

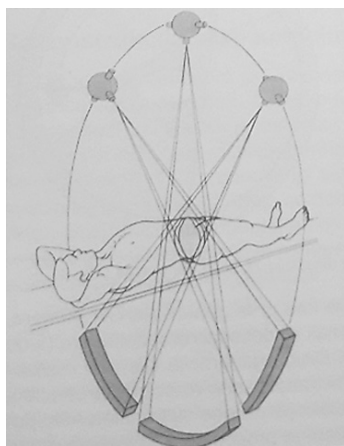
Kompjutorizirana tomografija – CT

Anja Čupurdija¹, Branko Petrinec²

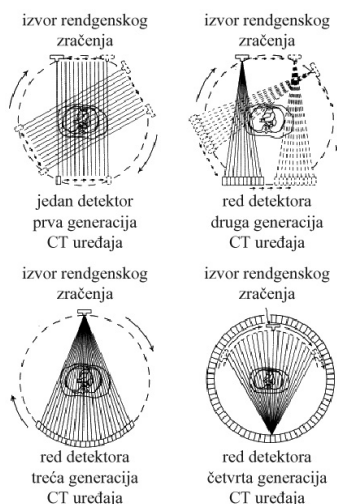
Epohalno otkriće rendgenskih zraka 1896. godine dovelo je do napretka u medicini i razvoja nove grane znanosti – radiologije. *Rendgensko zračenje* oblik je elektromagnetskog zračenja (γ zračenja) dobiveno umjetnim putem. Valna duljina ima raspon između 0.01 nm i 10 nm, što odgovara energijama u rasponu od 100 eV do 100 keV. Dijagnostičke rendgenske zrake koje se koriste u rendgenskim uređajima imaju energiju manju od γ zraka. Zbog visoke energije, γ zrake se slabo apsorbiraju u tkivu te nisu od koristi u slikovnoj dijagnostici. S druge strane, rendgenske zrake imaju veliku sposobnost apsorpcije što doprinosi nastanku radiograma (rendgenske slike). Rendgensko zračenje nastaje u staklenoj vakuumske cijevi. Zagrijavanjem katode dolazi do izbacivanja elektrona. Visoka razlika potencijala između katode i anode uzrokuje ubrzavanje elektrona prema anodi. U trenutku interakcije elektrona i anode, dolazi do naglog usporavanja elektrona. Gubitak kinetičke energije elektrona pretvara se većim dijelom u toplinu, dok tek mali dio rezultira zaključnim, rendgenskim zračenjem. Nastanak rendgenske slike rezultat je atenuacije (apsorpcije) rendgenskih zraka, odnosno oslikavanje razlika u atenuaciji. Kompjutorizirana tomografija koristi rendgensko zračenje za snimanje presjeka određenog područja interesa, [1]–[3].

Generacije CT uređaja

Kompjutorizirana tomografija zasniva se na tomografskoj tehnici. Princip tomografske tehnike temelji se na prolasku rendgenskog zračenja kroz tijelo pod različitim kutovima, [1].



Slika 1. Shematski prikaz tomografske tehnike, [4].



Slika 2. Četiri generacije CT-a, [5].

¹ Odjel za fiziku Sveučilišta u Osijeku.

² Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada u Zagrebu; e-pošta: petrinec@imi.hr

Postoji pet generacija razvoja kompjutorizirane tomografije. Generacije se razlikuju po modifikacijama detektora i pomicanju rendgenske cijevi.

Prva generacija CT-a koristila je kombinaciju translacijsko-rotacijskog pomaka rendgenske cijevi. Tek je jedan uski pravokutni snop zraka mogao biti usmjeren prema detektoru i izvršiti mjerenje. Nakon završenog mjerenja, pomicanjem rendgenske cijevi i detektora za stupanj, vrši se novo mjerenje. Mjerenja se nastavljaju do 180° . Nedostatak prve generacije je dugo vrijeme ekspozicije (3–5 minuta). Pomoću uređaja prve generacije, obavljala su se snimanja mozga, [4], [6].

Druga generacija CT-a također je koristila kombinaciju translacijsko-rotacijskog pomaka. Princip rada bio je isti kao i kod prve generacije uz broj detektora koji se povećao na 16 i smanjeno vrijeme ekspozicije (10–60 s) čime je ujedno smanjena i doza zračenja. Smanjenju vremena ekspozicije doprinjeo je divergentni snop zraka tzv. *lepezasti snop*. Osim mozga, omogućeno je snimanje i ostatka tijela, [4], [6].

Treća generacija CT-a koristi široki lepezasti snop te ima mogućnost rotacije rendgenske cijevi i lučnog detektora oko određenog dijela tijela. Vrijeme ekspozicije (1.4–14 s) obuhvaća raspon od 360° . Broj detektora je između 380 i 600. Moguće je skeniranje cijelog tijela i organa koji imaju različite fiziološke pokrete, [4], [6].

Četvrta generacija CT-a karakterizirana je kontinuiranim gibanjem rendgenske cijevi oko fiksnih detektora. Broj detektora kreće se između 1200 i 2000 što utječe na kvalitetu slike. Detektori su smješteni u kružni prsten što je omogućilo kontinuiranu rotaciju i metodu spiralnog snimanja. Vrijeme ekspozicije drastično je smanjeno (1–3 s), [4], [6].

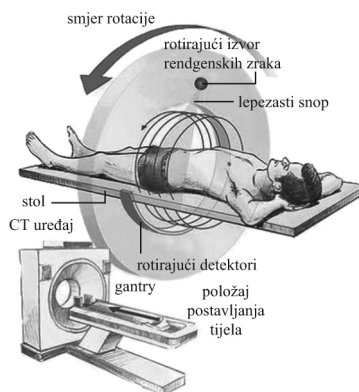
Peta generacija CT-a ne prakticira pomicanje detektora i rendgenske cijevi kao u prethodnim generacijama. Umjesto toga, široki mlaz brzih elektrona bombardira više masivnih paralelnih anoda, raspoređenih u obliku prstena oko pacijenta, koje emitira rendgensko zračenje. Vrijeme ekspozicije smanjeno je na 0.1 s. Koristi se za obavljanje kardioloških pretraga, [6].

Princip rada kompjutorizirane tomografije

Sastavni dijelovi CT uređaja su

- kućište u kojem se nalaze detektori i rendgenska cijev
- visokofrekventni generator
- upravljački stol s računalom
- uređaji za pohranu slike.

Unutar kućišta (gantry) smještena je rendgenska cijev, detektori i uređaj za transformaciju električne energije koji omogućuje rotaciju detektora i rendgenske cijevi oko tijela. U samom središtu kućišta nalazi se otvor kroz koji prolazi tijelo osobe i priprema ga za snimanje. Osim navedenog, u kućištu se nalazi i sustav za hlađenje zbog mogućeg pregrijavanja rendgenske cijevi, [6].



Slika 3. Shematski prikaz CT uređaja 3. generacije, [7].

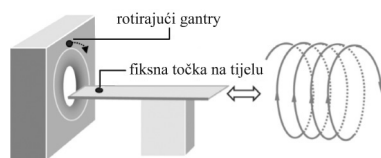
Detektori registriraju snop rendgenskih zraka koje prolaze kroz tijelo i pretvaraju ga u električni signal pomoću kojeg se rekonstruira slika. Smješteni su u obliku kružnog luka, poznatijeg pod nazivom *detektorska banana*. Građeni su od scintilacijskog kristala i fotodiode. Dvije su vrste detektora; scintilacijski i plinski detektori. Kod scintilacijskih detektora potrebna je manja doza zračenja, niži napon te su osjetljiviji na temperaturne promjene. Plinski detektori rade na principu ionizacije, potreban im je visok napon te slabije detektiraju rendgensko zračenje. Općenito detektori rade po principu scintilacije. Količina apsorbirane energije rendgenskog zračenja proporcionalna je količini emitiranog svjetla, [6].

Unatoč velikoj sposobnosti apsorpcije rendgenskih zraka (90 %), efikasnost detektora je mala (45–55 %). Razlog tome je slobodan prostor između detektora. Napretkom tehnologije taj problem se rješava prilagodbom širine snopa rendgenskih zraka, [6].

Kolimator CT uređaja propušta uski snop rendgenskog zračenja kroz prozor rendgenske cijevi. Kod druge i treće generacije uređaja, postojala su dva kolimatora. Drugi kolimator nalazio se iza pacijenta i imao je svrhu razlučivanja raspršenog zračenja koje je nastalo u tijelu pacijenta izvan snimanog područja interesa, [6].

Visokofrekventni generator generira izmjenični napon frekvencije između 5 i 20 kHz. Padovi napona na visokofrekventnom generatoru je manji od 1% što se očituje u kvaliteti slike, [6].

Sekvencionalno i spiralno snimanje



Slika 4. Prikaz spiralnog snimanja, [9].

Postoje dva načina snimanja CT uređaja; sekvencijalno i spiralno. Sekvencijalno snimanje predstavlja mjerenje slojeva za kutove od 360°, 180° (1. i 2. generacija uređaja) i 240° (3. generacija uređaja). Nakon završetka snimanja određenog presjeka, pacijent se namješta u novi položaj. Vrijeme ekspozicije za ovaj način snimanja traje relativno dugo (do 10 minuta).

Kao nedostatak ističe se i loša kvaliteta 3D slike nastala ovim postupkom. Sekvencionalno snimanje zamijenilo je spiralno snimanje, [3].

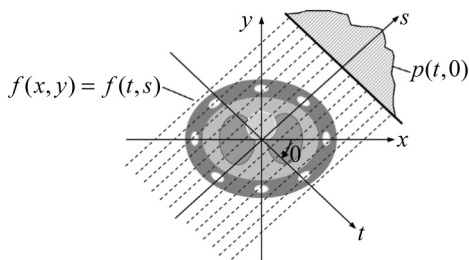
Spiralni ili *helikoidalni* CT uređaji poboljšali su rad tradicionalnih CT uređaja omogućujući skeniranje cijelog tijela bez pauze između snimanja pojedinih slojeva čime je reducirano vrijeme ekspozicije. Tijekom snimanja, osoba ostaje nepomična dok rendgenska cijev i detektor kontinuirano rotiraju oko pacijenta. Prednost spiralnih nad tradicionalnim CT uređajima je i u tome što je omogućeno snimanje organa s fiziološkim pokretima u 3D prikazu. Smjer, debljina presjeka snopa i brzina kretanja stola na kojem se nalazi pacijent određuju se neovisno jedno o drugome. Odnos kretanja stola i debljine presjeka naziva se *pitch* i računa prema formuli

$$p = \frac{d}{S}, \quad (1)$$

gdje je d udaljenost koju stol prijeđe po jednoj rotaciji, a S debljina snimljenih presjeka.

Vrijeme ekspozicije kod spiralnih snimanja u velikoj je mjeri smanjeno u odnosu na konvencionalna snimanja, [3].

Fourierov teorem



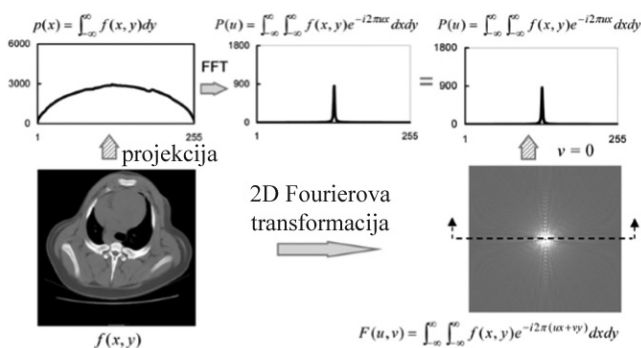
Slika 5. Shematski prikaz koordinatnog i rotirajućeg koordinatnog sustava, [6].

Objekt koji se rekonstruira predstavlja se funkcijom $f(x, y)$, a paralelna projekcija objekta gledana pod kutom θ , $p(t, \theta)$ kao na slici 5. U ovoj notaciji, t predstavlja udaljenost zrake projekcije do centra rotacije, [6].

Fourierov teorem glasi: Fourierova transformacija paralelne projekcije objekta $f(x, y)$ dobivena pod kutom θ jednaka je liniji u 2D Fourierovoj transformaciji $f(x, y)$ pod istim kutom, [6].

Razmatra se slučaj kada je projekcija $f(x, y)$ paralelna s osi y , kao na slici 6. Projekcija $p(x, 0)$ je povezana s originalnom funkcijom $f(x, y)$ na sljedeći način:

$$p(x, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy. \tag{2}$$



Slika 6. Ilustracija Fourierova teorema za projekciju pod kutom od 0° , [6].

Iz jednadžbe (2) dobije se

$$P(u) = \int_{-\infty}^{\infty} p(x, 0) e^{-j2\pi ux} dx = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi ux} dx dy. \tag{3}$$

Sljedeće, razmatra se 2D Fourierova transformacija originalne funkcije $f(x, y)$ u $v = 0$

$$F(u, v) \Big|_{v=0} = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \Big|_{v=0} = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi ux} dx dy. \tag{4}$$

Usporedbom jednadžbi (3) i (4) zaključuje se da su ove jednake. Drugim riječima, Fourierova transformacija projekcije objekta pod bilo kojim kutom jednak je liniji 2D Fourierove transformacije tog istog objekta, [6].

Projekcija nazad

Fourierova transformacija i inverzna Fourierova transformacija su konjugirani operatori. Slika opisana funkcijom $f(x, y)$ može se dobiti inverznom Fourierovom transformacijom

$$f(x, y) = \iint_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{j2\pi(ux+vy)} dudv. \quad (5)$$

Prelazak iz kartezijevih u polarne koordinate omogućuje lakšu interpretaciju $F(u, v)$. Fourierova transformacija koordinata iz kartezijevih u polarne je sljedeća

$$\begin{cases} u = \omega \cos \theta \\ v = \omega \sin \theta \end{cases} \quad (6)$$

i

$$dudv = \begin{vmatrix} \frac{\partial u}{\partial \omega} & \frac{\partial u}{\partial \theta} \\ \frac{\partial v}{\partial \omega} & \frac{\partial v}{\partial \theta} \end{vmatrix} d\omega d\theta = \omega d\omega d\theta. \quad (7)$$

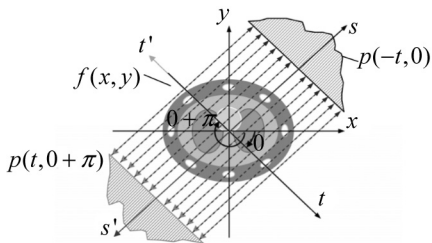
Rješavanjem matrica (6) i (7) dobije se

$$\begin{aligned} F(x, y) &= \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^{\infty} P(\omega, \theta) e^{j2\pi\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} \omega d\omega \\ &= \int_0^{\pi} d\theta \int_0^{\infty} P(\omega, \theta) e^{j2\pi\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} \omega d\omega \\ &\quad + \int_0^{\pi} d\theta \int_0^{\infty} P(\omega, \theta + \pi) e^{-j2\pi\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} \omega d\omega. \end{aligned} \quad (8)$$

Kod paralelne geometrije uzorkovanja, postoji primjerena simetrija

$$p(t, 0 + \pi) = p(-t, \theta). \quad (9)$$

Napisano svojstvo može se razumjeti proučavajući geometriju paralelnih snopova, međusobno razmaknutih za 180° , [7].



Slika 7. Ilustracija svojstva simetrije paralelne projekcije, [1].

Prema slici 7, prikazane su dvije projekcije koje predstavljaju isti skup staze zračenja. Slična poveznica postoji i za Fourierov transformirani par

$$P(\omega, \theta + \pi) = P(-\omega, \theta). \quad (10)$$

Konačno rješavanjem jednadžbe dolazimo do sljedeće

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} P(\omega, \theta) |\omega| e^{j2\pi\omega t} d\omega, \quad (11)$$

gdje je $P(\omega, \theta)$ Fourierova transformacija projekcije pod kutom θ , [6].

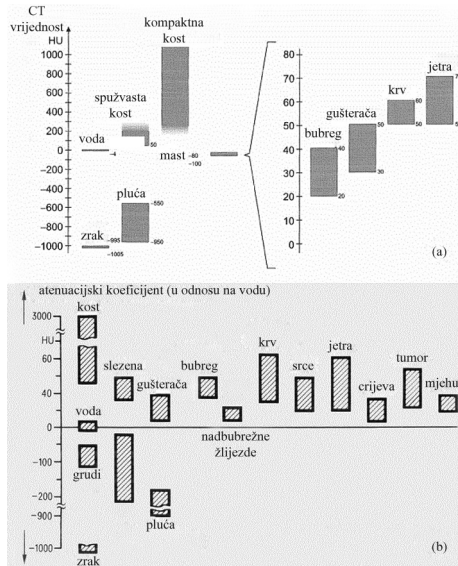
Projekcija nazad ne daje jasnu i dovoljno oštru sliku pa se prikupljeni podaci filtriraju matematičkim postupkom *konvolucije* kako bi se dobila bolja kvaliteta slike.

Prilikom izračunavanja vrijednosti atenuacije u svakom pojedinom elementu slike, te vrijednosti se izražavaju preko CT broja, odnosno Hounsfieldove skale (relativne

atenuacije u odnosu na vodu) prema formuli

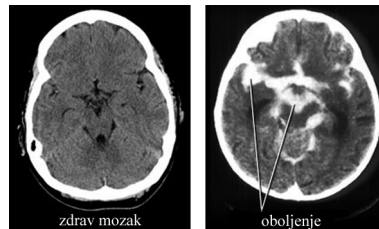
$$H = \frac{\mu - \mu_{\text{vode}}}{\mu_{\text{vode}}} \cdot 1000, \quad (12)$$

gdje je μ_{vode} atenuacijski koeficijent vode, a μ izračunata vrijednost atenuacije, [3].



Slika 8. Hounsfieldova skala i vrijednosti atenuacije tkiva, [3].

Kako je prikazano na slici 8, vrijednosti atenuacije variraju od -1000 do $+3000$, dok je za Hounsfieldovu skalu raspon od -1000 do $+1000$ za pojedina tkiva, [3].



Slika 9. Rekonstrukcija slike za zdrav mozak (lijevo) i oboljenje na mozgu (desno), [9].

CT dozni parametri

Doza zračenja kojoj je pacijent izložen ovisi o karakteristikama CT uređaja i građi pacijenta. Standard za određivanje potrebne doze zračenja dan je izrazom

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz. \quad (13)$$

$D(z)$ je raspodjela doze zračenja u z pravcu, a T označava debljinu snimljenog presjeka u cm. Mjerna jedinica je mGy, [4].

Vrijednost težinskog indeksa doze izraženog kao apsorbirana doza u zraku koristi se kao mjera nivoa doze zračenja kojoj je pacijent izložen tijekom snimanja. Dan je izrazom

$$CTDI_W = \frac{1}{C} \left(\frac{1}{3} CTDI_{10 \text{ cm},c} + \frac{2}{3} CTDI_{10 \text{ cm},p} \right), \quad (14)$$

gdje su $CTDI_{10 \text{ cm},c}$ i $CTDI_{10 \text{ cm},p}$ indeksi doze. Mjerna jedinica je mGy, [4].

Težinski indeks doze $CTDI_W$ za pojedinačne presjke određuje se prema izrazu

$$CTDI_W = CTDI_W \cdot C. \quad (15)$$

C označava radiološku ekspoziciju izraženu u C/kg, [4].

Doza zračenja kojoj je pacijent izložen tijekom snimanja zove se *produkt duljine doze* i dan je izrazom

$$DLP = \sum_i CTDI_W \cdot TNC. \quad (16)$$

N predstavlja broj presjeka, T debljinu presjeka izraženu u cm, a C radiološku ekspoziciju izraženu u C/kg ili mAs. Mjerna jedinica produkta duljine doze je mGycm.

Doza zračenja kojoj je pacijent izložen tijekom spiralnog snimanja dana je izrazom

$$DLP = \sum_i CTDI_W \cdot TAt. \quad (17)$$

T je debljina presjeka izražena u cm, A struja cijevi izražena u mA, a t ukupno vrijeme akvizicije izraženo u s, [4].

Literatura

- [1] W. LINTON, *Medical Application of X Rays*, 1995.
- [2] *Science*, <http://science.howstuffworks.com/x-ray3.htm>
- [3] D. ETEROVIĆ, S. JANKOVIĆ, *Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike*, Medicinska naklada, Zagreb, 2002.
- [4] R. SEMNIĆ, *CT toraksa i abdomena*, Graph Style, Sremska Kamenica, 2005.
- [5] *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering*, <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/>
- [6] J. HSICH, *Computed Tomography. Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*, Spie Press, Washington, 2009.
- [7] *Cyber Physics*, <https://cyberphysics.co.uk>
- [8] *St. Michael's*, <http://www.medicalimagingexcellence.com/research-topics/computed-tomography/>
- [9] *American Journal of Medical Neuroradiology*, <http://www.ajnr.org/content/29/4/802>