

ANATOMIA IMAGISTICĂ A EXTREMITĂȚII CEFALICE

Curs 8

ANATOMIA COMPUTER-TOMOGRAFICĂ A REGIUNII DENTO-MAXILARE- I -

8.1. DIAGNOSTICUL COMPUTER TOMOGRAFIC DENTO-MAXILAR

8.1.1. BAZE FIZICE

8.1.2. MODALITĂȚI ȘI TEHNICI IMAGISTICE

8.1.3. ANALIZA TOMODENSITROMETICĂ COMPUTERIZATĂ A LEZIUNILOR ELEMENTARE DENTO-MAXILARE

8.1. DIAGNOSTICUL COMPUTER TOMOGRAFIC DENTO-MAXILAR

8.1.1. BAZE FIZICE

Computer tomografia (CT) este o metodă imagistică prin care, cu ajutorul unui fascicol colimat de raze X, se obține imaginea unei secțiuni dintr-o anumită regiune explorată din organism, prin măsurarea atenuării fasciculului de raze X care străbate corpul și reconstrucția imaginii folosind datele astfel obținute cu particularități diferite în funcție de diversele structuri traversate.

Spre deosebire de radiologia clasică, în locul filmului radiologic se utilizează cristale ionizabile care, prin efectul de scintilație, transformă energia fonică restantă după traversarea corpului în cuante de lumină, convertite apoi în microcurenți electrici, amplificați și transmiși sub formă numerică unui computer. Acesta va afișa o imagine reconstruită a secțiunii explorate în nuanțe de gri în strictă concordanță cu intensitatea restantă a fasciculului de raze X la ieșirea din corpul traversat.

Întrucât intensitatea restantă a fasciculului de raze X atenuat la trecerea prin corp depinde de compoziția și densitatea acestuia conform relației:

$$I = I_0 \times e^{-\mu X}$$

iar absorbția propriu-zisă a razelor X este dată de relația:

$$\text{Absorbția} = Z^4 \times \lambda^3 \times \rho \times d$$

rezultă că densitățile structurilor anatomice traversate vor fi la rândul lor caracterizate prin coeficienții de absorbție specifici.

Reprezentarea coeficienților de absorbție în valoare absolută este dificilă, astfel că s-a recurs la exprimarea lor prin valori relative raportate la coeficientul de absorbție al apei luat ca valoare de referință:

$$\mu = \frac{\mu_{corp}}{\mu_{apa}}$$

iar prin introducerea scării Hounsfield, valorile coeficienților de absorbție raportați la valoarea apei sunt exprimați în unități "Hounsfield" (U.H.) după formula:

$$U.H. = \frac{\mu_{CORP} - \mu_{APA}}{\mu_{APA}}$$

S-a reușit astfel obținerea unei scări de măsură cu două valori fixe:

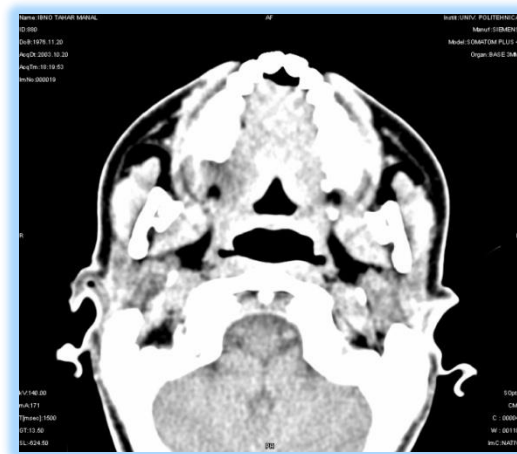
$$\mu_{apa} = 0 \text{ U.H.}$$

$$\mu_{AER} = - 1000 \text{ U.H.}$$

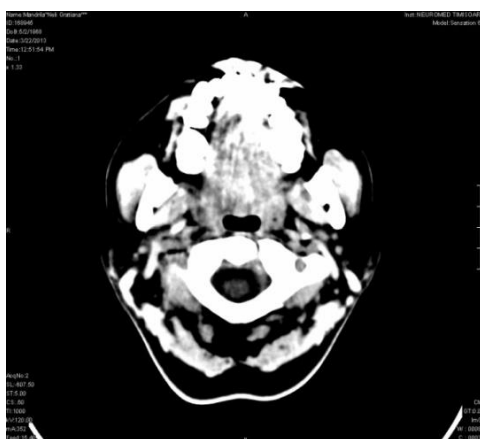
după a căror valoare se face calibrarea aparatelor C.T., rezultând nuanțe de gri egal distribuite de o parte și de alta valorii zero a apei. Fiecărei nuanțe de gri convențional astfel obținută, caracterizează o anumită densitate dintre cele traversate și constituie o valoare matematică exactă folosită pentru reconstrucția computerizată a secțiunii anatomice explorate și afișarea ca imagine finală pe monitor.

Astfel cele mai mici valori ale coeficienților de atenuare sunt cele ale aerului și gazelor în timp ce structurile osoase, metalele și substanțele de

contrast vor avea valori maxime. Prin exteriorizarea pe un monitor video a datelor astfel obținute și cuantificate, fiecărui coeficient de atenuare îi corespunde o nuanță de gri, acoperind o gama de 2000 de valori. Deoarece ochiul uman nu este capabil să distingă mai mult de 16-20 nuanțe de gri, se recurge la selectarea în practica curentă a unor "ferestre" care reprezintă intervalul de densități convertit de totalitatea scării de gri-uri a monitorului. Lărgimea ferestrei (window-width) poate fi modificată: o fereastră largă furnizează o imagine cu contrast moderat, în timp ce o fereastră îngustă ne oferă un contrast excelent.

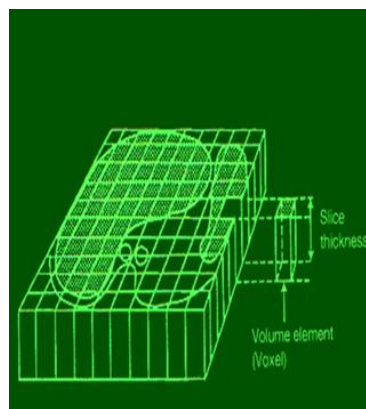
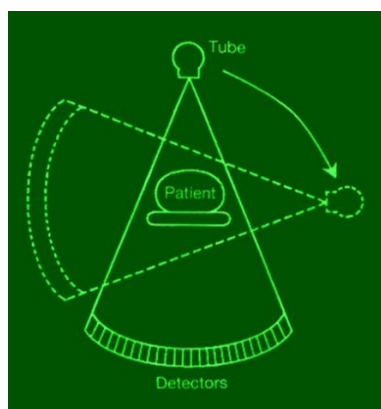


Pe monitorul TV, structurile ale căror densități sunt sub limita inferioară a ferestrei sunt reprezentate în negru. Structurile a căror densitate depășește limita superioară a ferestrei sunt reprezentate în alb. Nivelul ferestrei trebuie adaptat la valoarea medie a densității structurii studiate (de exemplu, pentru os, fereastră optimă este 1000-1500 UH, pentru encefal 80-100 UH).



Pentru acoperirea în întregime a diametrului de secțiune fasciculul de raze X din conic este transformat prin colimare într-un evantai de fotoni cu grosime variabilă cuprinsă între 1-10mm și cu deschidere angulară de 45 grade. La marginea evantaiului de raze X au fost montați un număr de aproximativ 500 de detectori de scintilație dispuși în coroană, care astfel vor înregistra la fiecare emisie radiogenă circa 500 de măsurători de densitate, a caror prelucrare și convertire în nuanțe de gri vor permite afișarea pe monitor a proiecției plane a secțiunii din corp de 1-10 mm grosime explorată.

În vederea disocierii structurilor de pe traiectul razei centrale a fasciculului colimat se folosește efectul de parallaxă prin mișcarea sursei radiogene față de obiect.



După ce a avut loc scanarea, computerul procesează datele obținute și formează o imagine numerică a secțiunii, coeficienții de atenuare fiind organizați în matrice. Conform tehnicilor de reconstrucție fiecare secțiune computer tomografică explorată poate fi divizată în elemente volumice numite voxeli a caror imagine finală va fi redată pe monitor sub forma unor pixeli (picture element) cu o nuanță de gri în funcție de valoarea coeficientului de atenuare al fiecărui voxel în parte. În funcție de valoarea coeficientului de atenuare, fiecare structură internă va putea fi recunoscută: pixelii corespunzători voxelilor cu atenuare mare (os, metale, substanță de contrast) sunt luminoși, în timp ce pixelii voxelilor cu atenuare mică (mușchi, grăsime, țesuturi moi) sunt întunecați.

Indicii de performanță ai examenului computer tomografic sunt cuantificați sub formă de rezoluție spațială și de densitate (distanța respectiv diferența de densitate la care două elemente geometrice matriceale, puncte sau linii pot fi percepute separat), ambele fiind într-o relație de strictă dependență cu: caracterele fluxului fonic, dimensiunile bolnavului, numărul de proiecții, mișcările care interferă în timp și poziția volumului țintă față de planul de secțiune.

Printre abilitățile care au consacrat computer tomografia ca metodă diagnostică de vârf sunt zoom-area imaginii (prin care un punct din imaginea achiziționată se va proiecta pe 4-5 puncte din matrice) și utilizarea ROI prin care o anumită regiune poate fi delimitată printr-un cerc sau dreptunghi cu

posibilitatea caracterizării ei prin studierea densității medii și a deviației standard în studiu comparativ nativ și după injectarea de substanță de contrast.

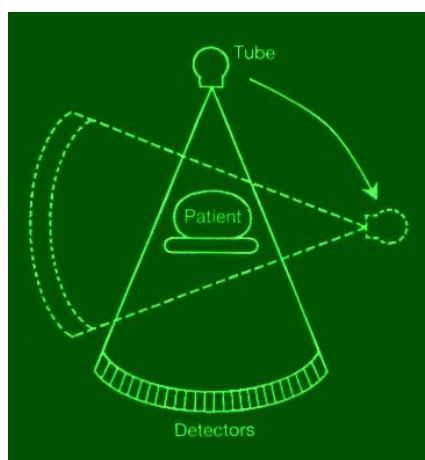
În computer tomografie, scanările clasice se fac după un plan de secțiune transversal, astfel rezultând secțiuni axiale pe care aparatura modernă are posibilitatea de a le reforma în plan frontal sau sagital. Imaginile reformate sunt utile în studiul pelvisului, al coloanei vertebrale, al diafragmului, toracelui etc. Dezavantajul constă în faptul că sunt necesare secțiuni multiple, contigue, iar obturațiile de amalgam, coroanele metalice, protezele și oricare alte densități metalice sunt puternic artefactogene, limitând explorările C.T. regionale.

O alta posibilitate este reconstrucția tridimensională utilă în studiul regiunilor anatomice complexe (de exemplu, masivul facial). Este folosită în studiul fracturilor complexe ale feței, coloanei vertebrale, pelvisului osos, umărului, genunchiului. Dezavantajele metodei fiind datorate soft-ului scump și timpului lung de reconstrucție.

8.1.2. MODALITĂȚI ȘI TEHNICI IMAGISTICE

În funcție de caracteristicile tehnice ale mișcării cuplului tub radiogen-detector au fost obținute mai multe generații de aparate C.T. a căror performanțe în scăderea timpului de achiziție a datelor au înregistrat o spectaculoasă ascensiune de la o generație la alta:

COMPUTER TOMOGRAF SECVENȚIAL



I. C.T. cu detector unic ce utiliza un fascicol de raze X care traversa organismul în 180 de timpi (reprize) cu o deplasare angulară de 1 grad. Atenuarea fascicolului se realiza printr-un detector opus tubului. După fiecare deplasare angulară se efectua o translație liniară la fel cu fascicolul care traversa organismul. Timpul de formare a imaginii era însă foarte lung.

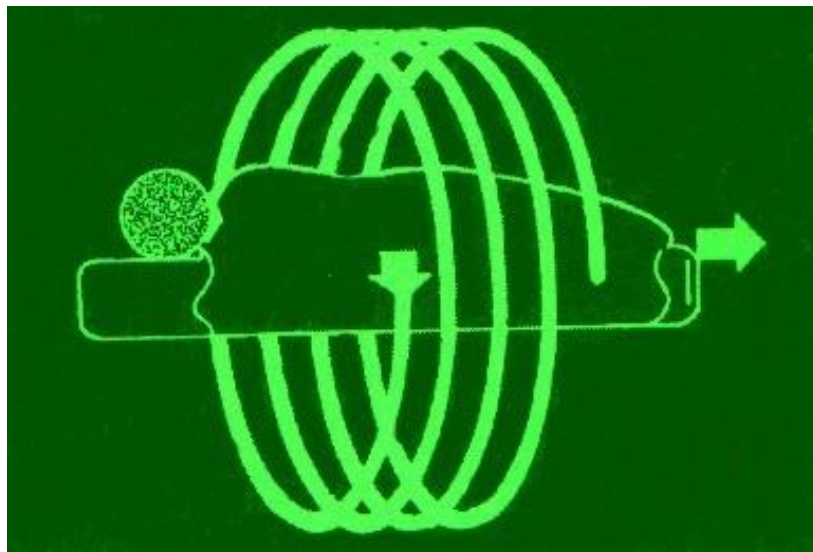
II. C.T. cu detectori multipli folosea un ansamblu de 5-50 detectori localizat în partea opusă sursei, rezultând o scădere a timpului de secțiune la 6-20 s.

III. C.T. cu detectori mobili în care un fascicol divergent traversează regiunea de examinat rotindu-se în jurul ei în același timp cu un ansamblu de 2000 de detectori, timpul de secțiune coborând la 3-8 s.

IV. C.T. cu detectori staționari, în care sursa se deplasează 360 grade în interiorul unei coroane fixe de 3000-4000 de detectori, timpul de secțiune reducându-se la 1-4 s.

În prezent se utilizează aparate C.T. spirale în care are loc o progresie continuă a masei de examinare cu pacientul explorat prin fasciculul colimat în evantai și, concomitent, tubul și detectorii execută o mișcare de rotație continuă în jurul acestora, rezultând o traiectorie spiralată a fasciculului de raze X prin pacient.

COMPUTER TOMOGRAF SPIRAL



COMPUTER TOMOGRAF MULTISLICE

Adaugarea mai multor rânduri de detectori la tehnica spirală a permis obținerea unor aparate C.T. multislice cu performanțe superioare de achiziție a imaginilor într-un ritm de 8 secțiuni pe secundă, reușind scanarea întregului torace în 10 secunde, cu practic eliminarea artefactelor de mișcare și progrese spectaculare în rezoluție și reconstrucție, prefațând imagistica volumetrică a viitorului.

Practic, prin introducerea a două sau patru arcuri paralele de detectori, s-a reușit o creștere în progresie a volumului de date simultan achiziționate, cu posibilități corolare de dezvoltare a imagisticii oricărui segment regional, dar cu cele mai mari beneficii imediate în explorarea toracică și cardio-vasculară.

RECONSTRUCȚIA MULTIPLANARĂ

Reconstrucția multiplanară (MPR) este cea mai simplă metodă de reconstrucție: după achiziția imaginilor se construiește un volum prin stocarea secțiunilor axiale, după care un software dedicat face secțiuni prin volum într-un alt plan, de obicei orthogonal. Opțional se pot folosi metode speciale de proiecție ca MIP (maximum-intensity projection) or mIP (minimum-intensity projection) pentru a forma secțiunile reconstruite.

Astfel, în locul clasicele secțiuni axiale prin regiunea anatomică scanată vom avea și reconstrucții coronale și sagitale:



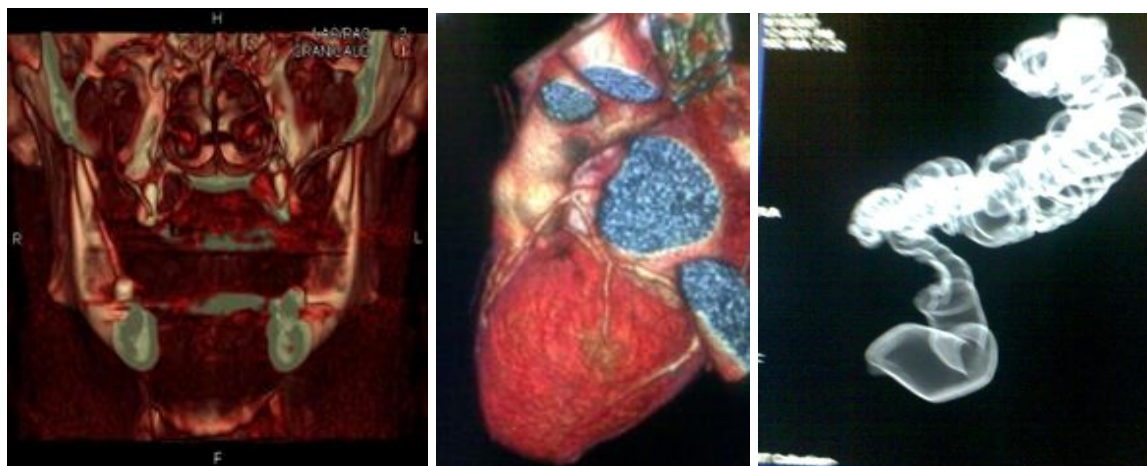
RECONSTRUCȚIE 3D

Un software dedicat reconstruiește tridimensional suprafața anatomică scanată, cu posibilități de colorare diferită a elementelor anatomice componente: mușchi, vase, nervi... cu multe aplicații în traumatologie și chirurgia estetică. În această tehnică structura internă a regiunii scanate este nevizualizată.



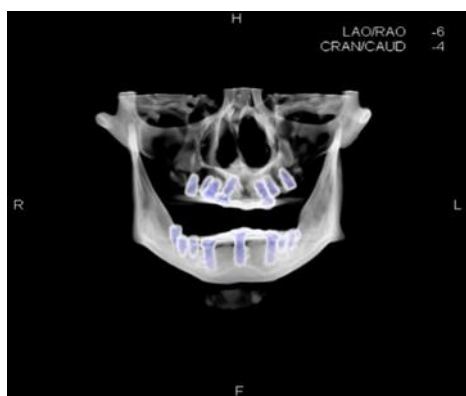
RECONSTRUCȚIA 3D VIRTUALĂ ENDOSCOPICĂ

Oferă posibilitatea de a vizualiza interiorul unor cavități, vase sanguine sau anse enterale prin reconstrucție 3D a suprafeței lor interne.



EXPLORAREA CT 3D A INTEGRITĂȚII IMPLANTELOR METALICE

Implantele metalice produc pe imaginile CT artefacte supărătoare care fac de multe ori examinarea imposibil de analizat. La CT MULTISLICE există posibilitatea ca prin extensia scalei de densitate de la -30 la +10 000 U.H nu numai că înlătură artefactele dar și redau cu acuratețe structura și poziția lor, putându-se aprecia integritatea acestora.



8.1.3. ANALIZA TOMODENSITROMETICĂ COMPUTERIZATĂ A LEZIUNILOR ELEMENTARE DENTO-MAXILARE

Imaginea computer tomografică se bazează pe contrastul de densitate al diferitelor țesuturi din secțiunea anatomică traversată de razele X pe baza căruia se reconstruiesc numeric structurile examinate pe baza unor valori relative de densitate comparate cu cea a apei și redate analog sub forma unor tente de gri corolare unităților Hounsfield folosite.

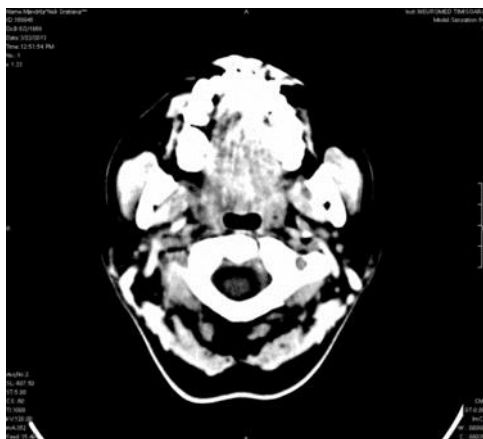
În funcție de densitățile diverselor structuri anatomice vom avea nuanțe deschise de gri, aproape albe corespunzătoare unor valori mari caracteristice metalelor, smalțului, dentinei, cementului dentar, compactei osoase, osului spongios explicând abilitățile deosebite în detectarea calcificărilor și a litiazei minuscule de organ.

Densitățile mici: aer, grăsime, lichide, organe parenchimotoase vor fi afișate în nuanțe de la negru spre gri în funcție de valorile coeficientului caracteristic de atenuare.

Pentru ameliorarea posibilităților de citire optică a imaginilor se selectează un nivel de densitate corespunzător densității structurilor examinate, numit centru al ferestrei de densitate, cu o lărgime convenabilă superior și inferior de acesta, care reprezintă diferența dintre densitatea cea mai mică și cea mai mare afișată în imagine.

Nivelul mediu de densitate al structurilor anatomice se situează între (+)10 – (+)90 UH fiind depășite inferior de densitățile negative: grăsimea aproximativ (-) 50 UH și aerul cu valori apropiate de (-)1000 UH, iar superior sunt depășite de calcificări și diferitele tipuri de țesut osos cu valori apropiate de (+) 1000.

În aceste condiții pentru explorarea CT dento-maxilară vom folosi o fereastră de țesuturi moi cu un centru în jur de (+) 50 UH cu o lărgime de aproximativ (+) 350 UH dacă dorim să investigăm țesuturile moi și o fereastră osoasă cu un centru de aproximativ (+) 500 UH cu o lărgime de aproximativ (+) 1500 UH pentru studierea structurilor scheletale.



Astfel, fiecare structură anatomică tisulară se caracterizează printr-o anumită densitate exprimată în unități UH și afișată în tente de gri. Orice deviere patologică globală sau circumscrisă a texturii tisulare studiate va fi decelată sub formă de hiper, hipo sau izodensitate și afișată ca o modificare globală sau focală a tentei de gri anatomic specifice.

Pentru a reuși diferențierea acelor structuri normale sau patologice cu densități foarte apropiate se recurge la administrarea intravasculară a substanțelor de contrast ce conțin o densitate metalică – compuși iodați – care cresc densitatea vasculară și implicit a structurilor cu vascularizație proprie care își vor mări densitatea cu 40 – 60 UH.