

Raport de Cercetare

Grant:

**SISTEM BIOINSTRUMENTAL NONCONTACT DE: EVALUARE/ANALIZA
CANTITATIVA A PACIENTILOR PARKINSONIENI SI DE INTERPRETARE A
LIMBAJULUI NONVERBAL**

Autor:

Conf. Dr. Ing. Cleju Ioan

Universitatea:

Tehnica "Gh. Asachi"

Această temă de cercetare, **rezolvată** conform obiectivelor intermediare propuse, realizează, printr-o abordare interdisciplinară, un nou dispozitiv **bioinstrumental de evaluare/analiza cantitativă a pacienților parkinsonieni și de interpretare a limbajului nonverbal**.

Datorita **necesității unor evaluări obiective** a:

- *rezultatelor obținute în urma intervențiilor chirurgicale,*
- *evoluției bolii,*
- *stabilirii dozajului corect medicamentos pentru fiecare individ în parte,*
- *alegerii metodei optime de tratament,*
- *cât și din dorința determinării momentului optim de aplicare a tratamentului medicamentos,*

metodele de determinare cantitativă a progresului stării unui pacient Parkinsonian capătă o importanță din ce în ce mai mare.

La ora actuală cea mai comună metodă de evaluare a gravității simptomelor bolii pacienților Parkinsonieni sunt scalele de evaluare clinică care atribuie un scor afecțiunii fiecărui pacient în parte. Dezavantajul acestor metode este dat, în principal, de **subiectivismul lor**, diferiți medici atribuind scoruri diferite aceluiași pacient, **neexistând astfel o reproductibilitate a măsurătorilor**. Aceasta dispersează în evaluarea pacienților este datorată în principal experienței diferite a medicilor și faptului că la un moment dat ei pot privi numai o cros-sectione a pacientului.

Ținându-se cont de aceste considerente și de noile dezvoltări în electronică, se dorește construirea unor sisteme bazate pe senzori de mișcare (accelerometrici, giroscopici, goniometrici, optici, senzori ai câmpului terestru electromagnetic) capabili să evalueze gravitatea simptomelor și, în mod corespunzător, a bolii Parkinson. Din păcate dezvoltarea unor astfel de sisteme de monitorizare a afecțiunilor motorii se afla abia la început [Keijsers, 2003]. **Pana la ora actuală nu există nici o metodă care să se fi impus ca standard în evaluarea cantitativă sau calitativă a gravității simptomelor pacienților Parkinsonieni.**

Ceea ce într-adevăr dă substanță unei comunicări și interacțiuni directe față-în-față, în viața reală, dincolo de vorbire, este limbajul nonverbal al persoanelor [Pease, 1992] și, de asemenea, modul prin care ele își exprimă sentimentele, gândurile și stările emotive prin intermediul mișcărilor și pozițiilor corpului precum și prin mimica feței. Dacă dorim să îmbunătățim comunicarea în cadrul interacțiunii om-mașină sau a mediilor virtuale am putea utiliza mișcarea corpului pentru detectarea stărilor utilizatorului. Mai mult, un sistem poate utiliza mișcarea corpului și poziția utilizatorului, raportat la obiectele din mediul înconjurător, pentru a evalua starea persoanei: nervozitate, lipsa atenției, oboseala motorie, agitație, confuzie etc.

Pentru a răspunde problemelor anterior prezentate (evaluarea cantitativă a pacienților Parkinsonieni și identificarea limbajului nonverbal) un nou senzor laser noncontact este prezentat în acest raport de grant. Acest sistem a fost introdus pentru prima dată în lucrarea [Dobrea, 2002] care a și constituit cărămida de plecare a acestui grant. În urma dezvoltărilor realizate în cadrul acestui proiect a fost publicată lucrarea [Dobrea, 2004] care schițează noul sistem dezvoltat. Cu ajutorul acestui sistem se poate determina în mod continuu distanța între un punct de observare (reprezentat de o cameră video) și o anumită parte a corpului unui subiect – de exemplu pentru cuantizarea semnalului de tremur a capului pacienților Parkinsonieni două astfel de sisteme vor fi folosite pentru determinarea poziției exacte a acestuia.

Mai mult cu ajutorul aceluiași sistem se pot determina și anumite posturi pe care un subiect le manifestă. În cadrul acestei direcții se vor prezenta rezultatele obținute în:

1. Extragere trasaturi caracteristice pentru diferențierea posturilor subiecților
2. Testarea existenței unor corelații semnificative între anumite stări afective reflectate în limbajul nonverbal și trăsăturile caracteristice extrase
3. Construirea clasificatorului pentru diferențierea stărilor afective; testarea clasificatorului

1. Principiul de funcționare

Sistemul prototip este alcătuit dintr-un scanner laser, o camera video și un program software care controlează scanner-ul, achiziționează imaginile și extrage informația privind distanța/ poziția trunchiului persoanei. Principiul de funcționare al întregului sistem se bazează pe generarea de către scanner-ul laser a unui plan laser la un unghi constant față de planul orizontal. Atunci când planul laser lovește ținta o linie luminoasă aparținând laserului apare pe aceasta, **Figura 1**.

Sistemul utilizează o singura camera video convențională care achiziționează imagini din zona unde planul laser se proiectează pe ținta dorită (în cazul celor două probleme pe care doresc să le rezolv: trunchiul subiectului – pentru sistemul de interfață nonverbală om calculator – sau capul pacientului în momentul în care se dorește să se determine poziția și să se achiziționeze semnalul de tremur al acestuia). Cu această camera video, software-ul achiziționează două imagini consecutive: prima, cu dioda laser aprinsă, astfel o proiecție laser de lumină apărând pe țintă **Figura 2(a)** și, a doua, cu dioda laser stinsă **Figura 2(b)**. Făcând diferența dintre cele două imagini obținem, ca rezultat, doar linia laser proiectată pe trunchiul subiectului **Figura 2(c)**. Utilizându-se acest principiu de operare, extragerea conturului laser este foarte simplă și rapidă – acesta este de altfel unul dintre avantajele acestui sistem chiar dacă sunt utilizate imagini pentru determinarea distanțelor.

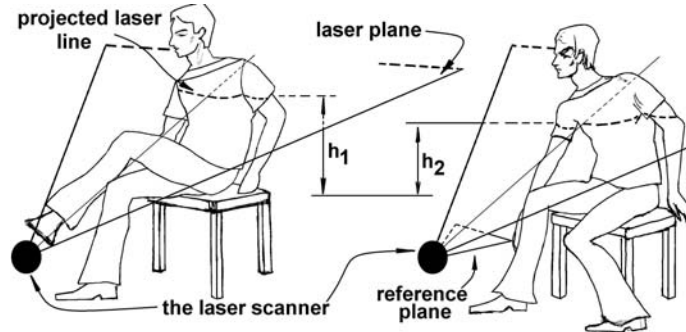


Figura 1. Principiul determinării distanței folosind noul sistem

Dacă obiectul este situat departe, conturul laser va fi situat în partea superioară a imaginii, în caz contrar acesta va fi mai apropiat de baza acesteia. În **Figura 1** se observă acest comportament – h_1 versus h_2 . Aceeași idee se evidențiază și din **Figura 2** unde se observă existența informației de profunzime reflectată prin distanța fiecărui punct de pe conturul extras față de baza imaginii (proiecția pe zid, pe pieptul și mâna subiectului).

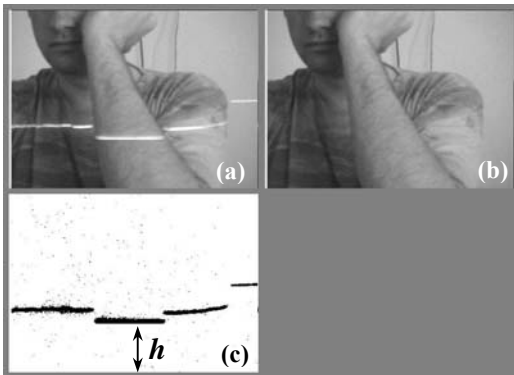


Figura 2. Extragerea conturului laser (a) prima imaginea achiziționată cu dioda laser aprinsă, (b) imaginea achiziționată cu dioda laser stinsă, (c) imaginea rezultată în urma prelucrării

2. Implementare senzorială de mișcare utilizând un DSP

În prima implementare a acestui sistem [Dobrea, 2002] cel puțin o problemă a apărut, aceasta determinând de altfel reproiectarea sistemului. Deoarece întreg sistemul era controlat doar de către calculatorul personal (acesta trebuind să: controleze generarea planului laser, achiziționarea imaginilor, extragerea proiecției planului laser și determinarea distanțelor), chiar dacă datorită principiului de operare sistemul este rapid, atunci când s-a încercat integrarea senzorială laser într-un sistem bioinstrumental complex (care înglobează în plus și alte sistemele de achiziționare a semnalelor fiziologice), utilizat în determinarea stării fiziologice a unui subiect, timpul de răspuns global al

sistemului a devenit foarte lent. Din acest motiv o nouă abordare a sistemului bioinstrumental trebuia găsită. S-a ales, din acest motiv, re proiectarea senzorului de mișcare care în noua concepție trebuie să execute independent toate sarcinile anterior menționate iar la sfârșit să comunice calculatorului personal doar rezultatele (o serie de timp care să furnizeze informația de distanță între punctul de observație și subiect sau să notifice sistemul *master* când subiectul își schimbă postura sau când abordează anumite poziții standard cu o anumită semnificație din punctul de vedere al limbajului nonverbal).

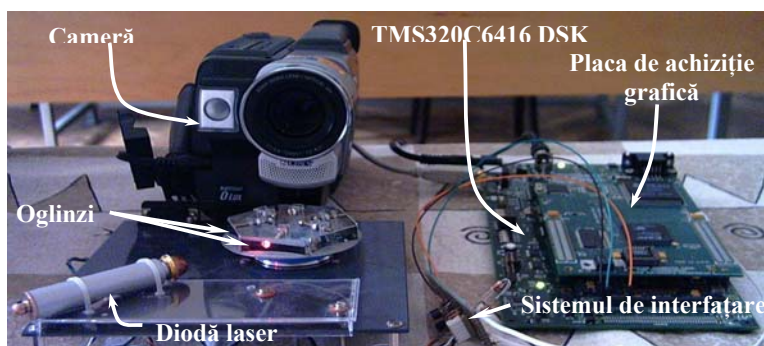


Figura 3. Implementarea finală a senzorului de mișcare utilizându-se DSP-ul TMS320C6416 [Dobrea, 2004]

Noul sistem este construit în jurul DSP-ului TMS320C6416, produs de Texas Instruments™, fiind total independent și oferind și posibilitatea evidențierii unor anumite posturi ale subiectului. În acest mod senzorul de mișcare este ușor integrabil într-un sistem complex bioinstrumental necesitând minimul de putere de calcul din partea acestuia. În **Figura 3** se prezintă noua implementare a sistemului.

2.1. Partea hardware a sistemului

Partea hardware a senzorului de mișcare este formată din sistemul de generare a planului laser și din DSP-ul și circuitele aferente de interfațare cu partea electromecanică.

Sistemul de generare a planului laser

Sistemul de generare a planului laser (scanner-ul), **Figura 3**, este format dintr-o diodă laser, de putere redusă, și de un sistem mecanic cu șase oglinzi fixate de o placă într-o configurație hexagonală. Sistemul de oglinzi este comandat de un motor fără perii. Poziția fiecărei oglinzi poate fi controlată independent cu ajutorul unui sistem mecanic atașat fiecărei oglinzi. În acest mod planul laser generat va avea același unghi față de planul orizontal pentru fiecare oglindă în parte. Una din noile modificări introdusă față de implementarea precedentă a constat în îmbunătățirea sistemului de reglaj al poziției oglinzilor. Motorul este comandat de un sistem de stabilizare a turației, **Figura 4**, care determină obținerea unei frecvențe de baleiere de 5 rotații pe secundă a întregului sistem hexagonal optic. Astfel obținându-se o frecvență de generare a planului laser de 30 de ori pe secundă.

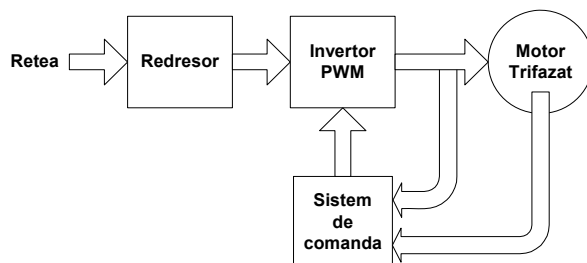


Figura 4. Schema bloc de comandă a motorului

Schema bloc de comandă și control a motorului trifazat este prezentată în **Figura 4**. Deoarece sistemul de comandă și control al motorului este clasic, nu se va insista pe modul de funcționare al acestuia, în schimb în continuare se va prezenta o nouă modalitatea de implementare a redresorului

pentru reducerea influențelor sale nedorite asupra rețelei precum și a înlăturării dezavantajelor redresoarelor clasice care sunt generate în principiu de căderile de tensiune pe elementele componente. Acest redresor este în punte necomandată neinjectând armonici ale curentului cu valori inadmisibile în rețeaua de tensiune. Cu toate că în implementarea practică a sistemului, redresorul din schema bloc prezentată în **Figura 4**, este unul monofazat, pentru păstrarea generalității se va

prezentată topologia, modul de funcționare și performanțele unui sistem trifazat. Aplicarea acestor rezultate pentru rețeaua monofazată fiind directă.

Eliminarea armonicilor superioare ale curentului din rețele se poate obține nu numai cu ajutorul unor sisteme de filtrare (active sau pasive) sau redresoare PWM dar și prin utilizarea acestui nou convertor de tip AC-DC având curenții de la intrare practic sinusoidali, cunoscut sub numele RNSIC (*rectifier with near-sinusoidal input current*), [Alexa, 2004a], [Alexa, 2004b].

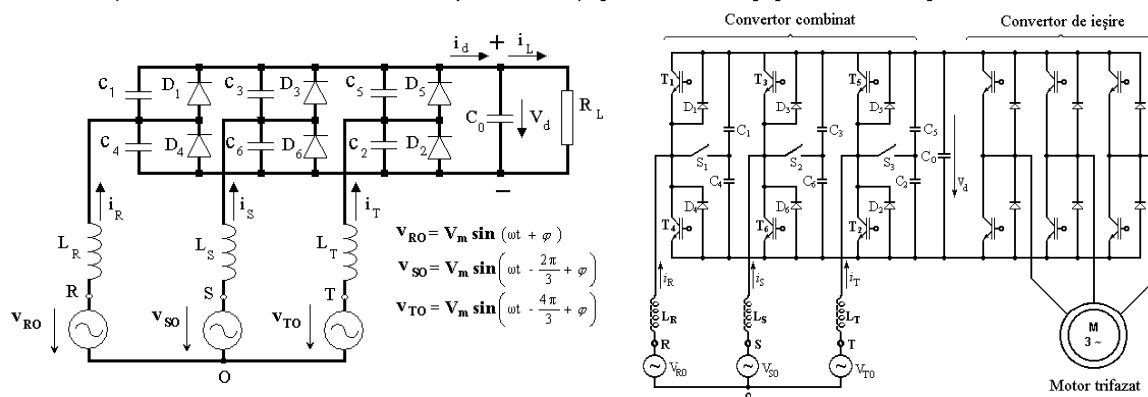


Figura 5. (a) Redresorul trifazat având la intrare curenți practic sinusoidali RNSIC [Alexa, 2004b]
(b) Convertor în patru cadrane utilizând RNSIC [Alexa, 2004a]

Redresorul propus este în punte trifazată, conform **Figura 5(a)**, având diodele $D_1 - D_6$ conectate în paralel cu condensatoarele $C_1 - C_6$. Condensatoarele $C_1 - C_6$ au aceeași capacitate C . Inductanțele L_R, L_S și L_T au aceeași inductivitate L și se conectează pe partea de AC.

Valorile L și C trebuie să îndeplinească condiția $0.05 \leq LC\omega^2 \leq 0.1$ pentru ca curenții de fază i_R, i_S și i_T din rețea să fie practic sinusoidali.

Convertorului RNSIC poate fi folosit și în convertoarele statice de frecvență proiectate să alimenteze cu tensiune și frecvență variabilă motoarele trifazate așa cum este prezentat în **Figura 5(b)**.

Pentru acele momente de timp când motorul trifazat inductiv funcționează în regim de motor convertorul de intrare devine unul de tip RNSIC. Pentru această situație tranzistoarele $T_1 - T_6$ sunt blocate iar comutatoarele $S_1 - S_3$ sunt închise. În tot acest timp convertorul de ieșire lucrează ca un invertor PWM. Energia este transmisă de la sursa de alimentare către motor iar tensiunea V_d pe condensatorul C_0 este mai mică decât $\sqrt{3}V_m/(1-2LC\omega^2)$ [Alexa, 2004a].

Pe intervalul de timp în care motorul este frânat, energia primită de la motor este transmisă sursei de alimentare. Convertorul de ieșire operează ca un redresor trifazat iar tensiunea pe condensatorul C_0 este mai mare decât $\sqrt{3}V_m/(1-2LC\omega^2)$. În continuare energia este trimisă spre sursa de curent alternativ prin intermediul invertorului PWM realizat cu tranzistorii $T_1 - T_6$, bobinele L_R, L_S și L_T și diodele $D_1 - D_6$. În această situație comutatoarele $S_1 - S_3$ trebuie să fie deschise; condensatorii $C_1 - C_6$ rămânând conectați în paralel cu condensatorul C_0 .

În mod normal, în cea mai mare parte a timpului motorul trifazat funcționează în regimul de motor și doar pentru scurte intervale de timp este folosit ca generator. Comparând convertorul combinat cu un sistem clasic observăm că circuitul prezentat în **Figura 5(b)** este caracterizat de pierderi în comutație mai mici și o fiabilitate mai mare. Această eficiență este obținută deoarece convertorul combinat din intrare operează în cea mai mare parte a timpului ca un convertor RNSIC [Alexa, 2004b]. Marea fiabilitate a sistemului global este dată de convertorul combinat de la intrarea circuitului. Presupunând defectarea unui tranzistor sau a circuitului propriu de comanda funcționarea convertorului combinat de la intrare în modul invertor PWM este abandonată. În această situație energia primită de condensatorul C_0 de la motorul trifazat, lucrând acum ca un generator, poate fi disipată prin descărcarea acesteia pe un rezistor serie cu un comutator cuplate paralel cu condensatorul C_0 .

Pentru sistemul de generare a planului laser, în schema bloc de comanda motorului prezentată în **Figura 4** redresorul clasic a fost înlocuit de un convertor simplu RNSIC urmat de un convertor de ieșire care poate lucra în două regimuri: invertor PWM (pentru funcționarea în regim de tip motor a motorului trifazat) și redresor (pentru regimul de tip generator al motorului trifazat de ieșire).

Deoarece la ieșirea convertorului RNSIC tensiunea V_d este cu 15-25% mai mare decât V_{dr}

(tensiunea obținută la ieșirea unui redresor trifazat standard) rezultă că la ieșirea inverterului PWM se poate obține tensiunea nominală a motorului trifazat. Datorită acestui avantaj al convertorului RNSIC nu mai este necesară aplicarea unor tehnici PWM de tensiune ale convertorului clasic [Alexa, 2000], [Hava, 1998].

Astfel, tensiunea nominală de ieșire a convertorului RNSIC:

$$V_d = \frac{V_{dr}}{(1 - 2LC\omega^2)}$$

o depășește pe cea dată la ieșirea convertorului standard trifazat ($V_d = kV_{dr}$, unde $k = 1/(1 - 2LC\omega^2)$) este coeficientul de supratensiune care variază între 1.15 și 1.25). Din acest motiv tensiunea statorică, V_s , aplicată motorului va fi mai mare cu același coeficient k față de tensiunea nominală V_{sr} obținută la ieșirea convertorului de frecvență compus dintr-un convertor clasic și un inverter PWM, **Figura 6**. Din această figură se observă că un motor comandat de un convertor de frecvență utilizând un convertor RNSIC la intrare este utilizat mai eficient chiar și la frecvențe mai mari decât cea nominală f_r . În această situație se

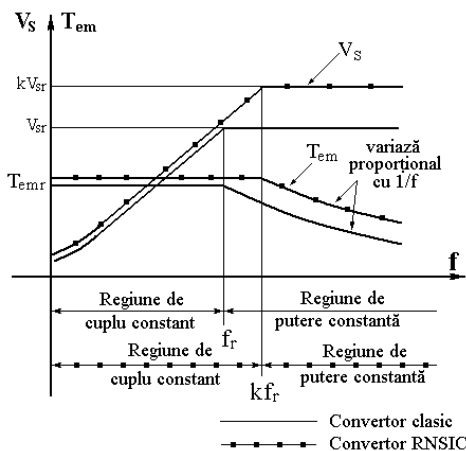


Figura 6. Caracteristicile motorului trifazat conectat la un convertor clasic și la RNSIC [Alexa, 2004a]

observă că pentru motoarele funcționând în regiunea de cuplu constant este posibil să se lucreze într-o regiune mai mare în timp ce puterea obținută de la motor la frecvențe mai mari decât f_r este și ea la rândul ei mai mare.

DSP-ul

Scanner-ul este controlat de către un DSP, de tipul TMS320C6416, care lucrează la 600 MHz. Acest DSP este poziționat pe o placă de dezvoltare, de tipul DSK (DSP *starter kit*), și împreună cu circuitele suport îndeplinește următoarele funcții:

- comandă sistemul de generare a planului laser cu ajutorul unor linii nededicate de intrare/ieșire aparținând portului GPIO (*general purpose input/output*);
- achiziționează imaginile furnizate de camera video cu ajutorul unei plăci speciale de achiziție, IDC (*imaging daughter card*), atașată plăci DSK. Această placă este produsă de firma Texas InstrumentsTM fiind parte componentă a kit-ului TMS320C600TM IDK (Imaging Developer's Kit);
- achiziționează și procesează imaginile extrăgând informația de distanță cu ajutorul unuia din cei doi algoritmi dezvoltati (primul fiind unul specific aplicației în timp ce cel de al doilea este un algoritm genetic (GA));
- afișează în timp real, pe un monitor VGA, utilizând aceeași placă de achiziție, imaginile achiziționate precum și rezultatul preprocesării (imaginea afișată este similară cu cea prezentată în **Figura 2**);
- verifică sistemul de generare a planului laser, pornește/oprește motorul și dioda laser în conformitate cu cerințele programului;
- comunică rezultatele preprocesării către calculatorul personal.

Deoarece această aplicație lucrează cu imagini și în principal acest gen de sisteme au cerințe mari în stocarea, manipularea și procesarea datelor a fost ales DSP-ul TMS320C6416 datorită: puterii mai de procesare a datelor (furnizată de: arhitectură, viteza de execuție – un ciclu durează 1.67 ns comparativ cu 6.7 ns pentru DSP-ul TMS320C6711-150 original cu care a placă IDC a fost livrată), existenței unor largi zone de memorie înglobată în DSP (cache-ul L2 de mărime 8 Mbits versus 512 Kbits pentru TMS320C6711) și mecanismului eficient de transfer al datelor (posibilitatea accesării a 64 de biți într-o instrucțiune, existența sistemului EDMA – *enhance direct memory access* – și a eficienței acestui dispozitiv în transferul datelor în/din memoria DSP-ului de la/către periferice).

2.2. Partea software a sistemului

Sistemul de prelucrare a imaginilor și extragere a distanțelor

Fiecare imagine achiziționată este compusă din 576 linii, fiecare linie având 768 pixeli. În interiorul plăcii de achiziție, IDC, imaginea achiziționată (în formatul 4:2:2) este separată în trei canale distincte (Y, Cr și Cb), **Figura 7**. Rata maximă de achiziție a IDC-ului este de 30 cadre pe secunda.

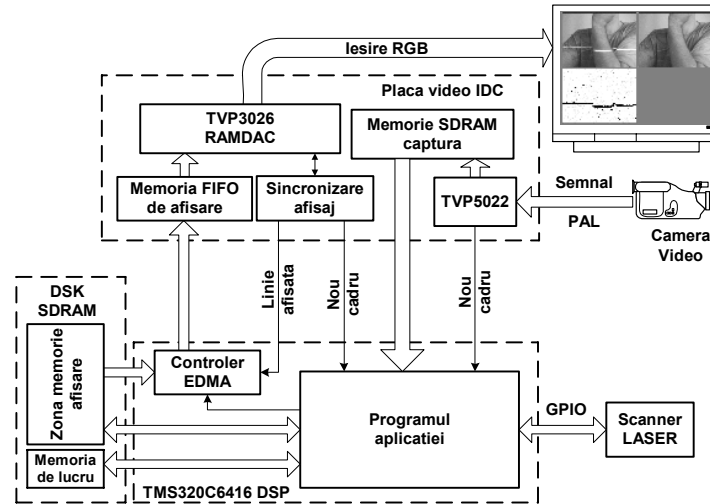


Figura 7. Schema bloc a sistemului utilizat în determinarea mișcării și interacțiunea între module componente

Utilizându-se funcțiile API IDM (*Image Data Manager*), [TI, 2001], imaginile achiziționate au fost aduse din memoria plăcii IDC în cea internă a DSP-ului – memoria *cache* L2. Imaginile capturate sunt stocate local în memoria plăcii IDC în două câmpuri separate (date de semicadru par și de cel impar). Utilizând modelul generic de aplicație prezentat în [TI, 2001] un driver specific a fost construit. Astfel imaginile stocate în cele două câmpuri sunt recombinate și stocate ulterior în memoria internă a DSP-ului. Deoarece dorim ca algoritmul de procesare al imaginilor să aibă un timp de execuție cât mai redus a fost utilizat numai câmpul Y, al intensităților luminoase, iar imaginea obținută a fost de tipul monocrom în nuanțe de gri.

Programul soft al aplicației achiziționează două imagini consecutiv sincron cu existența sau lipsa planului laser. Cele două imagini monocrome achiziționate sunt date de I^{t+1} , conform cu **Figura 2(a)**, și I^t , **Figura 2(b)**, t reprezentând momentul temporar al achiziției. Într-o situație ideală toți pixelii din imaginea I^{t+1} pentru care $I^{t+1}(x, y) \neq I^t(x, y)$ descriu proiecția planului laser pe corpul subiectului. Dar într-o situație reală, ambele imagini conțin zgomote, deci mai există și alte puncte pentru care relația anterioară este satisfăcută și care nu aparțin conturului laser proiectat pe corpul subiectului. Aceste perturbații au fost înlăturate utilizându-se un model al zgomotului, σ , obținut dintr-o imagine achiziționată cu obiectivul camerei obturat de un material închis la culoare – negru. În aceste condiții criteriul de extragere a proiecției laser devine: $I^{t+1}(x, y) - I^t(x, y) > \sigma$. În **Figura 2(a)**, **(b)** și **(c)** sunt prezentate două imagini consecutive achiziționate în conformitate cu metoda de lucru a sistemului, precum și proiecția conturului laser extrasă de către algoritm. Zgomotul care rămâne în imaginea finală, **Figura 2(c)**, este determinat în principal de către mișcările de amplitudine redusă a subiectului între două imagini achiziționate. Aceste "zgomote" nu au fost înlăturate deoarece ambii algoritmi utilizați în determinarea informațiilor de distanță a conturului extras sunt concepuți de o așa manieră încât să neglijeze aceste "zgomote". Totodată în imaginea prezentată în **Figura 2(c)** se observă existența informației de profunzime reflectată prin distanța fiecărui punct de pe conturul extras față de baza imaginii (proiecția pe zid, pieptul și mâna subiectului).

În partea de dezvoltare a proiectului, pentru a avea un control în timp real a evoluției sistemului și a rezultatelor procesării, toate cele trei imagini sunt afișate, **Figura 2**, pe un monitor conectat la placa IDC, **Figura 7**.

Pentru testarea performanțelor sistemului a fost proiectat pentru început un algoritm simplu și intuitiv de determinare a distanței între subiect și punctul de observație – reprezentat de camera video.

Această distanță este determinată de punctul cel mai apropiat al zonei explorate de planul laser față de camera video și camera video. Fiind deci direct proporțională cu distanța între cea mai de jos poziție a conturului laser extras și partea inferioară a imaginii achiziționate.

Pentru a extrage această informație întreaga imagine rezultată, **Figura 2(c)**, a fost explorată de jos în sus, coloană după coloană, pentru valori ale pixelilor diferiți de zero. Pentru fiecare pixel diferit de zero, în următorul pas se caută existența unui interval de 15 pixeli, diferiți de zero, alăturați și care să fie situați pe un segment paralel cu baza imaginii care să conțină și pixelul determinat în pasul anterior. În cazul existenței unui astfel de pixel algoritmul se oprește și întoarce un număr egal cu distanța, în pixeli, de la punctul găsit către baza imaginii. Această valoare întoarsă este direct proporțională cu distanța de la punctul de observație către subiect. Algoritmul s-a dovedit rapid și robust pentru această problemă evidențiind foarte ușor inclusiv mișcări de amplitudine foarte redusă, cum ar fi cele respiratorii.

Deoarece acest senzor bioinstrumental va fi utilizat și în interpretarea limbajului nonverbal al subiectului (de exemplu postura abordată de subiect în **Figura 2** poate exprima plictiseala), pentru extragerea unor informații mai complexe privind simultan mișcarea și postura subiectului sunt necesari algoritmi mai complecși de extragere a trăsăturilor.

Pentru a obține aceste caracteristici simultan cu informația de distanță, un algoritm genetic a fost implementat și dezvoltat. Prin introducerea unor constrângeri viitoare în funcția de *fitness*, pe lângă distanța extrasă, vom putea obține simultan și alte tipuri de informații. Pentru determinarea distanței între obiectivul camerei video și subiect fiecare cromozom este compus din două gene care codifică în format binar coordonatele x și y ale punctului analizat.

Algoritmului genetic a fost implementat utilizând soluția standard propusă de Goldberg [Goldberg, 1989a]. Algoritmul implementat are posibilitatea opțională de a utiliza și operatorul de elitism. Astfel, pentru fiecare generație o nouă populație este creată prin selecția indivizilor pentru împerechere conform cu o anumită metodă specifică. Criteriul de oprire este dat de condiția ca raportul între *fitness*-ul celui mai bun individ și a celui cu performanțe minime să depășească o anumită valoare specifică, parametru al algoritmului, care a fost aleasă de 0.98.

Algoritmul genetic a fost dezvoltat în C++ utilizând facilitățile compilatorului Code Composer-ului – mediul de dezvoltare utilizat împreună cu sistemele bazate pe DSP-uri. Utilizând acest mediu a fost creată o clasă *Genom* care definește reprezentarea fiecărui cromozom. Clasa *Population* este un container pentru genomi cu operatori potrivit definiți (mutație, încrucișare și elitism) precum și cu diferite metode de selecție, *SelectionScheme*. S-au implementat simultan mai multe metode de încrucișare (într-un punct, două și trei) precum și diferite metode de selecție definite drept clase derivate din clasa abstractă *SelectionScheme*: pe bază de rang, metoda ruletei, turnirului, extragerea stohastică universală (SUS), etc.

Funcția *fitness* a fost definită ca raportul dintre numărul pixelilor situați într-o vecinătate a punctului supus analizei ponderat totuși de distanța dintre acesta și partea inferioară a imaginii (poziția pe axa y). Pentru a reduce influența zgomotului pixelii care au în vecinătate un număr de puncte diferite de zero mai mic decât un anumit prag aceștia sunt excluși din analiză.

După un mare număr de teste a rezultat că cea mai eficientă metodă de recombinare este cea în trei puncte, pentru problema de față, în timp ce pentru algoritmul de selecție metoda extragerii stohastice universale a dat rezultatele cu performanțele maxime. Deasemenea inițial s-a utilizat o distribuție uniformă pe întreaga imagine, ulterior s-a utilizat o distribuție uniformă a populației în toate cele patru cadrane ale imaginii pentru obținerea unei detecții rapide a distanței minime. Pentru obținerea unei viteze superioare a codului nu s-au utilizat în mod excesiv clasele abstracte, derivate și funcțiile virtuale. Acestea au fost necesare numai în prima etapă de dezvoltare a proiectului. Pentru generatorul de numere și biți pseudo-aleatori s-au utilizat algoritmi prezentați în [Press, 2002].

Sistemul de codare polinomială a informației transmise

Pentru transmiterea informației între senzorul de mișcare și calculatorul personal (mai general, către sistemul *master* care va interpreta și utiliza aceste rezultate) se vor oferi două opțiuni. În prima situație datele se vor transfera în mod direct fără nici o protecție. În cea de a doua opțiune acestea vor fi codate cu ajutorul unui cod liniar de tip bloc – această clasă de coduri este cunoscută și sub numele de coduri ciclice. Ne-am oprit asupra acestora în special datorită eficienței computaționale a algoritmilor de codare și de decodare. Cu toate că aceste coduri liniare oferă o protecție egală pentru fiecare simbol am decis să utilizăm o subclasă a codurilor liniare cunoscute sub numele de coduri UEP (*Unequal Error-Protection*) care pot avea performanțe superioare celor specificate de distanța lor minimă [Cleju, 2004].

Pentru a ne atinge acest obiect a fost proiectat un algoritm pentru generarea codurilor polinomiale cu proprietăți de tipul UEP. Utilizând acest algoritm au fost proiectate un număr de

programe pentru investigarea existenței codurilor polinomiale având vectori de separare de tipul $s_i = 3, 4, 5, \dots, 9, 10$ [Cleju, 2004].

În tabelul din lucrarea [Cleju, 2004] sunt prezentate în mod sintetic rezultatele obținute pentru un caz particular a unui vector de separare de forma $8^{***}\dots^*$. Primele trei coloane din tabelul anterior menționat, specifică parametrii codului (n – lungimea, r – numărul de simboluri de verificare, k – numărul de simboluri informaționale). În următoarea coloană polinoamele generator sunt prezentate iar în ultima coloană vectorii de separare.

Câteva aspecte pot fi menționate [Cleju, 2004]:

- în general există foarte puține polinoame generatoare care să asigure generarea codurilor UEP;
- analizându-se vectorul separator, se poate observa că pentru un cod simetric de forma $[m_{k-1} m_{k-2} \dots m_0 c_{r-1} c_{r-2} \dots c_0]$, simbolurile informaționale plasate în imediata vecinătate a simbolurilor de verificare sunt cele care beneficiază de protecție superioară.

Totodată tabelul complet cu toate codurile polinomiale având vectori de separare de forma $d^{***}\dots^*$, unde $d = 3, 4, \dots, 9$ a fost obținut.

3. Rezultate obținute cu ajutorul algoritmului genetic

Testele efectuate folosindu-se primul algoritm au dovedit eficiența abordării, soluția corectă fiind găsită de fiecare dată într-un timp scurt (sub 0.5 secunde). Dar din păcate utilizându-se această metodă se poate extrage doar informația de tip distanță.

În acest moment algoritmul genetic furnizează aceeași soluție ca și cel precedent în schimb această metodă este mai puțin eficientă din punctul de vedere al timpului de execuție. Dar în final, când se va utiliza acest algoritm pentru determinarea anumitor posturi și extragerea informațiilor nonverbale avantajele utilizării algoritmului genetic vor fi evidente.

Pentru rezultatele care vor fi prezentate în continuare s-a obținut un timp mediu de convergență de 200 de generații pentru o populație de 100 de indivizi, fără utilizarea operatorului de elitism, cu o probabilitate de încrucișare de 0.9% și una de mutație de 0.001%. Timpul de execuție a fost în jurul valorii de 2 secunde.

În **Figura 8(a)** se prezintă două evoluții ale algoritmului genetic, pentru profilul conturului laser extras și prezentat în **Figura 2(c)**. În această figură valoarea fitness-ului celui mai bun cromozom din fiecare generație este prezentată, evidențiindu-se două profile de convergență: cu timp mediu și cu convergență lentă.

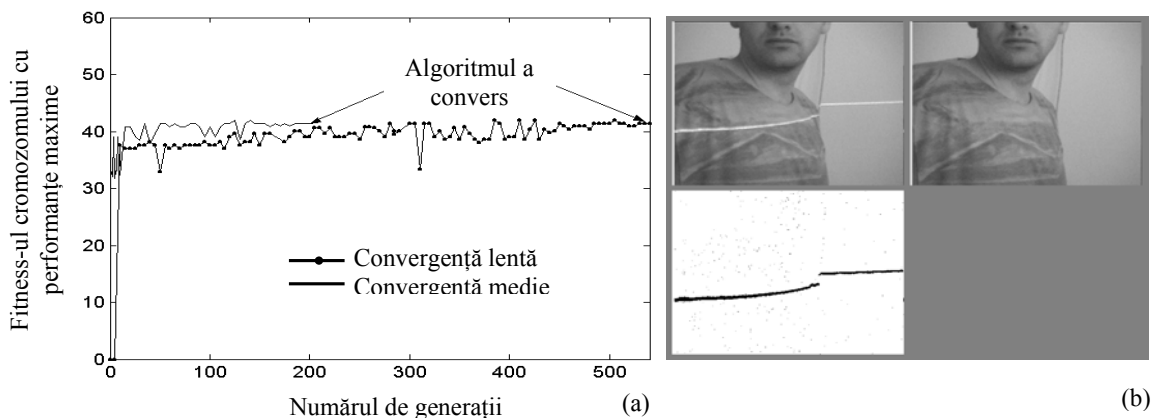


Figura 8. (a) Două evoluții a GA pentru imaginea din **Figura 2(c)**, (b) punerea în evidență a unei anumite posturi

În **Tabelul 1** se prezintă pentru aceeași imagine (**Figura 2(c)**) performanțele celor mai buni șase cromozomi din populație – după convergența algoritmului –, numărul de generații în care algoritmul a converș și soluția selectată. După cum se observă în toate cele cinci lansări consecutive ale algoritmului acesta a găsit de fiecare dată soluția cea mai bună, dată de o lungime y egală cu 413 pixeli. Mai mult, se poate observa și că algoritmul nu furnizează numai o soluție pentru problemă analizată ci o populație de soluții.

Creșterea vitezei de execuție a algoritmului se poate îmbunătăți în continuare prin modificarea reprezentării actuale a genomului din formatul reprezentării unui bit pe un octet într-o reprezentare pe

bit reală care va determina un timp pe execuție mai scăzut datorită facilităților de prelucrare logică înglobate în DSP. Deasemenea un număr de funcții se pot converti la funcții de tipul *inline* pentru creșterea vitezei de execuție.

În toate imaginile prezentate în acest subcapitol achiziția a fost executată cu ajutorul unei camere profesionale Sony™ de tipul TRV78E. Rezultate similare au fost obținute și cu ajutorul unei camere *web* CCD. Dar din păcate datorită rezoluției scăzute a acesteia din urmă acuratețea determinărilor a avut de suferit. Dacă camera video, TRV78E, furnizează o rezoluție de 576 linii pe orizontală *webcam*-ul are doar 320 de linii. Folosindu-se camera video a fost posibil să se evidențieze și activitatea respiratorie a subiectului dată de mișcările cavității toracice.

Tabelul 1. Soluțiile finale pentru cinci evoluții ale algoritmului genetic

	(coordonată x, coordonată y) → <i>fitness</i>				
	Populația 1	Populația 2	Populația 3	Populația 4	Populația 5
Cei mai buni șase indivizi	(408,413) → 41.9162	(405,413) → 41.9162	(408,413) → 41.9162	(403,413) → 41.9162	(404,413) → 41.9162
	(408,413) → 41.9162	(405,413) → 41.9162	(344,413) → 41.3174	(403,413) → 41.9162	(402,413) → 41.9162
	(408,413) → 41.9162	(405,413) → 41.9162	(344,413) → 41.3174	(403,413) → 41.9162	(406,413) → 41.9162
	(408,413) → 41.9162	(405,413) → 41.9162	(344,413) → 41.3174	(403,413) → 41.9162	(406,413) → 41.9162
	(408,413) → 41.9162	(405,413) → 41.9162	(348,413) → 41.3174	(403,413) → 41.9162	(402,413) → 41.9162
	(408,413) → 41.9162	(404,413) → 41.9162	(344,413) → 41.3174	(407,413) → 41.9162	(404,413) → 41.9162
Generația	139	393	259	211	133
Soluția	(408,413) → 41.9162	(405,413) → 41.9162	(408,413) → 41.9162	(403,413) → 41.9162	(404,413) → 41.9162

Identificarea unor anumite posturi (precum cea a brațului în fața corpului – care poate sugera prin susținerea îndelungată a capului plictiseala –, **Figura 2**, sau a lipsei de interes față de sistem printr-o postură specifică a trunchiului, **Figura 8(b)**) se poate realiza prin caracterizarea geometrică a proiecției conturului laser. Toate aceste informații, doar ele, pot furniza indicatori prețioși unui sistem prin metalimbajul nonverbal pe care aceste posturi îl înglobează [Pease, 1992]. Dacă aceste informații sunt coroborate și cu trăsăturile extrase din diferitele semnale fiziologice putem avea o “privire” de ansamblu asupra stării unui subiect și astfel putem ghida un sistem în eficientizarea comunicației cu un operator uman.

4. Identificarea stărilor emoționale

După cum s-a observat anterior în descrierea principiului de funcționare al sistemului dacă obiectul asupra căruia se fac determinările este poziționat la o distanță considerabilă conturul laser va fi situat în partea superioară a imaginii. În caz contrar acesta va fi mai apropiat de baza acesteia. În **Figura 1** se evidențiază acest comportament prin reprezentarea grafică a celor două înălțimi h_1 versus h_2 – o informație similară putând fi extrasă și din **Figura 2**. În **Figura 2** apar profilate clar și informațiile de adâncime, cum sunt cele date de curba de pe pieptul subiectului și cea de pe zidul din spate acestuia.

Cunoscând acum unghiul dintre *scanner-ul* laser și planul orizontal, poziția în spațiu a camerei video și, respectiv, forma extrasă a proiecției laser de pe trunchiul subiectului, se trece la calcularea distanței până la obiect. Astfel, în final vom avea disponibile două tipuri de informații:

- distanța până la pieptul subiectului (echivalată cu distanța dintre punctul cel mai inferior al traiectoriei extrase până la marginea inferioară a imaginii), și
- o secțiune a poziției reale 3D a corpului, relativă la poziția camerei video.

Ceea ce într-adevăr dă substanță unei comunicări și interacțiuni directe față-în-față, în viața reală, dincolo de vorbire, este limbajul nonverbal al persoanelor [Pease, 1992], modul prin care ele își exprimă sentimentele, gândurile și stările emotive atât prin intermediul **mișcărilor** cât și a **poziției corpului**. Din această perspectivă avem două informații care trebuie puse în evidență:

- mișcarea subiectului, și
- poziția corpului acestuia.

Pentru evidențierea celor două tipuri de informații capabile a reflecta starea subiectului am folosit două clase distincte de trăsături. Mișcarea subiectului a fost cuantizată prin intermediul distanței

dintre camera video și punctul cel mai apropiat de ea al intersecției între planul laser și trunchiul subiectului. Poziția corpului subiectului a fost evaluată prin intermediul secțiunii extrase în urma prelucrării imagistice, **Figura 2(c)**. După obținerea imaginii reprezentând numai proiecția planului laser pe trunchiul subiectului, **Figura 2(c)**, cu ajutorul unui algoritm s-a extras o serie de timp 1D dimensională ce caracterizează și reprezintă chiar conturul laser obținut. Caracterizarea acestei serii de timp este realizată de modelul AR al ei.

Procesul de extragere a trăsăturilor în situația modelului AR a fost realizat printr-o metodă de identificare a parametrilor unui sistem care produce la ieșirea sa un semnal identic cu proiecția planului laser pe trunchiul subiectului și care primește la intrare zgomot alb. Un astfel de sistem a fost echivalat cu un filtru FIR dat de ecuația:

$$y[n] = \sum_{k=1}^M w_k \cdot y[n-k] + u[k] \quad (1)$$

În relația (1) $u[n]$ este un zgomot alb, $y[n]$ este ieșirea sistemului iar w_k sunt parametrii modelului – coeficienții AR ai modelului. Pentru calcularea parametrilor w_k se poate utiliza sistemul de ecuații Yule-Walker [Therrien, 1992]. Deoarece sistemul va fi implementat pe un DSP se dorește reducerea încărcării procesorului cât mai mult posibil. Din acest motiv s-a utilizat algoritmul recursiv Levinson-Durbin [Therrien, 1992] pentru rezolvarea sistemului de ecuații Yule-Walker.

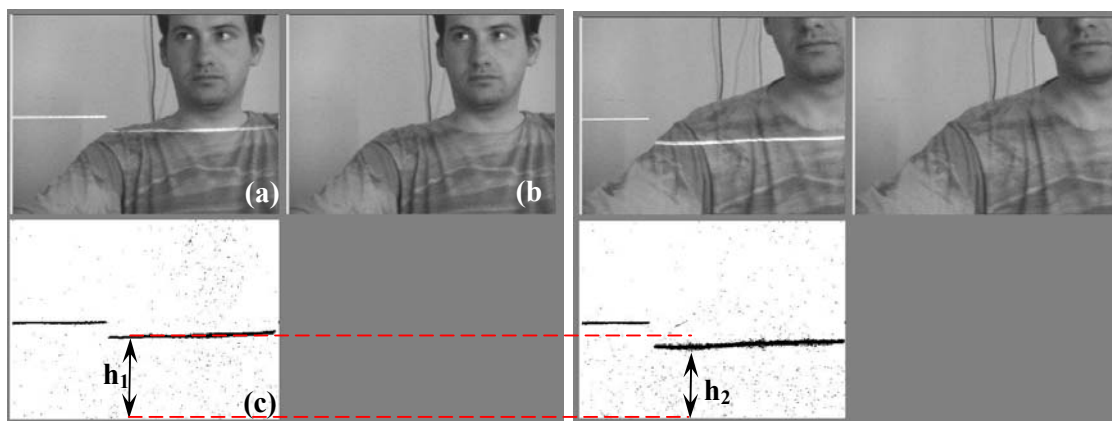


Figura 9. Extragerea conturului laser (a) prima imagine achiziționată, cu planul laser activ, (b) imaginea achiziționată cu dioda laser stinsă (c) rezultatul prelucrării

5. Mișcarea modalitate de identificarea a stărilor emoționale

Între stările psihice și *pattern*-ul de mișcare a unui subiect există relații biunivoce confirmate de teoriile lui Kestenberg [Kestenberg, 1999] și Hunt [Hunt, 1968] sau de diferitele analize realizate în domeniul limbajului trupului [Pease, 1992]. Mai mult decât atât există o teorie a relațiilor care există între psihică și mișcările trupului denumită somatică. Mișcarea corpului unui subiect poate caracteriza diferite stări emoționale ale acestuia precum: nervozitate, frică, furie, agitație, oboseală neuro-musculară, letargie etc.

În analiza realizată în cadrul oferit de acest grant și prezentată în acest subcapitol al sintezei vom dovedi abilitata acestui sistem de a evidenția starea emoțională a unui subiect prin intermediul mișcărilor executate de trunchiul acestuia. Sensorul laser implementat precum și algoritmi folosiți au fost dezvoltate pentru a satisface în principal cerințele unui sistem de tipul interfață om-calculator.

5.1. Metodologia achiziționării setului de date

Pentru acest studiu au fost acceptați 6 subiecți, toți tineri (26.6 ± 3 ani, media vârstei \pm deviația standard) sănătoși, fără perturbări emoționale sau de orice altă natură. Subiecții li s-a explicat toate procedurile la care au luat parte precum și scopul acestora; în final și-au dat acordul în scris de a participa la acest studiu.

Pentru testarea sistemului o anumită stare emoțională trebuie să existe și să fie manifestă în toți subiecții. Starea emoțională a fost indusă în subiecți prin intermediul a două filme: un film de

groază și unul de acțiune. Înregistrările au fost individuale – un subiect și un sistem asociat fiecăruia pe întreaga perioadă de vizionare a filmului. Subiecții au fost rugați să stea comози pe un scaun, sprijiniți de spătarul acestuia și să-și concentreze întreaga atenție asupra subiectului filmului. Pe parcursul filmului mișcările trunchiului fiecărui subiect au fost înregistrate iar la sfârșit o analiză comparativă a fost realizată în vederea punerii în evidență și a caracterizării *pattern*-urilor comune de mișcare a subiecților legate de diferite momente specifice a celor două filme. În acest mod sistemul a fost validat și analizat.

Poziția trunchiului a fost caracterizată de distanța dintre punctului cel mai apropiat față de camera video de pe proiecția planului laser pe trunchiul subiectului. Această distanță este proporțională cu distanța asociată punctului situat în partea inferioară a proiecției planului laser către muchia inferioară a imaginii achiziționate – în **Figura 9** distanțele h_1 și h_2 iar în **Figura 2** distanța h .

Singura problemă care poate apare în determinarea acestei distanțe ține de artefactele introduse datorită mișcărilor mâinilor subiectului prin fața cavității toracice, **Figura 2**. În acest mod distanța determinată este viciată în mod constant de semnalul de mișcare a mâinii. Pentru eliminarea artefactelor generate de membrele superioare ale subiectului, proiecția planului laser extrasă a fost derivată iar distanța între punctele de extrem (maxime sau minime locale) consecutive a fost calculată. Dacă un astfel de segment al planului laser extras este mai mic decât un anumit prag (proporțional cu grosimea uni braț) segmentul respectiv este înlăturat iar minimul seriei de timp este determinat pe segmentele rămase. Simultan de pe fiecare proiecției planului laser a fost extrase și stocate atât distanța determinată în mod direct cât și cea obținută după înlăturarea artefactelor de mișcare generate de membrele superioare.

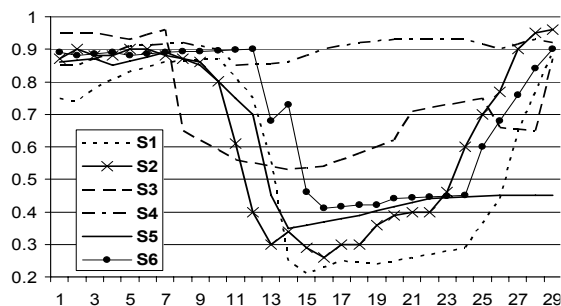


Figura 10. Evoluția în timp a distanțelor până la pieptul celor 6 subiecți pentru un anumit moment al filmului [Dobrea, 2005b]

5.2. Rezultatele obținute

Pentru a caracteriza posibilele comportamente comune ale *patter*-urilor de mișcare asociate cu diferitele secvențe din film (capabile să inducă stări emoționale) pentru toți cei 6 subiecți s-a folosit coeficientul de corelație Pearson.

În **Figura 10** se prezintă evoluția în timp a distanțelor între subiecți și punctul de observație pentru un anumit segment al filmului capabil să inducă o stare emoțională. Lungimea temporară a acestui segment analizat este de 30 de secunde. Cele șase serii pentru cei șase subiecți sunt numerotate cu S1, S2, S3, S4, S5 și S6. Seriile prezentate în **Figura 10** au fost obținute după eliminarea artefactelor generate de mișcările membrilor superioare. Coeficientul de corelație Pearson a fost calculat pentru toate perechile de secvențe temporare prezentate în **Figura 10**. Rezultatele obținute sunt prezentate în **Tabelul 2**.

Tabelul 2. Coeficientul de corelație între diferitele perechi de serii [Dobrea, 2005b]

	S1	S2	S3	S4	S5	S6
S1	1	0.831	0.496	-0.27	0.835	0.954
S2	0.831	1	0.696	0.019	0.692	0.795
S3	0.496	0.696	1	0.003	0.616	0.459
S4	-0.27	0.019	0.003	1	-0.33	-0.44
S5	0.835	0.692	0.616	-0.33	1	0.803
S6	0.954	0.795	0.459	-0.44	0.803	1

Rezultatele prezentate în **Tabelul 2** evidențiază printr-o analiză cantitativă rezultatele calitative prezentate în **Figura 10**. Aceste rezultate dovedesc capacitatea sistemului de achiziționa și evidenția o anumită stare internă a subiecților. Doar pentru un singur subiect, S4, rezultatele nu au fost concludente. Dacă analiza se reia și se calculează coeficientul de corelație între seria distanțelor achiziționate fără eliminare artefactelor generate de membre, pentru subiectul S4, și seriile originale prezentate în **Figura 10** se observă că și subiectul 4 are un mod similar de a-și exprima prin intermediul mișcării emoțiile induse. Valorile obținute sunt prezentate în **Tabelul 3**.

Tabelul 3. Noii coeficienți de corelație determinați în situația utilizării și a semnalului de mișcare a mâinii

	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Mână	0.479	0.768	0.582	0.397	0.437	0.422

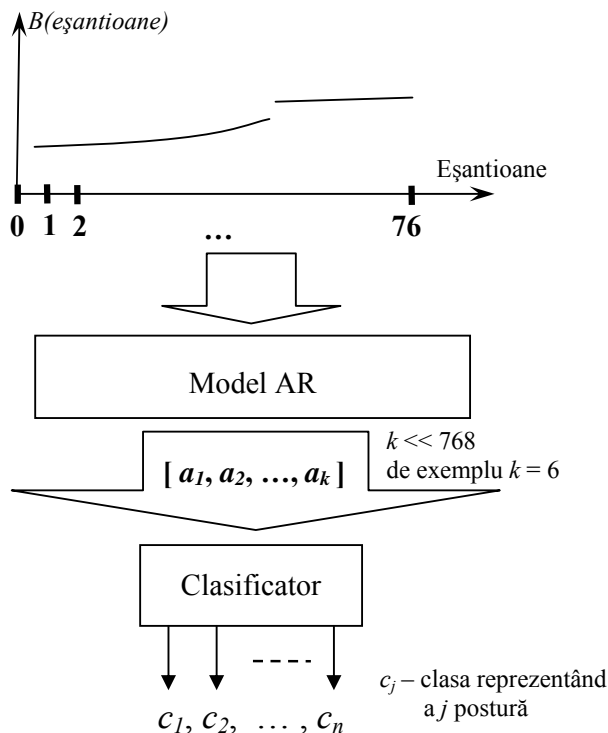
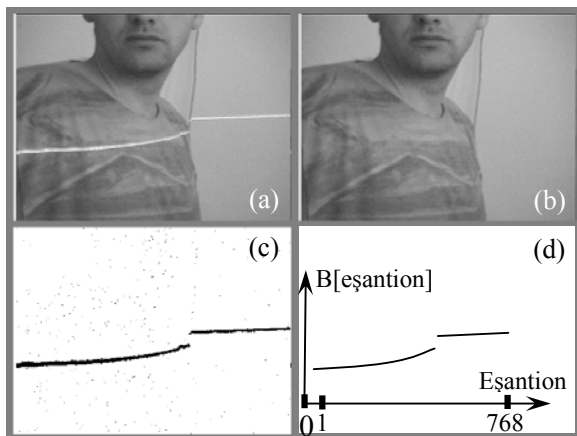


Figura 11. Schema bloc a sistemului

prezentate în **Figura 2** (care dacă este menținută o perioadă mai lungă de timp sugerează plictiseala

5.3. Discuții și concluzii

Valorile prezentate în **Tabelul 3** și în **Tabelul 4** susțin și demonstrează capabilitatea noului sistem de a evidenția starea emoțională a unui grup de subiecți reflectată prin intermediul mișcărilor involuntare a acestora.

Datorită modurilor diferite de manifestare a stării emoționale ale diferiților subiecți (prin mișcarea trunchiului, a mâinilor etc.) și a momentului în care aceste stări sunt exteriorizate se obține această dispersie a valorilor coeficienților de corelație calculați prezentată în ambele tabele. Pentru analize similare efectuate pe alte segmente temporare a filmelor rezultatele au fost apropiate.

Când coeficienții de corelație au fost calculați pe întreaga perioadă de derulare a filmelor și nu pe anumite segmente particulare valorile acestora au scăzut până la valori de 0.125, chiar mai mici. Această scădere este determinată în principal de o serie de factori perturbatori precum: mișcările aleatoare ale subiectului, imposibilitatea menținerii aceleiași poziții ortostatice etc.

În concluzie noul sistem prezentat și analizat în acest subcapitol al sintezei activităților depuse în cadrul grantului este capabil să achiziționeze o informație (mișcarea trunchiului sau a membrelor subiectului) aflată în corelație cu starea emoțională a unui subiect uman prin intermediul unui senzor neinvaziv.

6. De la limbajul corpului la identificarea stărilor emoționale

Identificarea unor posturi specifice ale unui subiect precum cele

față de o anumită problemă sau activitate) sau în **Figura 11** (lipsa interesului dorința de a pleca, de a fi în altă parte) pot aduce informații fundamentale despre starea emoțională a subiectului – aceasta deoarece toate aceste posturi precum și multe altele au un echivalent în starea emoțională a unui subiect.

Pentru identificarea acestor posturi suntem obligați să caracterizăm seriile de timp rezultante în urma obținerii proiecției laser pe trunchiul subiectului, **Figura 11 (c)**.

Deoarece seria de timp rezultantă, B[eșantion], va avea 768 eșantioane (acest număr de eșantioane este dat de rezoluția pe orizontală a sistemului de achiziție video) și, mai mult, deoarece sistemul utilizat pentru clasificare rulează pe un DSP apare necesitatea stringentă a diminuării dimensionalității setului de date de intrare.

Pentru atingerea acestui obiectiv seria de date a fost modelată cu ajutorul unui model autoregresiv (AR). Determinarea coeficienților modelului AR se poate realiza cu ajutorul sistemului de ecuații Yule-Walker, dar dezavantajul acestei metode este dat gradul ei de complexitate – metoda are un ordin de complexitate $O(N^3)$. Speculând proprietățile matricii de corelație a setului de date – este o matrice Hermetiană și de tip Toeplitz – algoritmul Levinson-Durbin este capabil să determine parametrii modelului printr-o încărcare computațională mult mai scăzută. Ordinul de complexitate al algoritmului Levinson-Durbin este $O(N^2)$.

Doi clasificatori neuronali artificiali au fost implementați și utilizați în clasificare diferitelor posturi ale subiecților: o rețea neuronală de tipul perceptron multistrat (MLP – *multilayer perceptron*) și o rețea de tipul RBF (*radial basis function*). Deoarece performanțele rețelei MLP au fost superioare rețelei RBF, pentru această problemă particulară de clasificare a diferitelor posturi, în continuare vom prezenta numai rezultatele obținute cu ajutorul acestei structuri neuronale.

Rețeaua neuronală MLP a fost antrenată utilizându-se algoritmul de retropropagare a erorii (*backpropagation*) [Haykin, 1996]. Acest algoritm de învățare neuronal este ușor de aplicat și foarte robust dar are marele dezavantaj de a avea un ordin de complexitate egal cu $O(N^2)$ – N este numărul de elemente de procesare (neuroni) a rețelei neuronale. Cerințele de memorie ale algoritmului sunt date în principal de necesitatea stocării variabilelor de tip gradient, având o necesitate echivalentă ca ordin de mărime cu $O(M \cdot N)$ – M este numărul de ieșiri ale rețelei neuronale. Pentru testare performanțelor acestui sistem am ales o rețea neuronală cu 10 ieșiri – capabilă a identifica 10 posturi. În plus, dacă luăm în considerare numărul vectorilor de trăsături necesar determinării corecte a suprafețelor de decizie și numărul epocilor de antrenare observăm puterea de calcul necesară pentru antrenarea rețelei cu algoritmul backpropagation.

Pentru a evita toate aceste neajunsuri, generate de necesitățile de calcul utilizate în antrenarea sistemului, antrenarea rețelei neuronale se realizează pe un calculator personal. După determinarea ponderilor pentru fiecare neuron în parte acestea sunt încărcate în rețeaua neuronală care lucrează pe DSP. Astfel sistemul de recunoaștere a posturilor are două moduri de lucru [Dobrea, 2005a]:

- modul complex bioinstrumental de lucru – atunci când sistemul identifică diferitele posturi ale unui subiect, și
- modul de învățare al sistemului.

Când sistemul este setat să lucreze drept complex bio-instrumental va prelucra datele conform schemei bloc prezentate în **Figura 11**.

În modul de lucru „învățare” sistemul este condus în mod integral de calculatorul personal la care este conectat. În prima fază se constituie baza de date necesară antrenării structurii neuronale. În cea de a doua fază rețeaua neuronală este antrenată automat până în momentul în care eroarea pe setul de cros-validare începe să crească. Setul de date de cros-validare a fost ales să fie 20% din întregul set de date. În ultima fază ponderile sunt trimise complexului bio-instrumental iar sistemul este configurat să lucreze în modul standard de lucru – acela de identificare a diferitelor posturi ale utilizatorului.

7. Rezultatele clasificării

S-a ales o arhitectură de rețea neuronală cu două straturi ascunse. Din seria de timp au fost extrași 8 coeficienți AR, pe primul strat neuronal rețeaua a avut 14 neuroni, pe cel de al doilea strat 12 neuroni iar pe ultimul 10 neuroni (corespunzători celor 10 clase).

Cu toate că rezultatele obținute sunt preliminare s-a obținut o rată de clasificare foarte mare, în cel mai prost caz performanțele au fost de 82% [Cracan, 2005].

În final putem spune că am dezvoltat un nou sistem de interfațare om-calculator capabil să folosească un nou tip de informație nemaiutilizat până acum în acest domeniu – limbajul non-verbal al

unui subiect uman, mai exact limbajul trupului. Sistemul este unul non-contact fiind capabil să lucreze la o rată foarte mare a ciclurilor de lucru (aproximativ 3 recunoașteri pe secundă).

8. Concluzii

Chiar dacă principiul de funcționare al senzorului se bazează pe extragerea informației din imagini, acesta este foarte rapid putând extrage proiecția planului laser în intervalul dintre achiziția a două cadre. Alegerea DSP-ului a fost corectă iar performanțele sistemului pot fi îmbunătățite ușor în viitor (de exemplu prin simpla înlăturare a codului care compune și afișează imaginea în timp real pe monitor).

Rezultatele obținute sunt de un înalt nivel științific și sunt în conformitate cu direcțiile și stadiul actual de dezvoltare a domeniului, fiind certificate și prin acceptarea acestora pentru prezentarea lor la conferințe internaționale din străinătate și publicarea lor în reviste cotate ISI.

În plus, în cadrul concursului internațional „*The Innovact Awards for Innovation*”, 2005 organizat de *European Commission* și de *European Foundation for Management Development*, care a avut loc pe data de 4 – 5 octombrie 2005, Reims, France, în timpul celei de-a zece-a ediții a forumului *Innovact (European forum for innovative growth companies)* s-a obținut locul II. În cadrul proiectului depus și ieșit câștigător o parte din cercetările acestui grant au fost prezentate. Validarea acestor cercetări de către o echipă independentă internațională subliniază încă o dată calitatea rezultatelor obținute.

În cadrul acestei cercetări **au fost atinse toate obiectivele propuse** pentru a fi realizate de către colectivul de cercetare constând în: realizarea sistemului electromecanic de comandă a scanner-ului laser, implementarea în DSP-ul TMS320F6416 a subrutinelor de achiziție, prelucrare și extragere a conturului laser din imaginile disponibile, construirea algoritmului genetic de determinare a distanțelor, determinarea polinoamelor de codare și de decodare a informației, estragerea trăsăturilor, construirea clasificatorilor, demonstrarea existenței unei corelații între mișcare subiectului și starea emoțională a acestuia, testarea și analiza performanțelor sistemului.

Acest nou complex bio-instrumental este primul sistem conceput și realizat, pe plan mondial, capabil să achiziționeze și să interpreteze diferitele stări emoționale ale unui subiect exprimate prin intermediul limbajul nonverbal (limbajul trupului) în lumea sistemelor digitale.

Conf. Dr. Ing. Cleju Ioan

Referințe

- [Alexa, 2000] D. Alexa, A. Lazar, *Optimization of PWM Techniques with Partially Constant Modulating Waves*, Electrical Engineering, vol. 82, nr. 5, pp. 263-272, 2000
- [Alexa, 2004a] Dimitrie Alexa, Adriana Sirbu, Dan-Marius Dobrea, Tecla Goras, *Topologies of Three-Phase Rectifiers With Near Sinusoidal Input Currents*, IEE Proceedings - Electric Power Applications, ISSN 1350-2352 (accepted, see the web address <http://www.iee.org/Publish/Journals/ProfJourn/Proc/journalIssues.cfm?display=forthcoming&objctID=10FB4592-C426-41BB-ABA3AAAF26CAF6C6>)
- [Alexa, 2004b] Dimitrie Alexa, Adriana Sirbu, Dan-Marius Dobrea, *An Analysis of Three-Phase Rectifiers With Near Sinusoidal Input Currents*, IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 51, No. 4, August 2004, pp. 884-891, ISSN 0278-0046
- [Cleju, 2004] Ioan Cleju, Adriana Sirbu, *Further Research on Polynomial Unequal Error Protection Codes*, Capitol în cartea *Intelligent Systems*, Editura “Performantica”, Iași, Romania, editor Horia-Nicolai Teodorescu, ISBN 973-7994-85-X, 2004
- [Cracan, 2005] A. Cracan, C. Teodoru, D.M. Dobrea, Techniques to implement an embedded laser sensor for pattern recognition, The International Conference on "Computer as a tool", Belgrad, Serbia & Montenegro, 21-24 noiembrie 2005, acceptată spre publicare
- [Dobrea, 2002] Dan-Marius Dobrea, *A New Type of Sensor to Monitor the Body Torso Movements Without Physical Contact*, EMBE'2002, Proceedings of Second European Medical and Biological Engineering Conference, December 4-8, 2002, Vienna, Austria, IFMBE Proceedings, Vol. 3, Part 1, pp. 810-811, ISBN 3-901351-62-0
- [Dobrea, 2004] Dan-Marius Dobrea, Adriana Sirbu, Monica-Claudia Serban, *DSP Implementation of a New Type of Bioinstrumental Noncontact Sensor*, Proceedings of 4th European Symposium in Biomedical Engineering, Session 3, Patras, Greece, 25th - 27th June, 2004

- [Dobrea, 2005a] D.M. Dobrea, A. Cracan, C. Teodoru, A Pattern Recognition System for a New Laser Sensor, Proceedings of the 3rd European Medical and Biological Engineering Conference EMBEC'05, 20 – 25 noiembrie, 2005, Praga, Cehia, acceptată spre publicare
- [Dobrea, 2005b] D.M. Dobrea, M.C. Serban, From the movement to emotional state identification, Proceedings of the 14th International Conference of Medical Physics, Nuremberg, Germania, 14 –17 septembrie 2005, pp. 776-777, ISSN 0939-4990
- [Goldberg, 1989a] D. E. Goldberg, *Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning*, Addison Wesley Publishing Company, January 1989
- [Hava, 1998] M. A. Hava, J. R. Kerkman, T. Lipo, *Carrier-Based PWM-VSI Overmodulation Strategies : Analysis, Comparison and Design*, IEEE Transactions on Power Electronics, vol. 13, nr. 4, pp. 674 - 689, 1998
- [Haykin, 1996] S. Haykin, Adaptive Filter Theory, 3rd edition. Prentice-Hall International Inc., 1996
- [Hunt, 1968] V. Hunt, The Biological Organization of Man to Move, Impulse, 1968
- [Keijsers, 2003] N.L.W. Keijsers, M.W.I.M. Horstink, S.C.A.M. Gielen, *Online Monitoring of Dyskinesia in Patients with Parkinson's Disease*, IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol. 22, Nr. 3, pp. 96-103, 2003
- [MathWorld, 2005] MathWorld web server, mathworld.wolfram.com/CorrelationCoefficient.html
- [Kestenberga, 1999] J. Kestenberga et al., The meaning of movement, Gordon & Breach Publishers, 1999
- [Pease, 1992] A. Pease, Body Language – How to read other's thoughts by their gesture, Sheldon Press, 18th edition, London, ISBN: 0-85969-782-7, 1992
- [Press, 2002] W. H. Press et al, *Numerical Recipes in C++, the Art of Scientific Computing - 2nd edition*, Cambridge Univ. Press, 2002
- [Pease, 1992] A. Pease, *Body Language – How to read other's thoughts by their gesture*, Sheldon Press, 18th edition, London, ISBN: 0-85969-782-7, 1992
- [TI, 2001] Texas Instruments™, *IDK Programmer's Guide*, SPRU495A, September, 2001
- [Therrien, 1992] Charles W. Therrien. Discrete Random Signals and Statistical Signal Processing. Prentice-Hall International Inc. 1992 ISBN: 0-13-217985-7

Lucrări rezultate în urma acestui grant

- [Alexa, 2004a] Dimitrie Alexa, Adriana Sirbu, **Dan-Marius Dobrea**, Tecla Goras, Topologies of Three-Phase Rectifiers With Near Sinusoidal Input Currents, IEE Proceedings - Electric Power Applications, Vol. 151, Nr. 6, November 2004, pp. 673-678, ISSN 1350-2352
- [Alexa, 2004b] Dimitrie Alexa, Adriana Sirbu, **Dan-Marius Dobrea**, An Analysis of Three-Phase Rectifiers With Near Sinusoidal Input Currents, IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 51, No. 4, August 2004, pp. 884-891, ISSN 0278-0046
- [Cleju, 2004] **Ioan Cleju**, Adriana Sîrbu, Further Research on Polynomial Unequal Error Protection Codes, Capitol în cartea Intelligent Systems, Editura "Performantica", Iași, Romania, editor Horia-Nicolai Teodorescu, ISBN 973-7994-85-X, 2004
- [Dobrea, 2002] **Dan-Marius Dobrea**, A New Type of Sensor to Monitor the Body Torso Movements Without Physical Contact, EMBEC'2002, Proceedings of Second European Medical and Biological Engineering Conference, December 4-8, 2002, Vienna, Austria, IFMBE Proceedings, Vol. 3, Part 1, pp. 810–811, ISBN 3–901351–62–0
- [Dobrea, 2004] **Dan-Marius Dobrea**, Adriana Sirbu, Monica-Claudia Serban, DSP Implementation of a New Type of Bioinstrumental Noncontact Sensor, Proceedings of 4th European Symposium in Biomedical Engineering, Session 3, Patras, Greece, 25th - 27th June, 2004
- [Cracan, 2005] A. Cracan, C. Teodoru, **Dan-Marius Dobrea**, Techniques to implement an embedded laser sensor for pattern recognition, The International Conference on "Computer as a tool", Belgrad, Serbia & Montenegro, 21-24 noiembrie 2005, acceptată spre publicare
- [Dobrea, 2005a] **Dan-Marius Dobrea**, A. Cracan, C. Teodoru, A Pattern Recognition System for a New Laser Sensor, Proceedings of the 3rd European Medical and Biological Engineering Conference EMBEC'05, 20 – 25 noiembrie, 2005, Praga, Cehia, acceptată spre publicare
- [Dobrea, 2005b] **Dan-Marius Dobrea**, M.C. Serban, From the movement to emotional state identification, Proceedings of the 14th International Conference of Medical Physics, Nuremberg, Germania, 14 –17 septembrie 2005, pp. 776-777, ISSN 0939-4990