

## Soluție software pentru interfațarea CT Scanner-ului / NMR Scanner-ului cu PC-ul

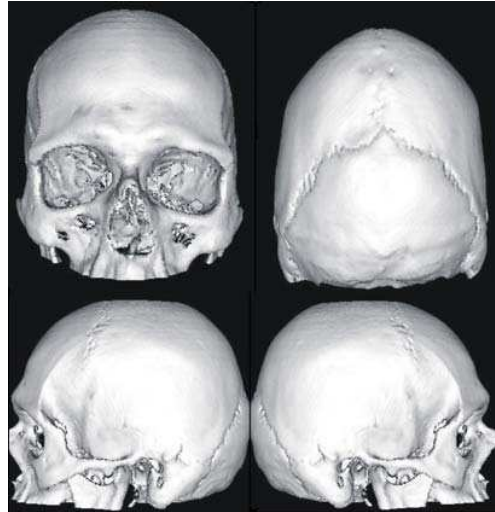
*Autori:*

Conf. Univ. dr. **Irina Zetu**, UMF Iasi

Stud. **Radu Ilinca**, UT Iasi

Drd. Ing. **László Nagy**, General Electric - Medical Division, Ungaria

Odată cu evoluția tehnicii de calcul și a mijloacelor de investigație medicală procesul de diagnosticare tinde să devină din ce în ce mai complex. Totodată, trebuie avută în vedere nu numai comunicația directă între aparatele de investigare și consola aferentă sosită odată cu achiziționarea echipamentului, dar și posibilitatea de interfațare a acestora cu tehnica de calcul. Lucrarea de față propune o soluție de interfațare a CT scanner-ului și a NMR-ului cu un PC obișnuit. Soluția aleasă presupune lucrul direct cu fișierele rezultate în urma efectuării analizei, indiferent de producatorul aparatului. Aceasta este posibil întrucât **toate** echipamentele actuale operează cu același standard de organizare a informațiilor: standardul DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Cunoaș-

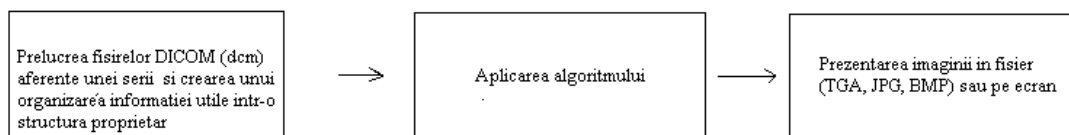


terea standardului DICOM permite folosirea seturilor de date rezultate în urma analizelor și în **cadru** unor soluții software proprii, altele decât programele livrate la achiziționarea aparatului și care sunt implementate pe consola (Easy View, Irfanview, etc). Aceasta conferă diagnosticianului avantajul deosebit al selectării parametrilor de generare a imaginii de către CT/NMR: număr de "felii" (de secțiuni) prin volumul de analizat, distanța dintre acestea și rezoluția cu care se obțin datele din fiecare plan de secțiune etc. În acest fel devine posibilă realizarea unui raport **cost analiză / fidelitate imagine** cât mai convenabil.

În lucrare se prezintă: modalitățile de interpretare a unui fișier de date de tip DICOM, principiul de operare al unui algoritm de reconstituire a imaginilor medicale în 3D. Sunt prezentate câteva reconstituiri realizate pe baza datelor obținute de la CT/NMR. Totodată se exemplifică efectele modificării parametrilor de funcționare a aparatului, la realizarea analizei, asupra calității imaginii obținute prin reconstituire. De asemenea sunt prezentate avantajele oferite de folosirea unor produse software originale: observarea părții scanate din diferite unghiuri, alcătuirea unor funcții de transfer care să permită vizualizarea după dorință a structurilor obținute prin reconstituire. Astfel de cercetări permit valorificarea completă a informațiilor obținute de la CT/NMR scanner, concomitent cu economisirea fondurilor (zeci sau sute de mii de euro) necesare achiziționării software-ului de dezvoltare de la producătorul aparatului.

Cuvinte cheie: **CT/NMR (computer tomography / nuclear magnetic resonance), DICOM standard 3.0, raycasting, funcții de transfer, reconstrucție în 3D.**

Vizualizarea imaginilor științifice (imagini medicale, imagini ale unor structuri micro și macro moleculare, imagini ale unor structuri spațiale, etc) a devenit un domeniu de cercetare prioritar din domeniul graficii asistate de calculator (Computer Graphics). Pe lângă aceasta, există un curent de standardizare a modului de codificare a imaginilor pentru fiecare ramură în parte, din care unul, cel mai important, este DICOM-ul (Digital Imaging and Communications in Medicine). Această specificație a fost realizată ca urmare a dezvoltării extrem de rapide a aparaturii de investigație medicală și a necesităților de comunicare & transfer de date între aparate / stații de lucru. Standardul DICOM a fost conceput și realizat de către NEMA (National Electrical Manufacturers Association). Foarte important este faptul ca acest standard este respectat de către toți producătorii de CT scannere și NMR-uri ( General Electric, Philips, etc). Aplicația software, care de altfel se constituie în materializarea acestui articol, lucrează cu ultima versiune a standardului - DICOM 3.0. Totodată în lucrare există un modul separat care se ocupă cu prelucrarea fișierelor dcm, în sensul “pregătirii” informației volumetrică, căreia i se va aplica algoritmul pe baza căruia se obține o imagine medicală utilă în procesul de diagnosticare. Etapele care trebuie parcurse pentru obținerea imaginii medicale folosind această soluție software sunt descrise schematic în Fig.0.



**Fig.0**

În prima etapă ( fig. 0) se efectuează procesarea fișierelor dcm obținute de la scanner. La finalul acestei etape rezultă **un nou fișier**, care conține doar informațiile volumetrică, organizate într-o structură de date special definită. Pentru aceasta fișierul este deschis în mod binar, ceea ce permite căutarea tag-urilor (**etichetelor**) care oferă informații despre: datele de identificare ( pacientul și analiza efectuată etc) dar și despre informațiile care permit crearea imaginii (informația volumetrică). În continuare se prezintă câteva dintre cele mai semnificative tag-uri, așa cum sunt ele create de către CT scanner / NMR:

(0008,0070) LO	[GE MEDICAL SYSTEMS]	#	18, 1	Manufacturer
(0008,0016) UI	=MRImageStorage	#	26, 1	SOPClassUID
(0028,0101) US	16	#	2, 1	BitsStored

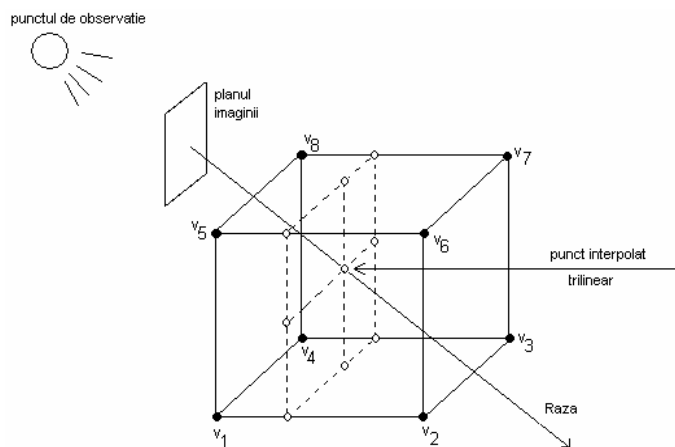
De asemenea se menționează semnificația pentru câteva dintre tag-uri, precizându-se și tipul de date care codifică respectiva informație. Cunoașterea tipului datei este obligatorie pentru interpretarea acesteia. Trebuie menționat că, în mod obișnuit, nu sunt afișate automat decât informațiile generale privind analiza efectuată. În schimb nu sunt prezentate datele pe baza cărora se efectuează **reconstituirea** imaginii obținute prin scanare.

- ♦ Primul tag extras specifică producătorul aparatului iar datele aferente acestuia sunt de tip long string;
- ♦ Tagul următor, tipul de imagine (MR în cazul nostru) este reprezentat printr-o variabil unsigned int, codificat pe 2 byte ;
- ♦ Al treilea tag precizează numărul de biți folosit pentru codificarea informațiilor și este reprezentat printr-o variabilă de tip unsigned short.

La citirea fișierului obținut de la CT/NMR sunt “inspectate”(identificate) și ignorate datele care alcătuiesc tag-urilor de identificare. În acest mod, prin eliminarea informațiilor de “identificare” se obține un nou fișier, care corespunde unei serii adică datele obținute în urma unei analize .Deci, acesta va conține numai informația utilă, gata organizat într-o structură special

definită și pregătită pentru prelucrarea grafică pe baza algoritmului ales ( raycasting, shear-warp, splatting etc.)

Principiul de operare al algoritmului raycasting este prezentat în fig.1.



**Fig 1**

Etapele de calcul sunt următoarele:

- ♦ “emiterea” unor raze din punctul de observație, prin planul în care ne propunem să “reconstituim” imaginea, către setul de date obținut de la CT/NMR. Aceste date reprezintă sub forma cifrică comportamentul punctual al țesutului uman la trecerea razei incidente emise de aparat. Numărul de valori obținute pentru o felie (un plan orizontal prin anatomia scanată) este determinat de rezoluția aleasă la efectuarea analizei (cu care lucrează CT/NMR) și este de ordinul 256x256 valori;
- ♦ determinarea prin interpolări lineare successive a coordonatelor unui plan care se va intersecta cu raza incidentă (interpolare trilineară);
- ♦ intersectarea razei incidente, care formează imaginea, cu planul obținut prin interpolare.

Procedul se reia prin considerarea **cubeștilor** care se pot obține cu datele tuturor seriilor care s-au obținut în urma unei analize. În acest mod este urmărită raza din momentul în care aceasta „intră” în volum până când “părăsește” volumul.

Există mai multe metode de interpolare:

- ♦ trilineară (folosită de această aplicație) și care presupune luarea în calcul a celor mai “apropriate” 8 valori de punctul de intersecție al razei cu volumul;
- ♦ tricubică care ia în calcul cele mai apropiate 64 de valori (această interpolare duce la o aproximare mult mai bună și deci, la o imagine de maximă fidelitate. Din păcate, această metodă are dezavantajul că duce la creșterea timpului de calcul foarte mult, făcând această metodă inutilizabilă practic.

Fiecare punct obținut prin intersecția menționată mai sus este caracterizat prin patru parametri: culorile primare (**roșu**, **verde** și **albastru**), opacitatea și gradientul intensității luminoase. Valorile calculate pentru punctul de intersecție menționat mai sus reprezintă contribuția de culoare, de opacitate și de intensitate luminoasă a acestuia la imaginea finală. În momentul în care opacitatea ajunge la 1 (deci, nu se mai “vede” din acest punct) algoritmul oprește “urmărirea” razei. În acest mod se realizează o optimizare a algoritmului prin reducerea timpului de calcul. Determinarea valorii gradientului în fiecare punct este fundamentală, întrucât pentru realizarea unei imagini 3D este necesară aplicarea unui model iluminare, iar acesta operează cu gradientii calculați pentru fiecare punct.

### Modelul matematic al algoritmului prezentat.

- Ecuația obținerii contribuției de culoare în punctul  $n+1$  este următoarea:

$$C_{t+1}^{n+1} = C_t^n + C_{\text{inf}}^{n+1} \cdot \alpha_{\text{inf}}^{n+1} \cdot (1 - \alpha_1) \cdot \dots \cdot (1 - \alpha_n) \text{ unde:}$$

$$C_{t+1}^{n+1} = \text{informația de culoare acumulată în punctul (n+1),}$$

$$C_t^n = \text{informația de culoare acumulată în punctul (n),}$$

$$C_{\text{inf}}^{n+1} = \text{informația de culoare specifică punctului (n+1),}$$

$$\alpha_{\text{inf}}^{n+1} = \text{transparența indusă de punctual (n+1),}$$

$$(1 - \alpha_1) \cdot \dots \cdot (1 - \alpha_n) = \text{transparența acumulată în urma procesării primelor n puncte.}$$

- Obținerea intersecțiilor successive ale razei cu punctele din interiorul volumului, (vezi fig.1) se realizează, așa cum s-a menționat anterior, prin interpolarea trilineară. Aceasta ia în calcul cele mai "apropiate" opt puncte (în fig. 2 acestea sunt  $v_1v_2v_3v_4v_5v_6v_7v_8$ ). Obținerea punctului prin această metodă, constă de fapt în aplicarea succesivă a interpolării liniare în planurile ( $v_1v_2v_3v_4$ ), ( $v_4v_5v_6v_7v_8$ ), ( $v_1v_2v_6v_5$ ), ( $v_4v_8v_7v_3$ ). Figura următoare (fig. 2) prezintă modelul interpolării liniare:

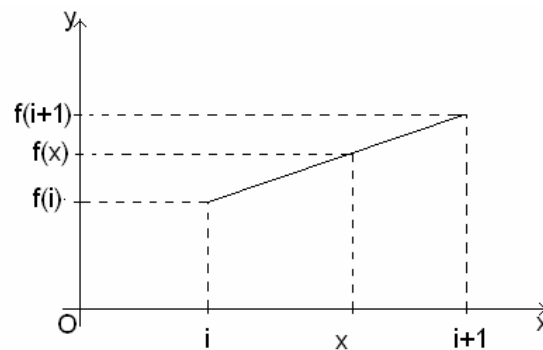


Fig. 2

Ecuația pt.  $x$  fiind:

$$f(x) = f(i) \cdot w_0 + f(i+1) \cdot w_1;$$

$w_0$  și  $w_1$  sunt distanțele între  $x$  și marginile intervalului.

În acest mod se calculează valorile pentru componentele de culoare, opacitate și gradientii fiecărui punct. Folosind informațiile care caracterizează fiecare punct se construiește un **model de iluminare**. Având în vedere că s-a urmărit evidențierea structurilor osoase și faptul că aceste structuri nu reflectă lumina, s-a folosit modelul lambertian. Fig.3 ilustrează principiul enunțat de Lambert: o suprafață este considerată iluminată dacă valoarea unghiului de incidență este între 0 și 90 grade.

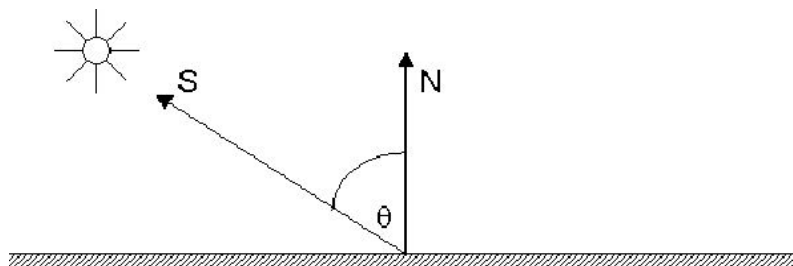


Fig.3

Ecuția fiind:

$$\vec{N} \cdot \vec{S} = \cos(\theta) |N| |S| = \cos(\theta) \quad (|N| = |S| = 1)$$

unde:

**N** reprezintă valoarea gradientului iar **S** este direcția razei incidente.

Unghiul dintre cei doi vectori ( $\theta$ ) se numește unghi de incidență. După determinarea valorii lui  $\theta$  se calculează influența sursei de lumină asupra valorilor efective cu care componentele de culoare intervin în alcătuirea imaginii “reconstituite”. Valorile astfel obținute pentru componentele de culoare sunt reținute într-un vector, după care sunt organizate într-un fișier imagine ( în cazul acestei aplicații un fișier TGA ).

### **Funcția de transfer**

În funcție de consistența structurilor anatomice care trebuie evidențiate este necesar să se aleagă funcția de transfer a informației volumetrică în culoare. Practic aceasta presupune stabilirea unei corespondențe injective între domeniul de valori al datelor volumetrică și culorile primare. În cazul de față algoritmul presupune, fără a reduce generalitatea, corpul omenesc ca fiind alcătuit din patru elemente distincte (apa, țesut moale, țesut gras, structuri osoase). Dacă se urmărește evidențierea și a altor tipuri de țesuturi acestea se definesc ca o combinație liniară între cele patru enunțate anterior. Având în vedere informația oferită de tag-ul (0028,0101) US 12, ceea ce semnifică că valoarea maximă de densitate este  $2^{12} = 4096$  se stabilesc următoarele patru intervale:

$$\left\{ \begin{array}{l} [0, 950] \text{ reprezentând apa din organism, transparența totală (1),} \\ [951, 1070] \text{ reprezentând țesutul gras, culoare verde, transparență medie} \\ [1071, 1300] \text{ reprezentând țesutul moale, culoare roșie, transparență mică} \\ [1301, 2^{12}] \text{ reprezentând structurile osoase, culoare albă, transparență 0.} \end{array} \right.$$

Odată făcută această mapare în domeniul culorilor, fiecare structură va avea o culoare distinctă. Alegerea corectă a funcției de transfer este foarte importantă deoarece prin intermediul acesteia se realizează distribuția culorilor și implicit o imagine mai elocventă.

### **Complexitatea algoritmului**

Complexitatea acestui algoritm este dată de cele două bucle repetitive imbricate care implementează calculul componentei de culoare corespunzătoare fiecărui pixel. Pentru o imagine de rezoluție 256x256, pe un PC echipat cu un procesor Intel P4, timpul de procesare a fost de aprox. patru minute.



Reconstrucție 3D a unui set de date CT; timp de procesare: 4.1 min

Reconstrucție 3D a unui set de date NMR, timp de procesare 3.5 min.

Reconstrucție 3D a unui set de date CT; timp de procesare 4.2 min.

Pentru obținerea imaginilor de mai sus s-au folosit funcții de transfer diferite, specifice fiecărei anatomii scanate și care se dorește a fi evidențiată.

### Dezvoltarea ulterioară

Există mai multe posibilități de a dezvolta această soluție software:

- ♦ crearea unei biblioteci cu un număr mare de funcții de transfer, fiecare specializată pe o altă structură de țesut;
- ♦ implementarea unei biblioteci care, folosind unele dintre informațiile din antetul DICOM, să extragă din informația volumetrică (setul de date inițiale) secvența care reprezintă o anumită structură anatomică. În continuare se efectuează reconstituirea numai pentru această secțiune.
- ♦ reconstituirea 3D în ortodonția fixă. Imaginile obținute prin reconstituirea 3D oferă posibilitatea stabilirii exacte a centrului de greutate  $G$  a dintelui, a axei vestibulo-linguale și mezio distale (axele secundare de inerție) și deci precizarea punctului  $FA$  care este extrem de important în colarea exactă a bracket – urilor.

### Bibliografie:

- 1) Dr. Szirmay – Kalos László, Számítógépes Grafika, Computer Books, Budapest, Ungaria, 1999
- 2) Ilinca Radu, Dr. Szirmay – Kalos László, Software Tool for Visualizing 3D Medical Datasets, 8<sup>th</sup> International Symposium of Automatic Control and Computer Science, Iasi, Romania, Octombrie 2004,
- 3) Marc Levoy, Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Computer Graphics and Applications, May 1998
- 4) DICOM Standard, documentatia oficiala, 2000
- 5) G.T. Herman nad H.K. Liu „Three Dimensional Display of Human Organs from Computer Tomograms”, Computer Graphics and Image processing, Jan. 1979.
- 6) Software Tool for Visualizing 3D Medical Datasets, Radu Ilinca, Szirmay – Kalos László, 8th International Symposium On Automatic Control and Computer Science, Iasi, 2004, Romania.