

Sinteza grantului cu titlul

Complex Bioinstrumental de Evaluare a Stării Biopsihice a Persoanelor Care Desfășoară Activități Supuse la Stres

contractul 33479/2002, tema 104
etapa 2002, 2 faze, cu titlurile

1. Realizare sistem virtual și eliminare artefacte
2. Extragere parametri semnal

Această temă de cercetare, **rezolvată**, realizează, printr-o abordare interdisciplinară, două dispozitive de intrare a unui **complex bioinstrumental noncontact de determinarea stării de oboseală** a persoanelor care desfășoară activități supuse la stres. Aceste două dispozitive complexe au fiecare înglobate în ele înafara funcției de bază pe care trebuie să o îndeplinească, de achiziționare a semnal de tremur, mișcare și respirator, fără contact, module pentru înlăturarea artefactelor care perturbă în mod obișnuit orice tip de achiziție. Mai mult pentru pregătirea etapelor următoare s-a extras din semnalul de tremur acei parametri care vor fi utilizați în etapa de clasificare. Plecându-se de la spațiul de semnale, după extragerea caracteristicilor vom obține spațiul trăsăturilor unde un clasificator va determina existența sau nu a stării de oboseală a utilizatorului sistemului. Această temă de cercetare se află la intersecția mai multor domenii precum: realitatea virtuală, sistemele inteligente, algoritmi neconvenționali de calcul și prelucrare de semnale, tehnici de programare etc.

Cercetarea și-a propus să rezolve și a **rezolvat** următoarele obiective:

- creșterea sensibilității senzorului noncontact utilizat de ambele sisteme;
- eliminare artefacte de mișcare din semnalul respirator;
- perfecționare Joystick-ului virtual pentru obținerea unui semnal de tremur care să poată fi folosit pentru a discerne starea utilizatorului sistemului;
- extragere parametri din semnalul de tremur.

Această sinteză reprezintă un raport despre implementarea a două dispozitive de intrare noncontact cât și o parte din sistemul de clasificare (extragerea parametrilor), și **prezintă rezultatele obținute** cu aceste sisteme. Sunt prezentate soluțiile de realizare hard, soft (atât în Visual C++ și în C pentru DSP-uri), algoritmi selectați în versiunea finală cât și justificarea acestei alegeri printr-o comparație între soluțiile inițial candidate.

Senzorul

Modul de funcționare. Deoarece același senzor este folosit pentru ambele sisteme o scurtă prezentare a modului de lucru al acestuia se impune.

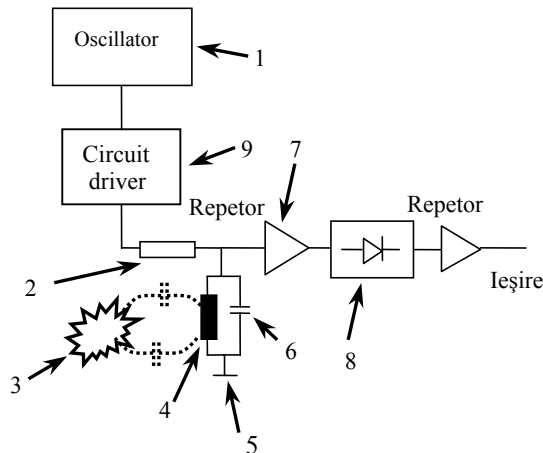


Figura 1. Schema bloc de principiu pentru interfațarea senzorului

Senzorul este de tip rezonant [1], circuit LC (format din componentele 4 și 6, **figura 1**), este o spiră planară construită de o așa natură încât să maximizeze capacitatea și inductanța sa parazite. Aceste elemente parazite sunt sensibile la existența obiectelor din imediata proximitate fie că acestea sunt conductive, neconductive, magnetice sau nemagnetice. În acest mod impedanța senzorului este dependentă de obiectele din vecinătate. Pentru sesizarea modificărilor impedanței senzorul (5) este conectat într-o rețea divizoare, împreună cu un rezistor (2) iar ansamblul este excitat cu un semnal de înaltă frecvență (pentru senzorul respirator 16 MHz, iar în cazul Joystick-ului este compus dintr-un ansamblu de trei astfel de senzori, doi dintre ei cu dimensiuni identice, avem 18 MHz și 33 MHz). În momentul modificării impedanței senzorului rezonant, datorată schimbării configurației spațiale ale

obiectelor, a mișcării acestora în imediata proximitate a sensorului, tensiunea furnizată în punctul median al divizorului rezistiv își modifică valoarea. Repetorul (7) are rolul de a minimiza încărcarea sensorului prin impedanța sa ridicată a intrării cât și prin capacitatea scăzută a acesteia. Detectorul de anvelopă (8) extrage valoarea medie a tensiunii rezultate care este ulterior procesată în mod specific funcție de tipul dispozitivului care utilizează sensorul.

Creșterea sensibilității sensorului. Factorul de calitate Q al circuitului rezonant, cu frecvența de rezonanță F_R , este componenta cu influență esențială asupra sensibilității sensorului. În **figura 2** se prezintă efectul factorului de calitate Q al sensorului rezonant asupra variației impedanței. La frecvența de rezonanță F_R , identică în starea inițială cu frecvența F de excitație a sensorului, circuitul cu factorul de calitate, Q , cel mai ridicat (curba 1) are impedanța Z_{RH} iar

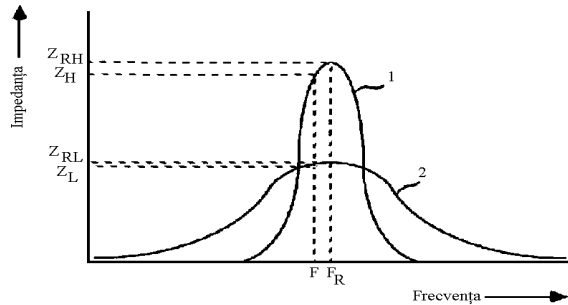


Figura 2. Influența factorului de calitate asupra sensibilității sensorului.

cel de al doilea sensor are impedanța Z_{RL} . La apropierea unui obiect de sensor frecvența de rezonanță a acestuia se modifică datorită modificării capacității sau inductanței sensorului. În această situație frecvența de excitație a senzorilor F determină pentru senzorul cu factorul de calitate mai ridicat impedanța Z_H în timp ce senzorul cu pierderi mai mari va avea numai impedanța Z_L . Rezultatele diferențelor între grupurile de impedanțe Z_{RH} , Z_H și Z_{RL} , Z_L sunt net în avantajul sensorului cu factor de calitate ridicat obținându-se în mod respectiv și o variație superioară a tensiunii dată de divizorul rezistiv. În concluzie încărcarea dată de repetorul (7) (**figura 1**), modul de realizare fizică a sistemului (cablaj, conexiuni, etc.) influențează factorul de calitate și deci sensibilitatea sensorului.

Anterior repetorul (7) a fost un simplu etaj de tip colector comun. Chiar în situația în care se folosea un tranzistor cu factor de amplificare mare, rezistoarele care polarizau etajul scădeau impedanța de intrare a repetorului determinând simultan și scăderea factorului de calitate al sensorului. Ulterior s-a folosit configurația prezentată în **figura 3**. În acest mod, în

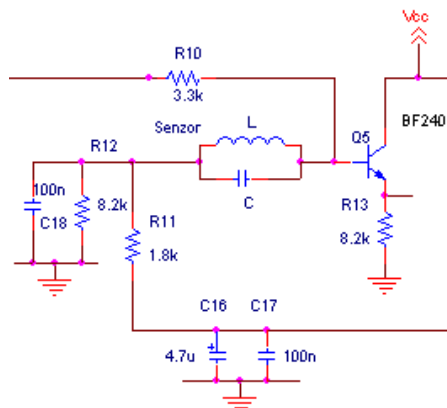


Figura 3. Schema repetorului și a senzorului

semnalul senzorului (modelat prin inductanța L și capacitatea C) este conectat direct în baza tranzistorului Q_5 . Rezistența cu care este "încărcat" senzorul de repetor:

$$r_{\pi Q5} + (\beta_{Q5} + 1) R_{echiv C}$$

nu mai este în paralel cu rezistoarele de polarizare a etajului (R_{11} și R_{12}). Chiar și în această situație în care se pot atinge impedanțe în jur de $1 \text{ M}\Omega$, se observă o creștere a sensibilității față de cazul repetorului pe emitor în configurația standard dar nu îndeajuns de mult. Aceasta se datorează parte și rezistenței de intrare a montajului, nu foarte mare, dar și încărcării capacitive a senzorului dată de capacitatea bază emitor a tranzistorului Q_5 în paralel cu capacitatea bază colector al aceluiași tranzistor. În pasul următor s-a încercat folosirea unui amplificator operațional în

locul repetorului pe emitor, dar datorită frecvențelor mai de lucru, care ajung până la 33 MHz , puține amplificatoare operaționale pot lucra în acest montaj. Soluția adoptată are la bază amplificatorul operațional LT 1229 cu reacție pe curent care are o lățime de bandă de 100 MHz . Intrarea, conform foii de catalog [3], poate fi modelată cu un rezistor de $25 \text{ M}\Omega$ în paralel cu o capacitate de 3 pF . Încărcarea capacitivă redusă este de dorit deoarece în caz contrar nu numai se încarcă senzorul dar se micșorează semnificativ și sensibilitatea senzorului la obiecte dielectrice.

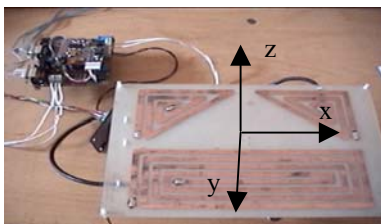


Figura 4. Prezentare sistem [5]

Joystick-ul virtual

Prezentarea sistemului. Față de prima realizare a sistemului [3], anterioară grantului, noul sistem se prezintă în două versiuni funcționale (prima capabilă să urmărească mișcarea mâinii în plan [4] în timp ce în cea de a doua versiune poate urmări un obiect în spațiul de intrare 3D [5]). În plus față de sistemul prezentat în [3] este posibilă achiziționarea simultană cu semnalul de mișcare și a semnalului de tremur.

Joystick-ul virtual este un ansamblu de trei senzori inductivi comandați de tot atâtea circuite interfațate cu un calculator personal prin intermediul unui DSP

de tipul TMS320F240, **figura 4**. În momentul în care mâna sau alt obiect este deasupra unuia dintre senzori semnalul generat de către sistemul corespondent va fi de amplitudine mare proporțional cu distanța dintre mână/obiect și senzor. Pentru a sesiza deplasarea mâinii în plan, de exemplu o mișcare stânga-dreapta, informația furnizată de un cuplu de doi astfel de senzori este utilizată pentru a evidenția această deplasare. Deoarece grupul de senzori este implicat în determinarea de distanțe în spațiul de intrare 3D cât și în achiziționarea semnalului de tremur suntem obligați să lucrăm în partea liniară a caracteristicii senzorului. Semnalul de mișcare achiziționat este transmis prin portul de Joystick către unitatea centrală în timp ce semnalul de tremur este transmis serial.

Sistemul de control al Joystic-ului și de achiziționare a semnalului de tremur. “Inima” întregului sistem de comanda (schema este prezentată în **anexa 1** iar realizarea practică în **figura 5**) este procesorul de semnal TMS320F240 care împreună cu circuitele anexe îndeplinește următoarele funcții: furnizează semnalul de tact pentru filtrele digitale (în acest mod se poate modifica dinamic frecvența de tăiere ale acestora furnizând o informație mai bogată sau mai săracă spectral convertoarelor), achiziționarea simultană (dar la frecvențe de eșantionare diferite) a semnalelor de tremur respectiv mișcare, extragerea informației de mișcare și poziție a obiectelor în spațiul 3D de intrare, comandă trei potențiometre digitale care furnizează calculatorului personal poziția mâinii în spațiul de intrare și transmite serial semnalul de tremur al mâinii achiziționat.

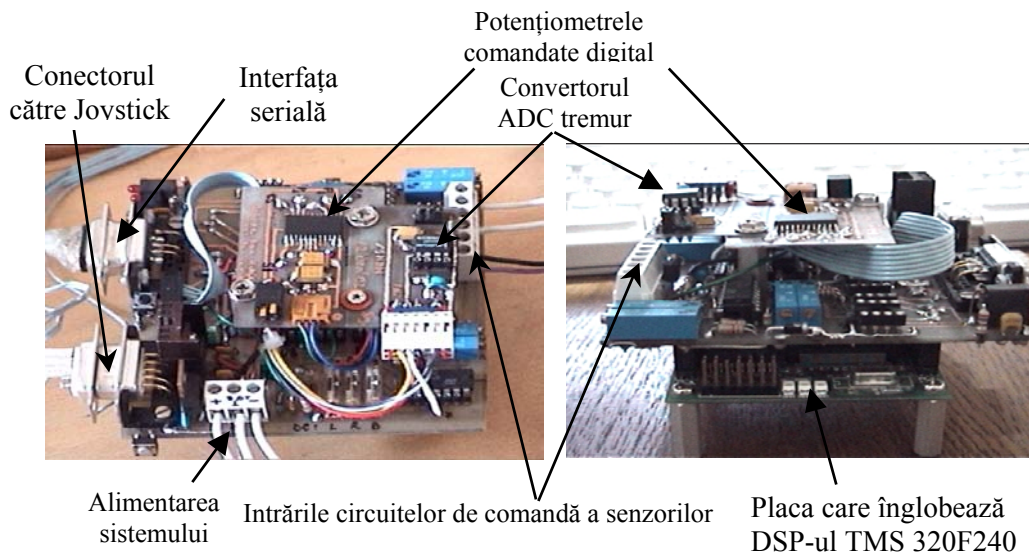


Figura 5. Circuitul de control al Joystic-ului virtual

Achiziționarea semnalului de tremur se realizează cu un convertor extern conecta la DSP pe portul SPI. În sistemul care urmărea poziția mâinii în plan [4] achiziționarea semnalului de tremur se realiza cu ajutorul unuia dintre convertoarele interne DSP-ului dar datorită faptului că acest convertor este pe 10 biți informația neliniară, haotică existentă în semnalul de tremur era distrusă de zgomotul de cuantizare. Încercări de a rezolva această problemă prin amplificarea semnalului nu au funcționat deoarece se obținea automat și o reducere a domeniului din spațiu în care se putea achiziționa simultan semnalul de tremur cu cel de mișcare. Din acest motiv a fost necesar conectarea unui convertor extern pe 12 biți.

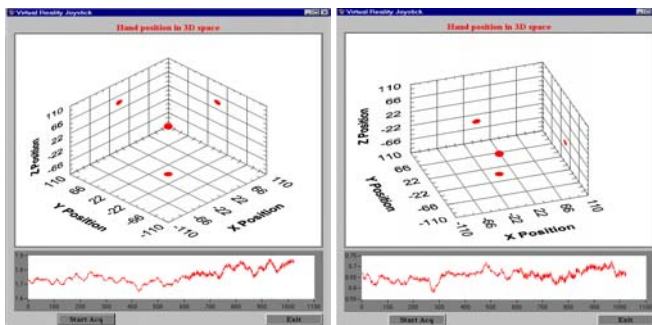


Figura 6. Prezentarea interfeței grafice a sistemului

Softul care afișează poziția mâinii în spațiul de intrare tridimensional, preia și afișează semnalul de tremur achiziționat (**figura 6**) este scris în Visual C++. Interogarea portului se realizează prin setul de funcții pus la dispoziție de Microsoft™ prin SDK iar în partea grafică ne folosim de setul de controale aparținând bibliotecii Measurement Studio ComponentWorks++™. Posibilitatea schimbării punctului din care se face observarea spațiului virtual sau salvarea semnalului de tremur sunt facilități oferite de program. Datorită sensibilității crescute a senzorului spațiul de intrare în

care se poate urmări prezența mâinii este de 40 x 48 x 20 cm.

În partea inferioară a ferestrei de lucru este afișat un semnal de tremur. Deoarece timpul de transfer între DSP și calculatorul personal este mare, aproape 7.15 secunde, iar în tot acest timp interfața grafică este înghețată am fost obligați să găsim metode alternative de transfer. Problema a fost rezolvată prin crearea unui fir de execuție independent în program, numai pentru transferul serial. În acest mod putem urmări poziția mâinii în spațiul de intrare tridimensional și recepționa datele serial concurrent și fără să facem nici un compromis.

În concluzie putem spune că am obținut un semnal de tremur “curat” fără a face nici o concesie calității acestuia sau procesului de urmărire a mâinii în spațiul de intrare datorită următoarelor măsuri luate și a particularităților sistemului:

- banda de lucru a senzorilor este corespunzătoare achiziționării semnalului de tremur datorită în principal frecvenței înalte la care lucrează;
- senzorului lucrează pe porțiunea liniară a caracteristicii, în acest mod se comportă ca un sistem liniar;
- folosirea tehnicilor de procesare adecvate pe calea semnalului de tremur (de exemplu filtrul antialias este de tipul Bessel, cu răspuns liniar de fază);
- utilizarea unui convertor pe 12 biți;
- transferul datelor între DSP și calculatorul personal este realizat pe un fir separat de execuție.

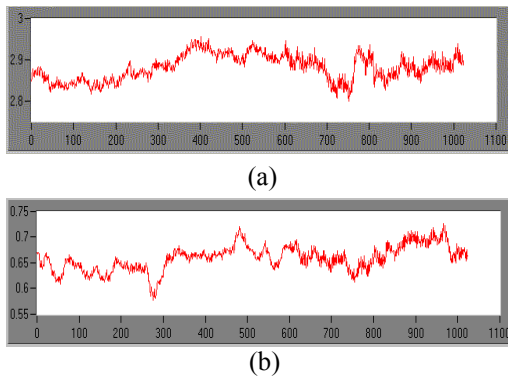


Figura 7. Semnale de tremur achiziționate

mâna nemișcată, aproximativ 8.5 secunde, este normal ca semnalul de tremur sa-și modifice caracteristicile de-a lungul

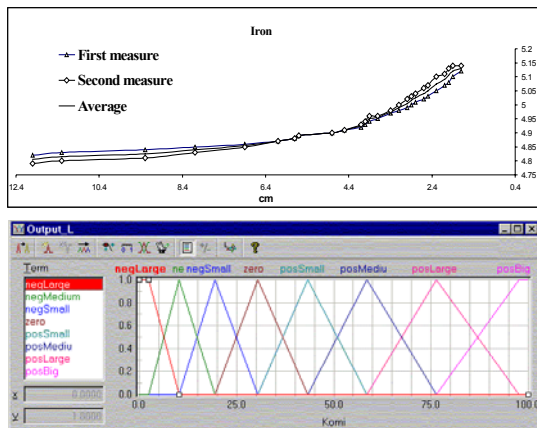


Figura 8. Caracteristica senzorului și forma funcțiilor de ieșire utilizate în corectarea ei.

spațiul de intrare tridimensional a poziției acesteia. Datorită caracteristicii neliniare a senzorului la distanțe foarte mici între obiect/mană și planul senzorilor se obțin estimări cu erori ale poziției. Modul foarte simplu de modelare a calculului distanțelor pe axa y (vezi figura 4) a determinat apariția altor erori de determinare a poziției mâinii.

Caracteristica distanță/tensiune de ieșire a unui element senzitiv inductiv este prezentată în figura 8. Se observă că pentru obiecte situate la distanțe foarte mici caracteristica începe să devină neliniară. Corecția caracteristicii a fost realizată cu un sistem fuzzy cu o intrare și o ieșire. Dacă valorile lingvistice de intrare sunt uniform distribuite, cele de

Rezultate practice. Două din rezultatele achiziționării semnalului de tremur cu ajutorul Joystic-ului virtual sunt prezentate în figura 7. Pentru obținerea acestor rezultate utilizatorul sistemului a fost rugat să stea pe un scaun, cu palma într-o poziție fixă deasupra sistemului de senzori, paralelă cu această suprafață. Brațul făcea un unghi de 30° cu planul orizontal.

În prima înregistrare, mâna se afla la 15 cm față de suprafața senzorului în timp ce în cea de a doua distanța era de 6 cm. Aceste date pot fi extrase și din valoarea medie a celor două semnale.

În aceeași figură se observă că în cea de a doua parte a înregistrării semnalul de tremur devine mai “zgomotos”, similar se poate observa și în figura 6. Acest lucru se întâmplă deoarece în ultima parte a înregistrărilor starea de oboseală se instalează. Deoarece pe toată durata înregistrărilor utilizatorul a fost rugat să-și mențină această perioadă.

Parametrii semnalului de tremur. Programul extrage din semnalul de tremur achiziționat următorii parametri: frecvența de baza – definită ca frecvența componentei spectrale de amplitudine maximă, raportul dintre energia spectrului de înaltă frecvență și cel de joasă frecvență (se alege limita de 6 Hz între cele două spectre; aceasta frecvență este considerată a fi la mijlocul dintre “tremurul de joasă frecvență” și “tremurul de înaltă frecvență”), perioada minimă și cea maximă, varianța acesteia, valoarea de vârf a amplitudinii, varianța valorii de vârf, valoarea medie, indicele de periodicitate (raportul dintre puterea conținută de componenta spectrală cu amplitudinea cea mai mare și puterea totală a semnalului).

Îmbunătățirea performanțelor sistemului. Din testele practice [6] efectuate mai multe deficiențe ale sistemului au ieșit în evidență. În primul rând s-a observat că există o influență dată de variabilitatea dimensiunilor mâinii asupra identificării exacte în

ieșire sunt grupate asimetric spre stânga intervalului unde se află reprezentate în cazul nostru valorile mici ale distanței. Din teste practice s-a constatat că un număr de opt valori lingvistice sunt îndeajuns pentru liniarizarea caracteristicii. Mai mult acest sistem fuzzy este utilizat și pentru filtrarea zgomotului introdus de portul de achiziție al plăcii de sunet (cel care îmi ia valoarea potențioanelor). Pentru atingerea acestui obiectiv funcțiile de apartenență ale intrării sistemului fuzzy sunt de tip trapezoidal.

Modalitate de calcul în interiorul DSP a poziției pe axa Y (conform **figurii 4**) a mâinii în spațiul de intrare utilizată în [4] și [5] nu dădea rezultatele dorite. Din acest motiv s-a luat hotărârea calculării acestei poziții în programul care rulează pe calculatorul personal. În acest mod DSP-ul furnizează prin cele trei potențioetre pe care le comandă, portului de Joystick valorile brute ale poziției mâinii, achiziționate direct de la senzori. Sistemul fuzzy implementat cu ajutorul mediului de dezvoltare FuzzyTECH™ este prezentat în **anexa 2**, tot în aceeași anexă se prezintă și o suprafață a sistemului fuzzy generată de același program considerând că valorile date de cei doi senzori mici (**figura 4**) de formă triunghiulară variază, iar senzorul mare întoarce o valoarea zero (mâna este foarte departe față de suprafața acestui senzor). Cu același sistem fuzzy s-a realizat și compensarea variabilității dimensiunilor mâinii, prin realizarea a trei variante de sisteme fuzzy pentru trei tipodimensiuni diferite. La începerea sesiunii de lucru utilizatorul încearcă cele trei versiuni de sisteme și îl selectează pe cel care va reproduce o deplasare cât mai fidelă a mâinii în spațiul de intrare.

Sistemul de achiziționare și prelucrare a semnalului respirator

Prezentarea sistemului. Cu ajutorul acestui sistem achiziționăm semnalul respirator a unei persoane care este așezată pe un scaun fără nici un contact fizic între senzor și aceasta. Sistemul se bazează pe sesizare mișcărilor cavității toracice

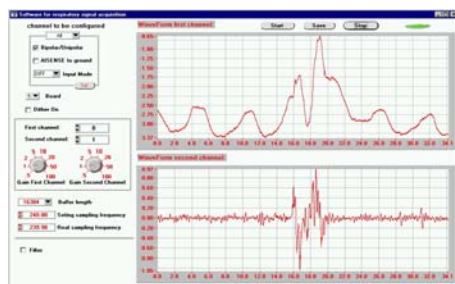
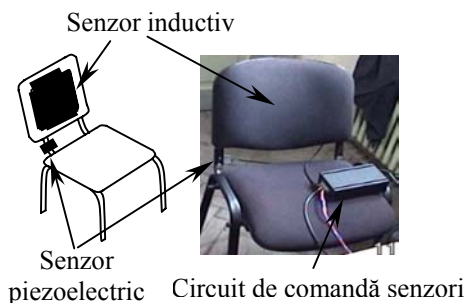


Figura 9. Sistemul și softul de achiziție

bazându-ne pe același principiu de funcționare dat de senzorul rezonant anterior prezentat. Senzorul este înglobat în spătarul unui scaun, **figura 9**. Iar semnalul generat este achiziționat cu ajutorul unei plăci de la National Instruments comandată de un soft scris în LabWindows CVI (C for Virtual Instruments). Problema esențială care apare este generată de artefactele care perturbă semnalul respirator achiziționat. Aceste sunt generate de: mișcările corpului, semnalele mioelectrice, curgerea sângelui sau mișcările inimii. Dintre aceste semnale perturbatoare, mișcările corpului au influența cea mai mare (în **figura 9** este prezentat un semnal respirator contaminat cu un artefact generat de o mișcare a mâinii drepte pe lângă corp). Pentru a înlătura aceste artefacte un senzor piezoelectric este plasat pe una dintre barele care susține spătarul scaunului. Acest senzor ne va furniza în principal numai semnal de mișcare (în **figura 9** pe panoul softului de achiziție, în partea de jos este prezentat semnalul de mișcare aferent, generat de senzorul piezoelectric, artefactului care s-a suprapus peste semnalul respirator).

Pentru eliminarea artefactelor vom prezenta două metode adaptive. La sfârșit în urma analizei performanțelor furnizate de fiecare metodă în parte o vom alege pe cea care se potrivește cel mai bine scopurilor noastre.

Necesitate utilizării metodelor adaptive este dată în principal de imposibilitatea metodelor clasice (filtrări) de a rezolva această problemă. Deoarece amplitudinea artefactului este de câteva ori mai mare decât semnalul util, artefactul se suprapune atât în domeniul timp cât și în frecvență peste semnalul util iar mecanismul de cuplare între semnalul respirator și artefact este distribuit și foarte complex tehnicile de filtrare nu pot furniza rezultatul dorit. Pentru eliminarea artefactelor de mișcare am utilizat două metode, prima bazată pe metoda nului de zgomot iar cea de a doua bazată pe o tehnică statistică de tipul Blind Source Separation.

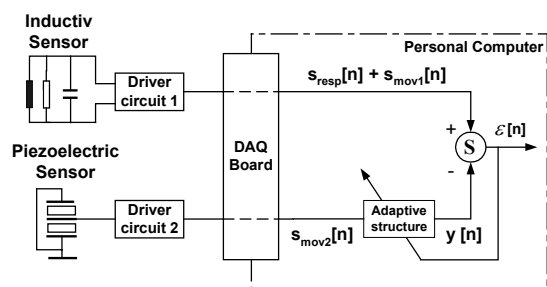


Figura 10. Nulul de zgomot

Nulul de zgomot. Schema bloc de reprezentare a acestor metode este prezentată în **figura 10**. Ecuațiile care stau la baza funcționării sistemului prezentat în figura alăturată sunt:



Figura 11. Semnalul respirator afectat de artefacte; Semnalul de mișcare; Integrala semnalului de mișcare.

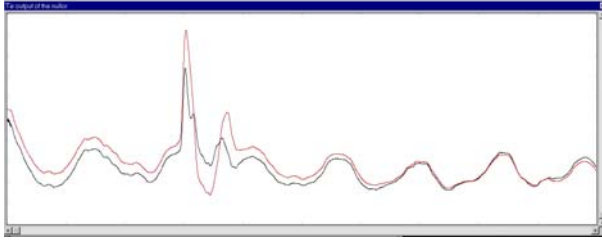


Figura 12. Semnalul respirator contaminat de artefacte de mișcare. Rezultatul înlăturării artefactului [7].

respirator. Ecuațiile scrise anterior sunt date pentru situația ideală. Semnalul de la intrarea structurii adaptive în situația reală nu este exclusiv o formă modificată a semnalului de mișcare S_{mov1} – în cazul nostru S_{mov2} . La intrarea rețelei neuronale regăsindu-se și semnal respirator. Existența celor două componente dă posibilitatea rețelei să învețe și semnalul respirator iar la ieșire vom obține un semnal care va minimiza eroarea ε , astfel este eliminat semnalul respirator. Pentru a preîntâmpina acest efect am împărțit cele două semnalele de intrare, furnizate de traductori, în segmente și am antrenat rețeaua numai pe acele porțiuni în care artefactul este prezent [8]. Observând similitudinea existentă între porțiunile din semnalul respirator afectate de artefact și integrala semnalului de mișcare dat de senzorul piezoelectric (prima și ultima formă de undă din **figura 11**) și introducând această informație în rețeaua neuronală, în urma antrenării rețelei, s-a obținut rezultatul prezentat în **figura 12**. Semnalul din **figura 12** este unul de test, diferit de cele care formau setul de antrenare deci unul pe care rețeaua nu l-a văzut niciodată.

Metoda de anulare a artefactelor Blind Source Separation. Schema bloc de implementare a metodei este prezentată în **figura 13**. Clasa de metode utilizate pentru separare a două sau mai multe surse de semnal, necunoscute, independente, mixate de un sistem linear fără a avea cunoștințe legate de modul în care s-a realizat mixarea stă la baza celei de a doua abordări utilizată pentru înlăturarea adaptivă a artefactelor de mișcare. În situația noastră noi avem două surse de semnal

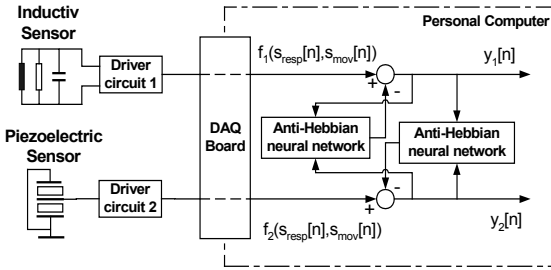


Figura 13. Schema bloc a metodei de separare adaptive

În **figura 14** se prezintă rezultatele separării adaptive a semnalului de mișcare de cel respirator cu ajutorul metodei Blind Source Separation. Prima formă de undă este semnalul de mișcare integrat, cea din mijloc semnalul respirator contaminat cu artefacte de mișcare iar în ultima se observă rezultatul prelucrării.

$$\varepsilon = (s_{resp} + s_{mov1}) - y_{adapt}$$

$$\begin{aligned} \varepsilon^2 &= (s_{resp} + s_{mov1})^2 - 2y_{adapt}(s_{resp} + s_{mov1}) + y_{adapt}^2 = \\ &= (s_{mov1} - y)^2 + s_{resp}^2 + 2s_{resp}s_{mov1} - 2y_{adapt}s_{resp} \end{aligned}$$

Deoarece semnalul de respirație și cel de mișcare sunt necorelate, putem scrie:

$$E[\varepsilon^2] = E[(s_{mov1} - y)^2] + E[s_{resp}^2]$$

în concluzie: $\varepsilon \cong S_{resp}$.

Pentru eliminarea artefactelor de mișcare o primă structura adaptivă folosită a fost un filtru de tip FIR antrenat cu algoritmul LMS. Rezultatele au fost foarte slabe. Acest fapt s-a datorat în principal existenței unei corespondențe neliniare între ieșirea sistemului și intrare pe care filtrul FIR nu o putea modela.

Înlocuirea acestui filtru cu o rețea neuronală antrenată cu algoritmul de propagare inversă a erorii nu a produs într-o primă etapă rezultatele scontate. La ieșirea sistemului semnalul de eroare devenea zero, rețeaua suprimând simultan atât artefactul de mișcare cât și semnalul

(semnalul respirator dat de mișcările cavității toracice și cel de mișcare dat de schimbarea poziției corpului, mișcarea mâinii sau a altor părți ale corpului) achiziționate de doi senzori diferiți după ce aceste semnale au fost mixate prin funcția de transfer a corpului omenesc și a scaunului.

În **figura 13** ieșirea primei rețele neuronale, o versiune procesată a ieșirii y_2 , antrenate cu algoritmul anti-Hebbian utilizându-se pentru aceasta informația de corelație între ieșirile y_2 și y_2 , este scăzută din intrarea f_1 . Sistemul astfel construit devine stabil [9] numai în cazul în ieșirea $y_1 = s_{resp}$ iar $y_2 = s_{mov}$ (pentru situația în care semnalul respirator, s_{resp} , și semnalul de mișcare s_{mov} sunt ortogonale între ele).

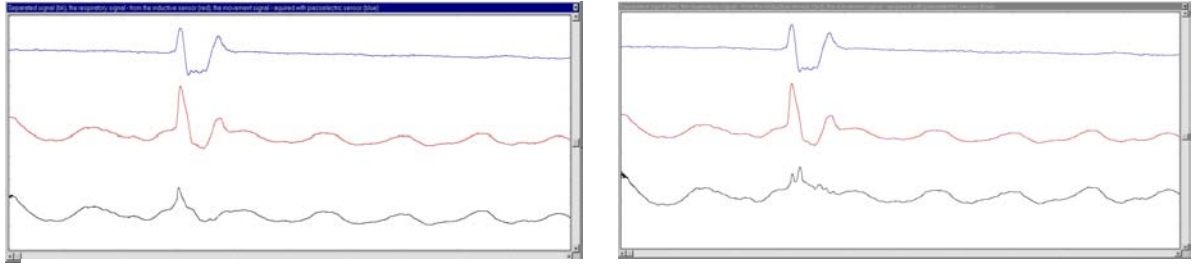


Figura 14. Integrala semnalului de mișcare; Semnalul respirator contaminat cu un artefact de mișcare; Rezultatul eliminării adaptive a semnalului de mișcare [7].

Concluzii. Caracteristica nestaționară a semnalului de mișcare determină performanțele slabe obținute de către rețeaua neuronală (**figura 12**) comparativ cu cea antrenată cu algoritmul anti-Hebbian (**figura 14**). Ultima metodă fiind foarte eficientă în separarea semnalelor local nestaționare [9]. Totodată cea de a doua structură adaptivă prezentată este mai simplă iar algoritmul de calcul al ponderilor este mai rapid și mai simplu. În concluzie datorită vitezei de lucru și de adaptare a ponderilor superioară rețelei neurale multistrat, cea de a doua metodă este preferată. Mai mult algoritmul de antrenare este unul nesupervizat. Însușind toate aceste avantaje decizia finală a înclinat net în favoarea algoritmului Blind Source Separation.

Concluzii

Cele două sistemele propuse în cadrul grantului, algoritmi realizați cât și soluțiile adoptate conduc la obținerea a două semnale, respirație și tremur, capabile să furnizeze acele trăsături necesare discriminării stărilor utilizatorului.

Circuitele realizate sunt sensibile și au prețul redus iar senzorul este foarte sensibil, ușor de realizat și ieftin. Utilizarea în aceste sisteme a dispozitivelor programabile (DSP-ul TMS320F240) conferă un grad sporit de flexibilitate. Comutarea între sistemul tridimensional de sesizare a poziției și mișcărilor mâinii la cel bidimensional și invers se poate realiza în mai puțin de un minut. Dezvoltările ulterioare ale sistemului sunt foarte ușor de pus în practică datorită arhitecturii foarte flexibile.

În cadrul acestei cercetări **au fost atinse toate obiectivele propuse** pentru a fi realizate de către colectivul de cercetare constând în realizarea unor subrutine pentru înlăturarea artefactelor, extragerea de parametri din semnalul de tremur, implementarea, testarea și perfecționarea unor dispozitive de intrare noncontact care vor fi utilizate în faza a doua a proiectului. Colectivul de cercetare a valorificat rezultatele obținute prin publicarea de lucrări în reviste și volume ale unor conferințe internaționale [4], [5], [6], [7].

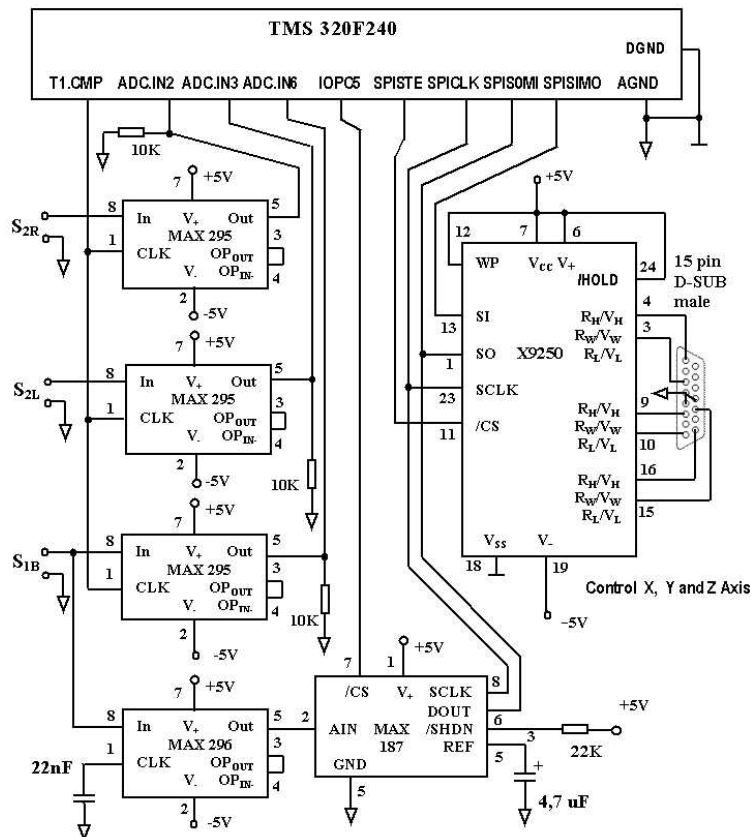
Director de Grant:
Asistent Ing. Drd. Dan-Marius Dobra

Bibliografie

- [1] Horia-Nicolai Teodorescu: *Position and movement resonant sensor*, Patent nr.: 5986549, Statele Unite ale Americii, data publicării: 16 noiembrie 1999
- [2] <http://www.linear.com/pdf/122930fa.pdf>
- [3] Dan-Marius Dobra, H. N. Teodorescu, Daniel Mlynek, *An Interface for Virtual Reality Applications*, Romanian Journal of Information Science and Technology, editata de Academia Română, nr. 3, Septembrie 2002
- [4] Dan-Marius Dobra, Horia-Nicolai Teodorescu, *A New Type of Non-Contact 2D Multimodal Interface to Track and Acquire Hand Position and Tremor Signal*, BEC' 2002, Baltic Electronics Conference 2002, October 6-9, Tallinn, Estonia
- [5] Dan-Marius Dobra, *A New Type of Non-Contact 3D Multimodal Interface to Track and Acquire Hand Position and Tremor Signal*, ECIT'2002, European Conference on Intelligent Technologies 2002, Iulie 20-22, Iasi, Romania
- [6] Dan-Marius Dobra, Horia-Nicolai Teodorescu, *A Fuzzy System Used to Derive Hand Movements for a New Virtual Joystick Interface Device*, Buletinul Științific al Universității "POLITEHNICA" din Timisoara, nr. 47 (61), 2002, vol. 1, ISSN1224-6034, pp. 27-31
- [7] Dan-Marius Dobra, Horia-Nicolai Teodorescu, Monica-Claudia Serban, *Method to remove respiratory artefacts from a system used to assess bio-psychic state of a person*, Third European Symposium in Biomedical Engineering and Medical Physics, 2002, 30 August – 1 Septembrie, Patras, Greece
- [8] Richard Grieve, Philip A. Parker, Bernard Hudgins, Kevin Englehart, *Nonlinear Adaptive Filtering of Stimulus Artifact*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 47, No. 3, March, 2000, pp. 389-395
- [9] Jose C. Principe, Chuan Wang, Hsiao-Chun Wu, *Temporal Decorrelation Using Teacher Forcing Anti-Hebbian Learning and Its Application In Adaptive Blind Source Separation*, IEEE Proceeding Workshop on Neural Networks for Signal Processing, 1996, pp. 413-422

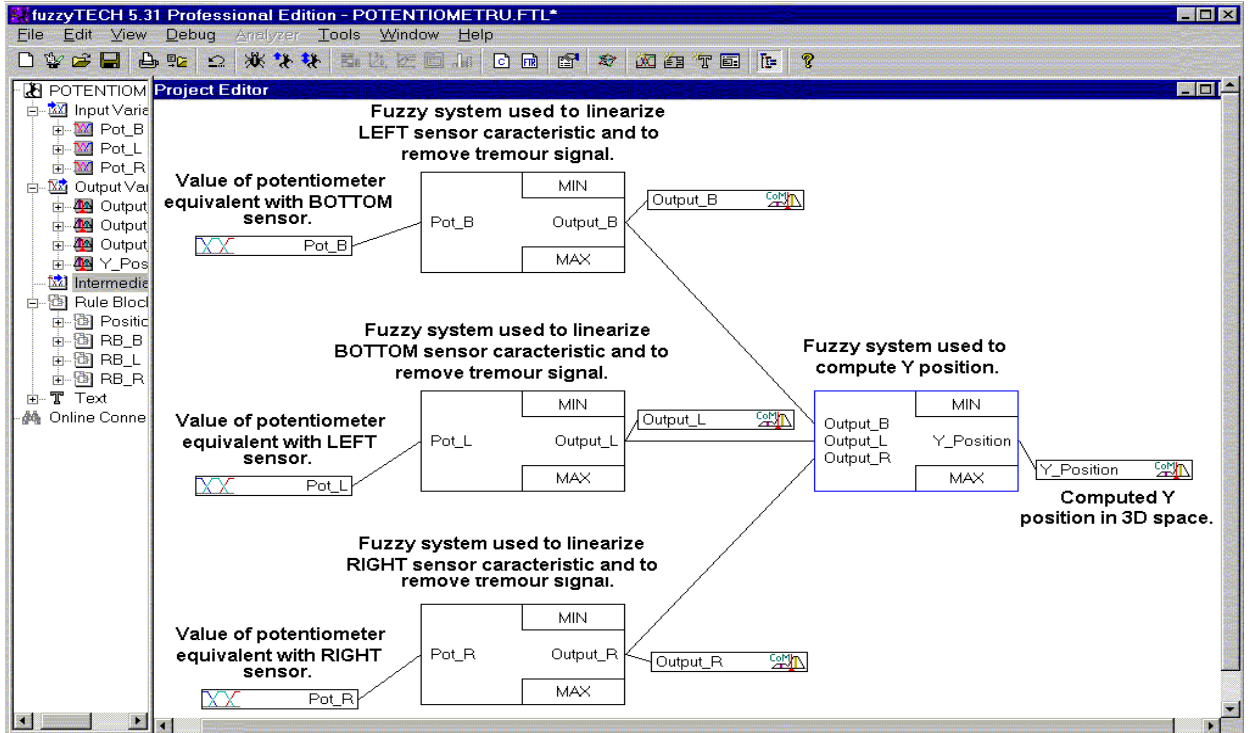
Anexa 1.

Schema sistemului de comandă a Joystic-ului virtual [5].



Anexa 2.

Structura sistemului fuzzy [6] pentru calcularea poziției mâinii pe y, conform cu figura 4.



Suprafața caracteristică a sistemului fuzzy pentru valoare nulă a semnalului dat de senzorul cu dimensiunile cele mai mari, poziționat în partea de jos a plăcii [6].

