazate pe principii de variație, de penalizare sau de netezire a reprezentărilor timp-frecvență, oferă rezultate bune la simulare.

Zona $\{A_1, \dots, A_r\}$ a planului timp-frecvență a fost optimizată pe baza a 300 complexe K și a 600 unde delta, urmărind metoda operațională descrisă în *partea 2*. Cel mai bun detector, în sensul aproximării probabilității de eroare, a fost obținut pentru un ansamblu compus din 30 de zone (regiuni), după cum arată *figura 17*.

Pentru realizarea ansamblului, s-au utilizat 309 complexe K și 596 unde delta, cu ajutorul metodei criteriului optimal.

Astfel, 220 complexe K și 500 unde delta alese aleator au fost folosite pentru sinteza detectorului, celelalte eşantioane fiind destinate estimării curbei COR (Characteristics Operating Receiver).

Figura 18 prezintă contribuția relativă a componentelor temporale $(a_T)^T X$ și timp-frecvență $(a_{TF})^T W_X$ în statistica $\Lambda(X)$, prin proiectarea datelor pe planul definit de vectorii a_T și a_{TF} .

Această reprezentare ilustrează interesul pentru combinarea informațiilor de natură lineară și cvadratică pentru rezolvarea acestei probleme.

Într-o primă fază, eficiența studiului prezentat, a fost evaluată prin compararea rezultatelor obținute cu cele ale unui detector care operează în domeniul timp, apoi cu cele ale unui detector care operează în planul timp-frecvență. Dimensiunea ansamblului a fost fixată la 30, conform rezultatelor prezentate în figura 17.

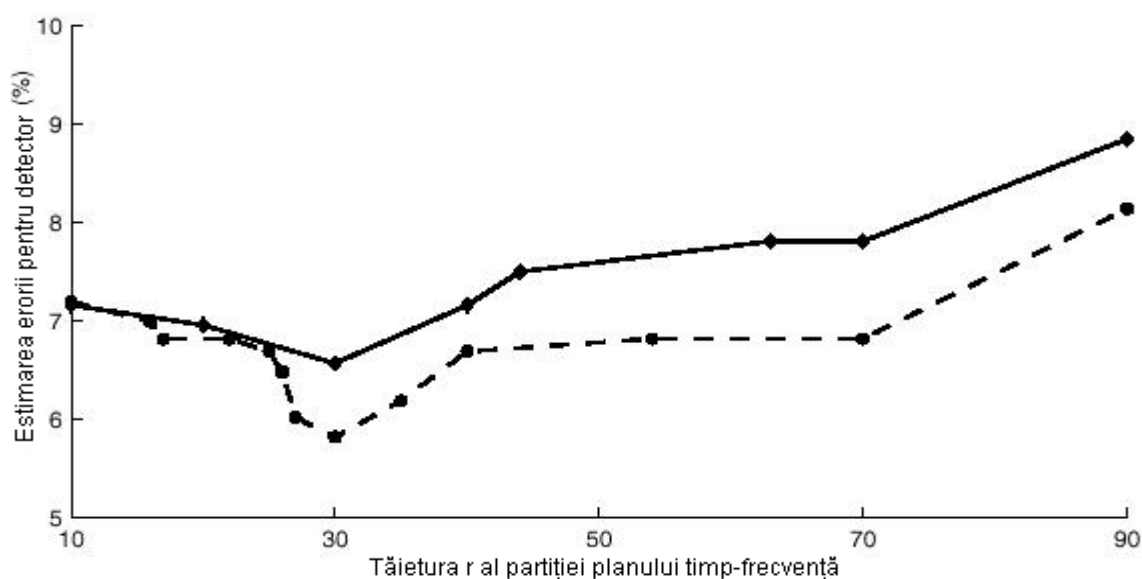


Figura 17 Estimarea erorii de generalizare pentru planul timp-frecvență. Detectarea în domeniul timp-frecvență (linia continuă) și detectarea operațiilor în domeniul timp (linia punctată).

Curbele COR rezultă din cele 250 de teste descrise anterior, reprezentate în figura 19, și reprezintă pierderile de performanță datorate utilizării statisticilor de detecție lineare sau cvadractice în rezolvarea acestei probleme.

În etapa a doua, performanțele detectorului au fost comparate cu alte soluții existente în literatura de specialitate. Această comparație este prezentată în tabelul 1. Cele mai bune rezultate sunt prezentate în [Ban92]: o rețea de neuroni a permis să se obțină 90 % de detecții bune pentru 8.1

% de alarme false comparate cu 4 % alarme false care s-au obținut pentru același nivel de sensibilitate.

Comparând aceste rezultate, care depind de structura bazei de date, se poate afirma că soluția adoptată se numără printre metodele performante.

	Analiza	Detecție bună (%)	Eroarea (%)
Da Rosa și col. [Dar91]	Modelare	89	49
Destine și col. [Des94]	Rețea de neuroni	64 și 76	pentru 4 și 12
Bankamn și col. [Ban92]	Rețea de neuroni	90 și 95	pentru 8.1 și 14.1
Prezentul studiu [Dum03]	Structură impusă	90 și 95	pentru 6 și 9.5

Tabelul 1. Compararea metodelor utilizate pentru detecția automată de complexe k.

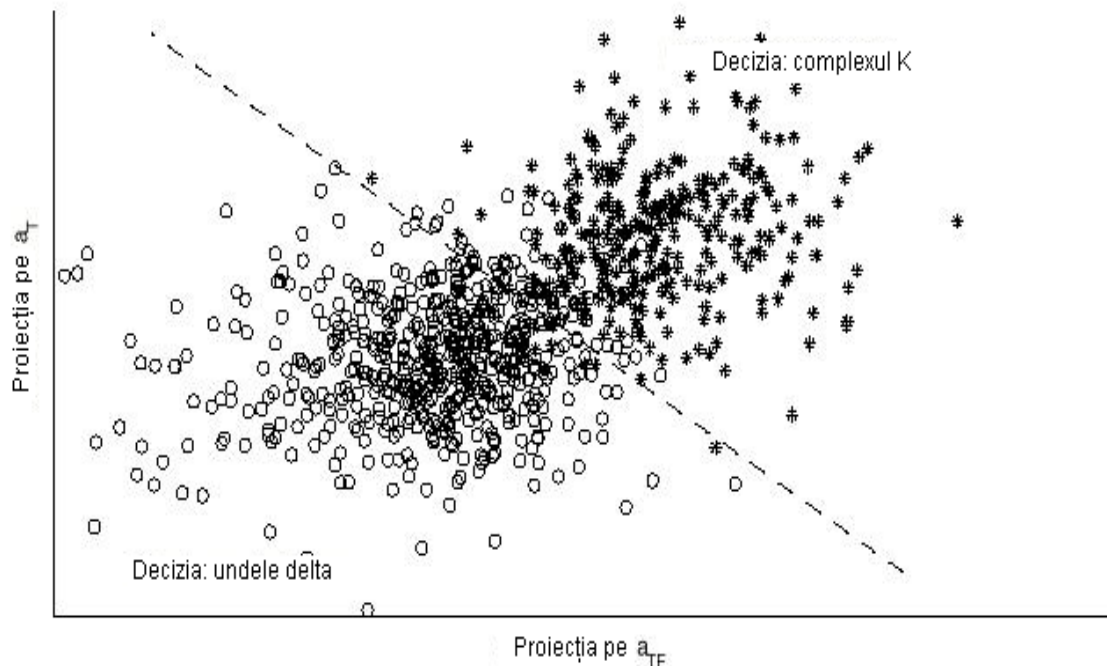


Figura 18. Proiecția obținută pe planul definit de vectorii a_T și a_{TF} . Complexul k și unda delta sunt reprezentate prin (*) și (o).

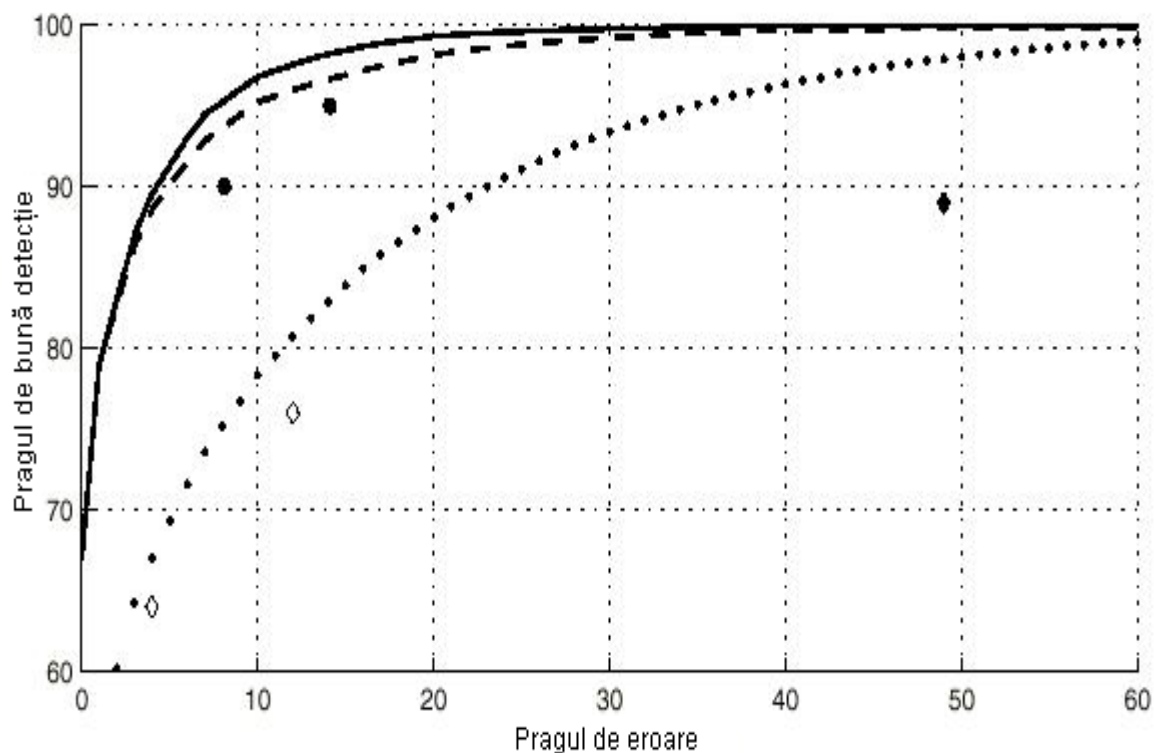


Figura 19. Detectorul de complexe k. Curbele COR obținute pentru detectorul care operează în planul timp (curba punctată), planul timp-frecvență (curba discontinuă), pe cele reuniunea celor două planuri (curba continuă). Performanțele detectorilor Da Rosa (◆), Destine (◇) și Bankman (●).

Concluzie

Obiectivul acestui livrabil este de a valida, pe o problemă reală, cu grad de dificultate, anumite principii prezentate în acest studiu. *Din studiul prezentat în această lucrare, referitor la detecția automată de complexe k, din electroencefalograma somnului, rezultă că soluția propusă se numără printre soluțiile performante raportate în literatura de specialitate, până în prezent.*

Mai mult, acest rezultat poate face obiectul unor îmbunătățiri semnificative, combinând informațiile de la mai multe surse de semnal, provenite de la înregistrările multicanal ale unei electroencefalogramme. În cadrul acestei lucrări procesorul de semnal TMS320C6211 a fost folosit numai pentru achiziția semnalelor EEG în timp real și filtrarea acestora, analiza automată realizându-se software (aplicație instalată pe un calculator – laptop de dezvoltare).

În sfârșit, unul dintre avantajele metodologiei prezentate, rezultă din faptul că aceasta se poate adaptat la orice altă problemă de detecție a fenomenelor tranzitorii - de exemplu recunoașterea vorbirii și a vorbitorului.

Evaluarea corelației dintre undele cerebrale și evaluarea rezistenței la oboseală asupra operatorilor din Infrastructura Critică din Transporturi

Studiu de caz

Numărul tot mai mare de accidente din domeniul transporturilor (feroviar, rutier), înregistrate în ultimii ani, au devenit o preocupare serioasă pentru societate. Accidentele cauzate de conducerea în stare de oboseală, somnolență, factori perturbatori (de stres), au o rată ridicată de mortalitate datorate scăderii abilităților de percepție, de recunoaștere și de control necesare conductorilor din domeniul feroviar și rutier. Prevenirea accidentelor cauzate de starea de somnolență / oboseală este o preocupare majoră a inginerilor din transporturi, dar necesită utilizarea unor algoritmi performanți pentru detectarea în mod continuu, estimarea și predicția nivelului de atenție / concentrare al conductorilor auto și feroviari.

În cadrul proiectului am dezvoltat cercetări pentru estimarea stării de oboseală și somnolență bazat pe analiza densității spectrului de putere (PSD) al electroencefalogramelor (EEG), realizând un sistem automat de detecție. Pentru colectarea datelor EEG se utilizează un sistem senzorial, de tip cască (contact fizic) sau capacitiv (fără contact fizic – experimental).

Rezultatele noastre au demonstrat că este posibil să se estimeze cu precizie cantitativ performanța de conducere, într-un simulator 3D de conducere, utilizând analiza EEG propusă.

În ultimii ani, eforturile ingineresti s-au concentrat pentru elaborarea unor metode de monitorizare a ritmului cardiac / a celui respirator sau EEG, fără a implica un contact fizic cu pacienții (subiecții), prin intermediul unor senzori.

Avantajele pe care le prezintă un astfel de sistem sunt evidente în situații în care subiectul investigat este victima unui incendiu (prezentând arsuri severe pe suprafața corpului), a unei avalanșe sau a unui cutremur, a unui accident, pentru testarea personalului care lucrează în Transporturi și Infrastructuri Critice, sau dacă măsurătoarea vizează aplicații militare – descoperirea inamicilor ascunși după ziduri sau evaluarea stării combatanților pe câmpul de luptă.

O problemă importantă în analiza semnalelor biomedicale se bazează pe identificarea informației de interes: pentru semnalele biologice de tip EKG, informația utilă este identificată în formă, amplitudinea semnalului (PQRST), spectru și ritmicitate, iar pentru semnalele EEG informația utilă

este obtinuta din spectrul de frecventa, care dupa prelucrarea se poate analiza cu algoritmi de tip machine learning.

Rezultatele Proiectului

Corelația dintre undele cerebrale și apariția stării de oboseală și somnolență

Achiziția semnalelor EEG pentru conducătorii vehiculelor de transport se poate realiza utilizând un sistem cu contact, de tip casca (ex. Kit EMOTIV, echipament medical EEG), sau un sistem non-contact de tip capacitiv. Senzorul capacitiv se instalează în spatarul scaunului conducătorului (tetiera), realizând astfel monitorizarea semnalele EEG din zona occipitală.

Schema de principiu pentru un senzor non-contact este prezentată în figura 20.

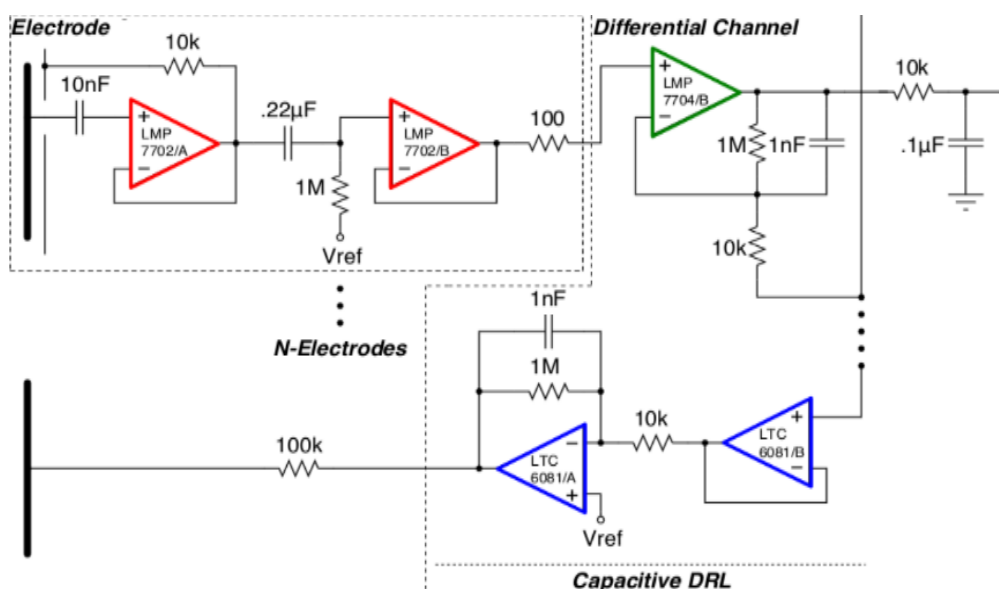


Figura 20. Schema electrica a senzorului non-contact, compusa din urmatoarele etaje: amplificator de curent (rosu), amplificator cu rejectia zgomotului de CM (verde) si amplificator cu castig mare de tip capcitiv DRL (Driven Right Leg) (albastru).

Semnalele EEG pe care acest sistem le poate monitoriza și identifica sunt următoarele:

Alfa: studiile au evidentiat că la o persoană trează, prezența undelor alfa indică o relaxare a acesteia. Undele alfa sunt cuprinse în intervalul de la 8 Hz la 12 Hz, au o formă aproape sinusoidală și un nivel între 5 și 150 microvolti [μV] (tipic între 20 și 50 [μV]).

Beta: Când o persoană gândește sau răspunde la o stimulare externă, undele alfa sunt înlocuite de undele beta. Acestea sunt cuprinse în intervalul de la 14 Hz la 25 Hz și au o amplitudine mai scăzută.

Theta: Undele theta cuprinse în intervalul de la 4 Hz la 8 Hz apar în mod normal în timpul somnului, dar sunt asociate cu stările de visare, creativitate și posibilități extinse de învățare.

Delta: Undele delta sunt cuprinse în intervalul de la 0,5 Hz la 4 Hz și apar în timpul somnului profund.

Undele tranzitorii complex k și fusuri de somn: care sunt generate odată cu instalarea boselii și a somnolenței.

În figura 21 sunt evidențiate semnalele de tip EEG, achiziționate din zona occipitală, reprezentate în domeniul timp (galben) și frecvență (verde), pentru stările de relaxare și de atenție (concentrare).

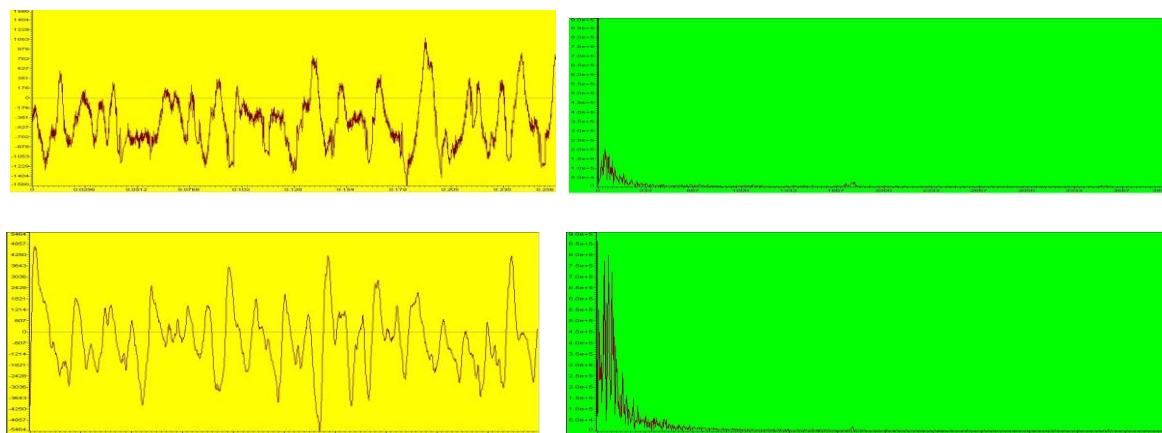


Figura 21. Reprezentarea semnalelor EEG în domeniul timp (galben) și domeniul frecvență (verde), pentru starea de relaxare (sus) și starea de concentrare (jos).

Conform cercetărilor în domeniu și al studiilor noastre, am constatat că undele alfa și beta sunt asociate mișcărilor ochilor închisi / deschiși, iar această variație a undelor alfa și beta poate evidenția instalarea stării de oboseală și scăderea capacității de atenție / concentrare la conducătorii de sisteme de transporturi.

Monitorizând aceste semnale EEG în diferite puncte de achiziție Fz, Cz, Pz și Oz (conform standardului internațional) și realizând analiza PSD utilizând metoda Welch, obținem distribuția spectrului de putere pentru undele cerebrale de tip alfa, beta, theta și delta în fiecare punct. Realizând corelația spectrelor de putere obținute pentru punctele specificate, putem determina cu precizie cantitativ performanțele de atenție / concentrare ale conductorilor și determinarea / predicția apariției stărilor de oboseală și somnolență. În figura 22 este prezentată simularea reprezentării PSD Welch.

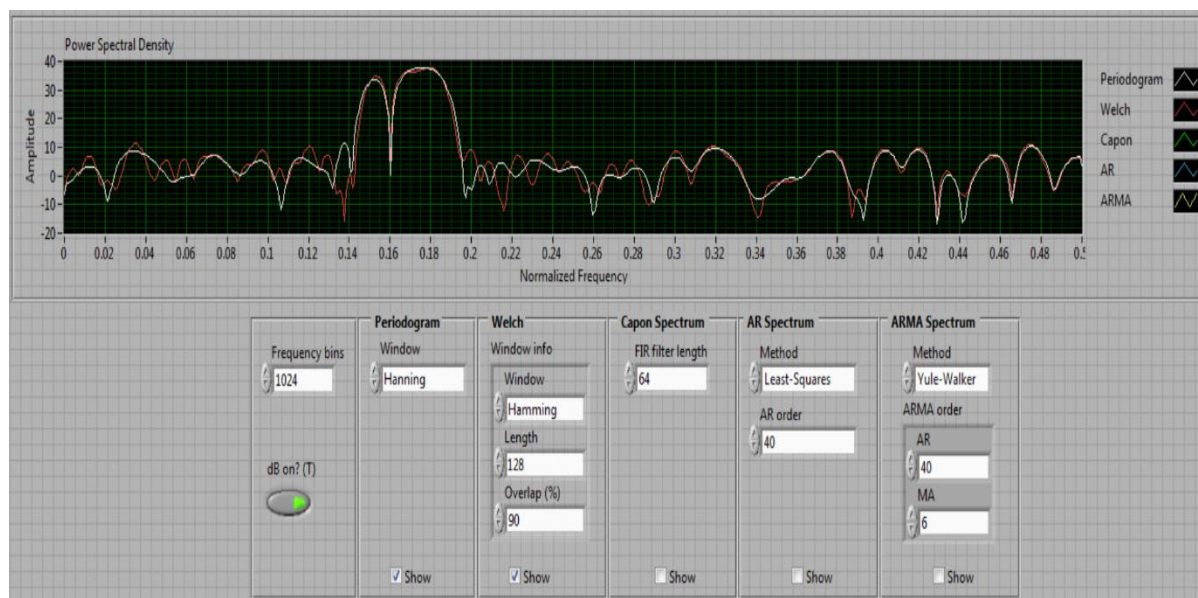


Figura 22. Simularea PSD Welch.

Rezultatele experimentale

Analiza EEG

Pentru estimarea / predicția apariției stării de oboseală / somnolență la conducătorii din domeniul transporturilor, au fost realizate înregistrări EEG în punctele Fz, Cz, Pz și Oz. Utilizând metoda PSD Welch au fost determinate spectrele de putere pentru undele cerebrale de tip alfa, beta, theta și delta.

În figurile 23 și 24 sunt prezentate spectrele undelor cerebrale alfa, beta, theta, delta, achizitionate în punctul Fz, pentru starea de atenție și momentul de apariție a somnolenței.

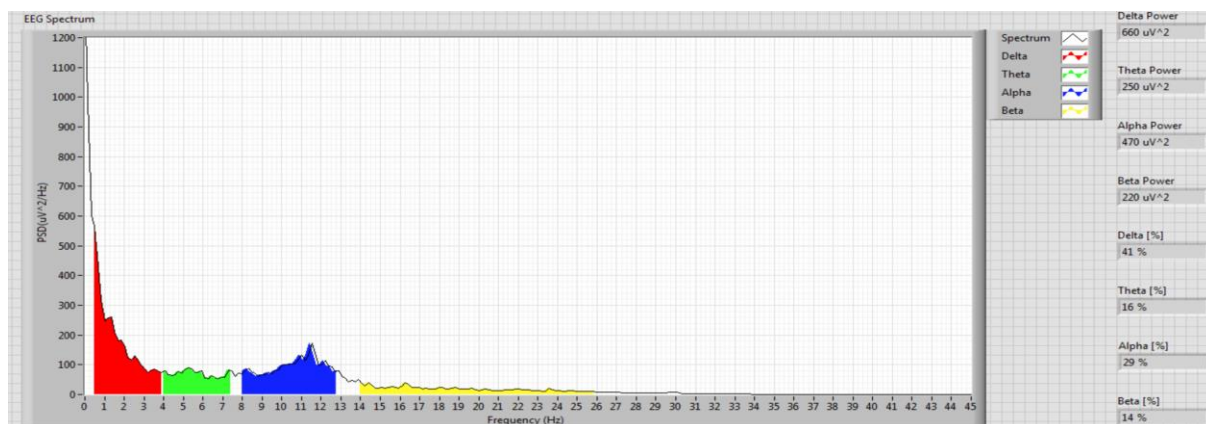


Figura 23. Spectrul de putere pentru undele cerebrale alfa, beta, theta și delta, achiziționate în punctul Fz, în starea de atenție / concentrare (ochi deschiși).

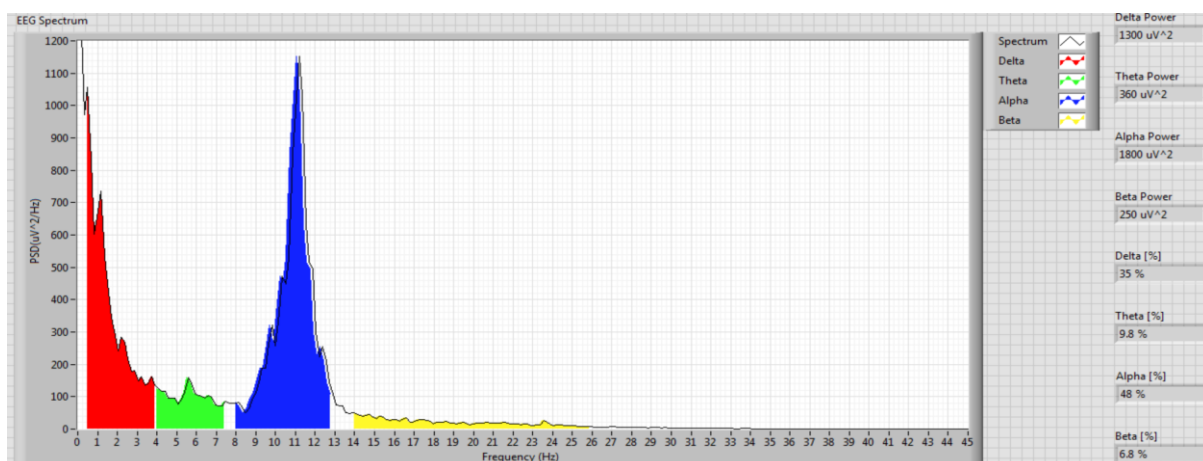


Figura 24. Spectrul de putere pentru undele cerebrale alfa, beta, theta și delta, achiziționate în punctul Fz, în starea instalare a somnolenței / oboseală (ochi închiși).

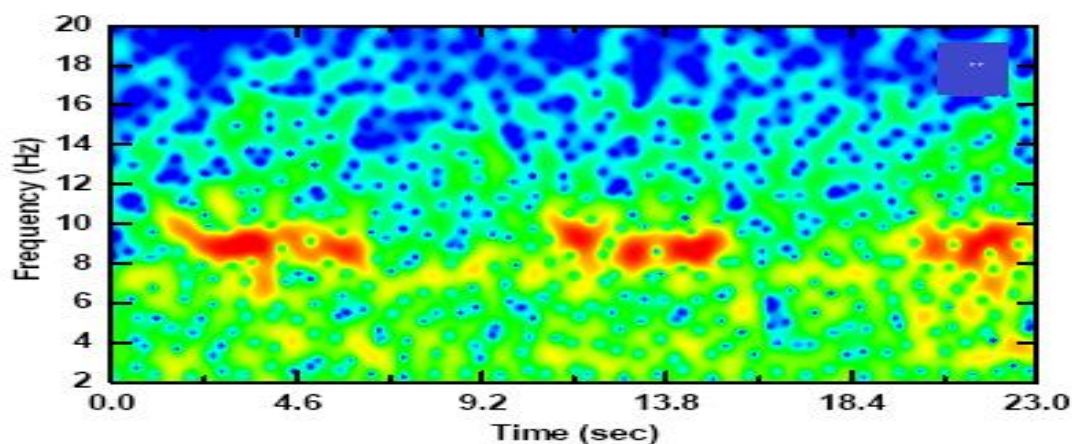


Figura 25. Spectrograma undelor alfa si beta reprezentand alternarea ochilor inchisi / deschiși.

Din compararea spectrelor reprezentate în figurile 23, 24 și 25, observăm că amplitudinea undelor alfa și theta sunt mai mari (cresc) în momentul instalării stării de relaxare și somnolență. În urma studiilor și cercetărilor în domeniul EEG, creșterea amplitudinii undelor alfa și theta sunt asociate instalării stărilor de relaxare și de apariție a somnolenței. Odată cu apariția somnolenței se generează și unde tranzitorii de tip fusuri de somn și complex k (prezentare realizată în WP 2 și 3).

Sinteza concluziilor

Definirea unei metodologii pentru sinteza detectoarelor cu structură impusă, cu aplicații în detecție, prin reprezentarea timp-frecvență, a motivat scrierea acestui studiu. De asemenea, înainte de a trage vreo concluzie, ne vom reaminti principalele rezultate, dintre care vom evidenția câteva perspective de cercetare.

Inițial, am prezentat noțiunea de reprezentare timp-frecvență, insistând, asupra *distribuției de energie în clasa Cohen*. Am prezentat, anumite probleme practice legate de utilizarea lor, un exemplu fiind prezența termenilor de interferență, care sunt dăunători interpretării reprezentărilor.

Printre alte dificultăți care pot să apară, ne-a interesat în mod deosebit volumul mare de calcul care apare în analiza semnalelor lungi. Astfel, după ce s-a pus accentul pe *potențialul algoritmilor recursivi pentru calculul rapid al reprezentărilor timp-frecvență*, am prezentat într-o manieră omogenă și unificată proprietățile recursive directe și indirecte ale transformatei Fourier pe termen scurt și ale anumitor elemente din clasa Cohen.

Reamintim că acest studiu constă în selecționarea celui mai bun test de detectare a unui ansamblu $\mathcal{D}$ dat, în sensul unui criteriu c definit. Metoda abordată a permis prezentarea unui răspuns la această problemă, conducând la *determinarea analitică a celui mai bun criteriu, pentru care detectorul obținut are o probabilitate de eroare minimă. În final, planul timp-frecvență, care constituie un spațiu optim pentru analiza configurației unor detectoare, a permis verificarea metodei adoptate.*

În scopul limitării efectelor dăunătoare ale “slabei definiri a dimensiunii”, am căutat o adaptare între varietatea mare a clasei detectorilor $\mathcal{D}$, definiți prin dimensiunea VC, și numărul de date disponibile pentru elaborarea unui test de detecție. În acest scop, am propus trei metode de analiză, ale căror moduri de operare depind de controlul dimensiunii spațiului $\mathcal{X}$ corespunzător observării.

*Este realizată o prezentare originală a potențialului clasei Cohen în rezolvarea anumitor probleme de detecție cu structură impusă, care oferă reprezentării un rol decisiv în procesul decizional. Acest concept, fiind deosebit, ne gândim că ar putea fi interesant să se urmărească cercetările în acest domeniu, și în special efectele funcției de parametrizare Φ a unei reprezentări date, pentru realizarea dimensiunii spațiului X . Cercetările teoretice pot conduce, la o legătură între analiza timp-frecvență și principiul SRM (*Structural Risk Minimization*), fără a mai recurge la alte metode externe, în afara celor prezentate în cadrul proiectului.*

Totuși, am demonstrat, împotriva așteptărilor, că dimensiunea spațiului generat de reprezentarea Wigner-Ville este inferioară numărului de componente $Wx[n, m]$ care îl constituie, indiferent dacă semnalul analizat este real, complex sau analitic. Ca titlu informativ, această proprietate a fost pusă în aplicare pentru a reconstrui reprezentărilor Wigner-Ville, plecând de la o cunoaștere parțială, dar nu aleatoare, a acesteia.

Această proprietate ar putea fi utilizată și pentru scoaterea semnalelor din zgomot.

În final, metodologia prezentată în acest proiect a fost validată pentru o aplicație, cu un anumit grad de dificultate, și anume, detectarea complexului k și fusuri de somn din electroencefalograma somnului.

Rezultă din această rezultate că soluția propusă se numără printre soluțiile performante descrise în literatură de specialitate.