

Koje karakteristike tkiva vidimo na rendgenskoj slici?



Selim Pašić* i Antea Klobučar

Sažetak

Cilj je ovoga rada povezivanje temeljnih karakteristika tkiva s rezultatima dobivenim na rendgenskoj slici, analizirajući fizikalne principe interakcije koje vode do atenuacije rendgenskih fotona u tkivu. Na slikovitom primjeru dokazujemo da nećemo moći imati superdijagnostički uređaj koji bi mogao zamijeniti sve moderne i buduće dijagnostičke uređaje. Svaka se tehnika oslikavanja tkiva temelji na jedinstvenim fizikalnim principima te stoga ona vidi točno određene karakteristike tkiva koja drugi dijagnostički uređaji (tehnikе) ne mogu vidjeti. Oslikavanje se rendgenskim uređajem temelji na atenuaciji (slabljenju) snopa rendgenskih zraka nakon prolaska kroz tkivo. Glavni su mehanizmi interakcije rendgenskih fotona i tkiva fotoelektrični efekt (potpuna apsorpcija energije fotona) te Comptonovo raspršenje (djelomična apsorpcija energije fotona). Fotoelektrični efekt dominira na niskim i djelomično srednjim energijama i s povećanjem energije jako slabi, dok na srednjim i višim energijama dominira Comptonovo raspršenje. Analizom oba raspršenja, nakon dekompozicije linearnoga koeficijenta atenuacije na uobičajene fizikalne veličine, nalazimo da u režimu Comptonovoga

raspršenja kontrast na slici je određen razlikama u gustoći tkiva, a u režimu fotoelektričnoga efekta ovisi o gustoći tkiva te snažno o rednom broju elemenata od kojih je tkivo sastavljeno. U radu su grafički prikazane vrijednosti kontrasta na rendgenskoj slici za osnovne tvorbe i tkiva i opisane njihove karakteristike, gustoća i redni broj elemenata od kojih su sastavljeni. Kompjuterizirana tomografija (CT) vidi potpuno iste karakteristike tkiva kao i klasična rendgenska tehnika. U radu je na eksplicitnom dvodimenzionalnom primjeru objašnjen princip kompjuterizirane tomografije. On se temelji na zamišljenoj podjeli tkiva na male volumene (voksele) i snimanju tkiva iz više pozicija, pri čemu se za svaku poziciju postavljaju jednadžbe za apsorpciju zračenja. U dobivenom sustavu jednadžbi nepoznate vrijednosti su vrijednosti linearnog koeficijenta atenuacije za svaki voksel, koje se odrede numeričkim rješavanjem sustava jednadžbi, i prikažu na prikladnoj skali boja u trodimenzionalnom prikazu.

Ključne riječi: *rendgensko oslikavanje, kompjuterizirana tomografija, atenuacija, rendgensko zračenje*

Uvod

Medicinsko oslikavanje je nezamjenjiv alat u modernoj humanoj i veterinarskoj medicini (Stanin i sur., 2015., Ou i sur.,

2021., Bureš i sur., 2022.). Slike organa unutar tijela, njihove unutarnje strukture, nevidljive i nedostupne našem oku, daju

Dr. sc. Selim PAŠIĆ*, dipl. ing., docent (dopisni autor, e-mail: selimpasic@gmail.com), Veterinarski fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Hrvatska; Antea KLOBUČAR, univ. mag. med. vet., dr. med. vet., Ministarstvo obrane Republike Hrvatske, Oružane snage Republike Hrvatske, Hrvatska ratna mornarica, Hrvatska

vrijedne informacije o njihovom zdravstvenom stanju. Budući da ni jedna standardna dijagnostička metoda ne koristi vidljivi dio spektra elektromagnetskoga zračenja, poput našeg oka, naslućujemo da su informacije koje dobivamo na slikama zapravo drugačije prirode od onih koje bi dobili vizualnom percepcijom, ukoliko bi ona bila moguća. Drugim riječima postavlja se pitanje što mi vidimo na dijagnostičkim slikama, odnosno koje karakteristike tkiva „vidi“ neka dijagnostička metoda? Vrlo usko vezano s tim pitanjem je i pitanje zašto imamo više dijagnostičkih metoda oslikavanja (rendgensko, CT, ultrazvučno, MRI oslikavanje...) i je li moguće očekivati barem u principu univerzalni super dijagnostički uređaj koji bi mogao zamijeniti sve današnje moderne uređaje?

Odgovori na postavljena pitanja zahtijevaju razumijevanje fizikalnih principa interakcije fizikalnih pojava, kao što su npr. polja ili valovi, s tkivom, čiji ishod određuju jedna (često) ili više fizikalnih veličina (karakteristika) tkiva. Takva nam saznanja omogućavaju da razvijemo osjećaj za vezu između relevantnih karakteristika tkiva i odgovarajućega kontrasta tkiva na slici, što je važno kod pravilnoga izbora dijagnostičke metode, pogotovo u atipičnim slučajevima. No to može biti od iznimne koristi i u nekim drugim kliničkim situacijama: kada je slika lezije atipična pa je na osnovu snimke potrebno dobiti znanje u kom smjeru je krenula promjena u tkivu; ako sama dijagnostička metoda daje dodatne informacije o tkivu kao npr. elastometrija u ultrazvučnoj dijagnostici (daje Youngov modul lezije) (Shi i sur., 2016.), što uz informaciju o kontrastu slike lezije daje osjećaj o njezinim mehaničkim karakteristikama jednako ili boljem od palpacije; ukoliko postoji problem u tkivu, a on se ne vidi na dijagnostičkoj slici, čime postajemo svje-

sni koja karakteristika tkiva nije promijenjena, što znači da sužavamo saznanja o mogućim promjenama čime povećavamo mogućnost donošenja točne dijagnoze.

Je li moguća super dijagnostička metoda oslikavanja?

U tekstu koji slijedi razmatrat ćemo zamišljeni eksperiment iz čijih će nam rezultata biti jasnije zašto nije moguće očekivati da bi jedan super dijagnostički uređaj mogao zamijeniti sve današnje postojeće dijagnostičke metode oslikavanja, ali nam i ukazati na potrebu razumijevanja veze između karakteristika tkiva i njihove slike. U tom eksperimentu upotrijebit ćemo dva „dijagnostička uređaja“: oko i indeksno osjetljivi teleskop. Oko je osjetljivo na promjenu intenziteta i frekvenciju svjetlosti što rezultira bojom. Indeksno osjetljivi teleskop „vidi“ razliku u indeksu loma dvaju prozirnih sredstva. S njima želimo otkriti kuglu koja je savršeno ugrađena u staklenu kocku i to u sljedeća dva slučaja: 1) kugla je od dijamanta; 2) kugla je od stakla, ali joj je površina obojena nekom bojom, npr. crvenom. U prvom slučaju indeksno osjetljivi teleskop jako dobro vidi dijamantnu kuglu unutar kocke, jer dijamant ima znatno veći indeks loma od stakla. S druge strane, oko ne vidi dijamantnu kuglu, jer je prozirnost stakla i dijamanta toliko slična da nema razlike između intenziteta svjetlosti koja je prošla kroz njih. U drugom slučaju imamo obrnuti rezultat: oko jako dobro vidi ugrađenu obojenu staklenu kuglu, ali je sada indeksni mikroskop slijep, tj. ne vidi staklenu kuglu u kocki već homogenu kocku, budući da su kugla i kocka napravljeni od materijala istoga indeksa loma. Iz ovog primjera postaje jasno da nakon promjene karak-

teristika kugle dijagnostički uređaj koji je bio u prvom slučaju superioran, a u drugom slučaju je bio potpuno beskoristan, a vrijedi i obrnuto. Vidimo da i dijagnostički uređaji vide jednu ili vrlo ograničeni broj osobina tvari (tkiva) i da za ostale su potrebne neke druge tehnike koje rade na drugačijim fizikalnim principima. Sve to vrijedi i za realne dijagnostičke metode oslikavanja tkiva. Stoga ne možemo očekivati neki super uređaj koji će vidjeti sve, već ćemo imati razne dijagnostičke metode oslikavanja, koje će biti osjetljive na različite karakteristike tkiva. Iz navedenoga primjera slijedi da je nužno znati za svaku dijagnostičku metodu koje svojstvo ili svojstva tkiva vidi, da bi je mogli pravilno upotrijebiti i maksimalno iskoristiti njen dijagnostički potencijal.

Princip oslikavanja tkiva rendgenskim zračenjem

Rendgensko ili x-zračenje je elektromagnetsko zračenje koje pripada visokofrekvencijskom dijelu elektromagnetskog spektra. Zbog visoke frekvencije, energije fotona su znatne i dostatno visoke da mogu izbijati atomske i molekulske elektrone. Stoga je rendgensko zračenje ionizirajuće zračenje.

Za stvaranje kontrasta slike tkiva na filmu je ključna atenuacija – slabljenje rendgenskoga zračenja u tkivu. Naime, upadni intenzitet rendgenskih zraka prolazi kroz tkivo i pri tome interagirira s elektronima atoma u tkivu. U tim interakcijama se fotoni uklanjaju iz snopa upadnoga rendgenskoga zračenja i gube djelomično ili u cijelosti energiju, a to doprinosi apsorpciji energije. Dio se intenziteta, koji je prošao kroz tkivo, registrira na fotografskom filmu, foto ploči ili poluvodičkim detektorima rendgenskoga zračenja kao što je u uređajima za kompjuteriziranu

tomografiju (CT). Mali intenzitet zračenja, nakon prolaska kroz tkivo, daje svijetli kontrast na slici, dok visoki intenzitet zračenja koje je prošlo kroz tkivo, daje tamni kontrast. Skala prikaza ide od potpuno crne slike, kada nema nikakve apsorpcije, do potpuno bijele slike, kada je atenuacija x zračenja potpuna. Da bismo razumjeli koja svojstva tkiva daju svjetle, a koja tamne dijelove slike morat ćemo naša razmatranja podignuti na nivo kvantitativno-fizikalnoga razmatranja. U našem ćemo pristupu krenut od fenomenološke slike atenuacije rendgenskoga zračenja u tkivu i nastaviti s mikroskopskom slikom pojedinačnih interakcija elektrona atoma tkiva i rendgenskoga zračenja.

Pretpostavimo da na tkivo pada rendgensko zračenje intenziteta I_0 . Nakon što je prošlo određenu dubinu x , zračenje ima intenzitet $I(x)$. Nađimo koliko je slabljenje snopa tj. njegova atenuacija, nakon što zračenje pređe novi infinitezimalno mali sloj tkiva debljine dx . Neka ima N atoma po m^3 tkiva, na čijim se elektronima raspršuju ili apsorbiraju fotoni rendgenskoga zračenja i neka je σ udarni presjek za interakciju fotona s atomom. Fotoni se rendgenskoga zračenja uklanjaju u pojedinačnoj interakciji, što ima za posljedicu da vjerojatnost interakcije u sloju dx ne ovisi o prijašnjem putu fotona. Tada je slabljenje snopa dI jednako

$$dI = -I(x) \cdot N \cdot \sigma \cdot dx$$

Nakon što je zračenje prošlo kroz tkivo debljine d i nakon integracije po svim slojevima tkiva dobije se intenzitet

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-N \cdot \sigma \cdot d} = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

gdje je $\mu = N \cdot \sigma$ linearni koeficijent atenuacije tkiva.

Možemo zaključiti da kontrast na slici ovisi o linearnom koeficijentu atenuacije tkiva kroz koje je prošlo rendgensko zračenje. Za male vrijednosti linearnog

koeficijenta atenuacije (mala atenuacija rendgenskoga zračenja u tkivu) tkivo daje tamnu sliku na filmu, dok za visoke vrijednosti koeficijenta atenuacije (visoka atenuacija snopa rendgenskih zraka u tkivu) tkivo daje svjetlu sliku na filmu. Linearni koeficijent atenuacije je kompleksna fizikalna veličina koja direktno ovisi o gustoći atoma u tkivu. Naime, atenuacija ovisi o gustoći centara raspršenja (elektrona). Što je veća gustoća elektrona to je veća atenuacija snopa rendgenskih zraka u tkivu. Budući da je materija neutralna to je broj elektrona jednak broju protona kojeg prati broj neutrona. Budući da protoni i neutroni daju masu tkivu to znači da je linearni koeficijent atenuacije μ proporcionalan gustoći tkiva. Da bismo vidjeli o kojim karakteristikama tkiva ovisi udarni presjek σ moramo analizirati mehanizme interakcije rendgenskoga zračenja s materijom.

Mehanizmi interakcije rendgenskoga zračenja s tkivom

Fotoni rendgenskog zračenja dominantno se atenuiraju i predaju tkivu energiju putem dvije vrste interakcija: fotoelektričnim efektom i Comptonovim raspršenjem.

Kod fotoelektričnoga efekta, foton u cijelosti predaje energiju elektronu i u potpunosti se uklanja iz snopa. U početnom stanju pojavljuje se foton i vezani elektron, a nakon interakcije samo oslobođeni elektron (Slika 1). Budući da imamo samo elektron u finalnom stanju da bi se zadovoljio zakon očuvanja količine gibanja on mora predati impuls jezgri. Prijenos impulsa je veći što je veća energija vezanja elektrona za jezgru. Dakle, fotoelektrični efekt izrazito odabire najjače vezane elektrone i nije moguć na slobodnome elektronu (ukoliko ima dostatno

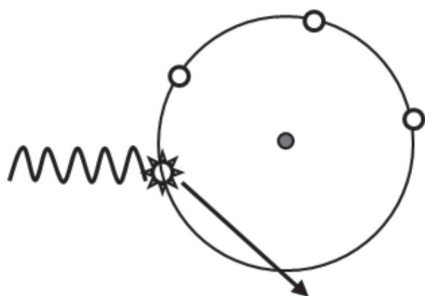
energije upadni fotoni se u oko 85 % slučajeva apsorbiraju na najjače vezanim K elektronima atoma, a ako nema dovoljno energije onda dominira apsorpcija na L elektronima itd.). Energija vezanja elektrona snažno ovisi o atomskom broju Z , stoga i vjerojatnost interakcije izražena preko udarnog presjeka σ snažno ovisi o rednom broju Z (Millar, 1975.). Udarni presjek za fotoelektrični efekt ovisi o rednom broju kao

$$\sigma \sim Z^{4.5}.$$

Pogledajmo implikacije takve jake ovisnosti o rednom broju Z . Razmotrimo rendgensko zračenje koje prolazi kroz meko tkivo u kojem dominiraju atomi ugljika (C) i kroz kosti u kojem je znatna količinu kalcijevih (Ca) atoma. Omjer vjerojatnosti w interakcije fotona s jednim atomom ugljika ($Z=6$) i jednim atomom kalcija ($Z=20$), slijedi iz gornje relacije

$$w = \frac{\sigma_{Ca}}{\sigma_C} = \frac{20^{4.5}}{6^{4.5}} = 225.$$

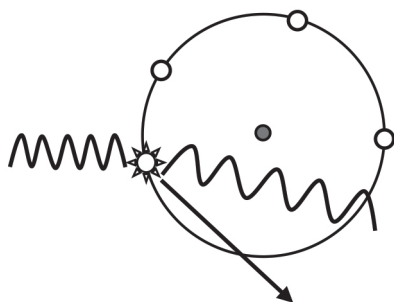
Dakle, 225 puta je veća vjerojatnost interakcije rendgenskog fotona s jednim atomom kalcija nego li s jednim atomom ugljika. Odnosno, jedan atom kalcija apsorbira rendgenski foton s istom vjerojatnošću kao 225 atoma ugljika. U području fotoelektričnoga efekta apsorpcija (atenuacija) rendgenskoga zračenja jako ovisi o rednom broju elementa od kojega je tkivo napravljeno, a onda i kontrast na slici. Stoga razlog zašto je atenuacija rendgenskoga zračenja u kostima bitno veća nego u mekom tkivu nije samo veća gustoća kostiju (oko 90 %), već i znatna količina srednje teških elemenata u kostima kao atomi Ca, kojih nema u mekom tkivu. Meko je tkivo organska tvar, u kojem se pored atoma ugljika, koji dominira nalaze i: kisik, dušik, vodik – elementi s malim rednim brojem Z .



Slika 1. Prikazan je fotoelektrični efekt na atomskom elektronu. U početnom stanju su upadni rendgenski foton i vezani elektron, a u finalnom stanju samo izbijeni elektron

Drugi mehanizam interakcije rendgenskoga zračenja s tkivom je Comptonovo raspršenje (Pašić i Ilakovac, 1995., Pašić i Ilakovac, 2006.). U njemu foton djelomično predaje energiju elektronu.

Dakle u početnom se stanju pojavljuje foton i vezani elektron, a u konačnom izbijeni elektron i foton s manjom energijom (Slika 2). Comptonovo raspršenje je kompleksan proces čiji se udarni presjeci računaju složenim računskim programima. Najjednostavniji je u slučaju Comptonovog raspršenja na slobodnom elektronu kada pod točno određenim kutem raspršenja raspršeni foton ima točno



Slika 2. Prikazano je Comptonovo raspršenje na atomskom elektronu. U početnom stanju su upadni rendgenski foton i atomski elektron. U konačnom su stanju izbijeni elektron te raspršeni foton s manjom energijom, odnosno većom valnom duljinom

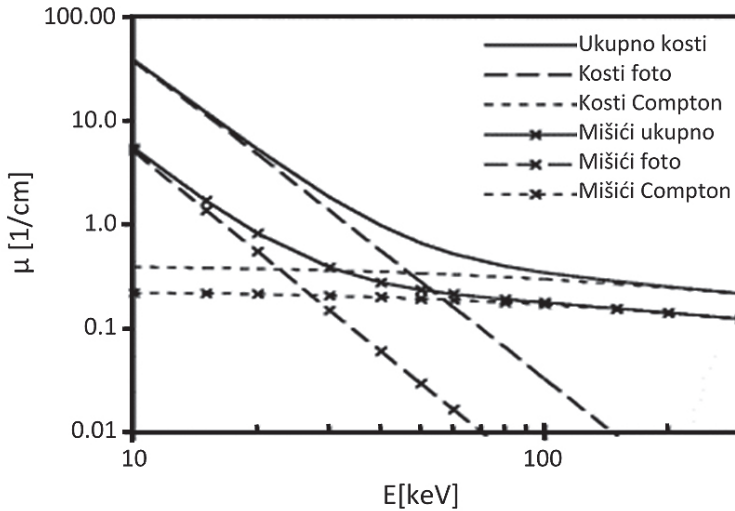
određenu energiju, a udarni presjek je određen Klein-Nishinom formulom (Yazaki, 2017.). Ako se raspršenje događa na vezanom elektronu, onda pod određenim kutom raspršeni fotoni nemaju samo jednu energiju već spektar energija koji opet ovisi o stanju vezanja elektrona u atomu (Pašić i Ilakovac, 1997., Pašić i Ilakovac, 2000., Pašić i Ilakovac, 2001.). U tom se slučaju za računanje udarnoga presjeka najčešće primjenjuje impulsna aproksimacija (Pašić, 2003., Pašić i sur., 2005.).

Comptonovo raspršenje više izabire slobodne elektrone, ali vjerojatnost interakcije puno slabije ovisi o energiji vezanja elektrona (Pašić, 2003.) nego u fotoelektričnom efektu. Stoga je u prvoj aproksimaciji u ovakvom polukvantitativnom razmatranju ta ovisnost zanemariva. Dakle, u režimu kada dominira Comptonovo raspršenje, glavni utjecaj na kontrast na slici ima samo gustoća tkiva.

Na slici 3 je prikazana ovisnost linearnoga koeficijenta atenuacije za kosti i mišiće (Hubbel, 1982., Seltzer, 1993., Saloman i sur., 1998., Alessio i sur., 2004., Hubbel i Seltzer, 2004.). Iz grafa je vidljivo da za niske energije rendgenskoga zračenja dominira fotoelektrični efekt koji snažno opada s povećanjem energije upadnih fotona. Nakon što se dovoljno smanji njegov doprinos, na srednjim i višim energijama dominira Comptonovo raspršenje.

Princip kompjutorizirane tomografije (CT)

Kod CT snimanja koriste se isto rendgensko zračenje kao i kod klasičnoga rendgenskoga snimanja i jednako je uporabljiv u humanoj i veterinarskoj medicini (Šehić i sur., 2015.). Na CT-u su vidljive potpuno iste karakteristike tkiva kao i na klasičnim rendgenskim snimkama budući da je interakcija rendgenskog zračenja s



Slika 3. Linearni koeficijent atenuacije u ovisnosti o energiji rendgenskoga fotona. Prikazani su doprinosi fotoelektričnoga efekta (foto na legendi) i Comptonovoga raspršenja za oba tkiva

tkivom identična u oba načina snimanja. Jedina razlika je da kod klasične snimke dobijemo prosječnu vrijednost linearnog koeficijenta atenuacije od svih tkiva kroz koja je prošao snop rendgenskoga zračenja, dok CT rekonstruira trodimenzionalnu raspodjelu linearnoga koeficijenta atenuacije u tkivu, a to omogućava tehniku kompjuterizirane tomografije. Stoga treba detaljno razmotriti princip kompjuterizirane tomografije. CT uređaj volumen tkiva podijeli na male kockice koje zovemo vokseli. Cilj je na osnovu mjerenja izlaznoga intenziteta rendgenskoga snopa iz više smjerova odrediti linearni koeficijent atenuacije za svaki voksel. Za svaki smjer se postavi jednačba u kojoj figurira određeni broj nepoznatih vrijednosti linearnog koeficijenta atenuacije za određeni broj vokseli. Potrebno je napraviti dovoljan broj snimaka iz raznih smjerova tako da dobijemo n jednačbi s n nepoznanica. Poznato je da takav sistem jednačbi daje jednoznačno rješenje ukoliko je sustav rješiv. Numerički, putem kompjutera, se riješi takav sustav

jednačbi i dobije se linearni koeficijent atenuacije za svaki voksel. Dobivene se vrijednosti prikažu na skali boja što rezultira zadivljujućim realističnim 3D slikama tkiva.

Da bismo do kraja razumjeli princip kompjuterizirane tomografije eksplicitno ćemo ga demonstrirati na jednostavnom dvodimenzionalnom modelu. Podjelom tkiva na 3×3 dvodimenzionalnu matricu kao na slici 4. dobiva se 9 dvodimenzionalnih vokseli kojima trebamo odrediti linearni koeficijent atenuacije. U našem primjeru, za snimanje iz određenoga smjera CT detektor može snimiti 3 segmenta. Iz prvoga (horizontalnoga) smjera (lijevi dio slike 4) dobijemo sljedeće vrijednosti izlaznih intenziteta I rendgenskoga zračenja:

$$I_1 = I_0 e^{-(\mu_1 x + \mu_2 x + \mu_3 x)}$$

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_4 x + \mu_5 x + \mu_6 x)}$$

$$I_3 = I_0 e^{-(\mu_7 x + \mu_8 x + \mu_9 x)}$$

gdje je x duljina stranice voksel. CT potom promjeni smjer i snima iz vertikalne pozicije (srednji dio slike 4). Rezultat snimanja iz te pozicije su nove 3 jednadžbe

$$I_4 = I_0 e^{-(\mu_1 x + \mu_4 x + \mu_7 x)}$$

$$I_5 = I_0 e^{-(\mu_2 x + \mu_5 x + \mu_8 x)}$$

$$I_6 = I_0 e^{-(\mu_3 x + \mu_6 x + \mu_9 x)}$$

Nakon nove promjene smjera CT snima iz kosa (zadnji dio slike 4) što rezultira novim skupom jednadžbi

$$I_7 = I_0 e^{-(\mu_4 x + \mu_8 x)}$$

$$I_8 = I_0 e^{-(\mu_1 x + \mu_5 x + \mu_9 x)}$$

$$I_9 = I_0 e^{-(\mu_2 x + \mu_6 x)}$$

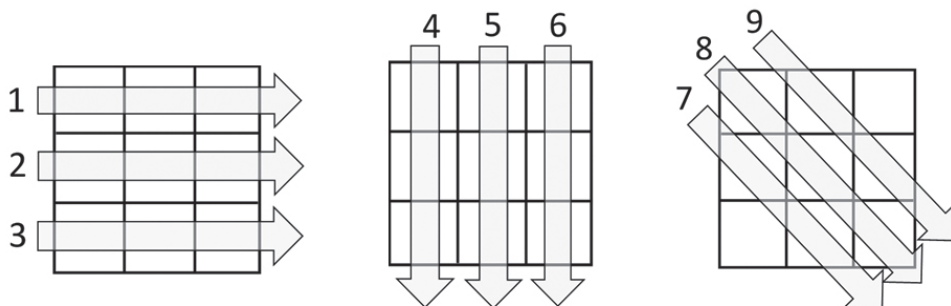
Na taj se način dobilo 9 jednadžbi u kojima je poznat upadni intenzitet I_0 , mjereni izlazni intenziteti I_1 do I_9 , i veličina voksel x . U tom sustavu jednadžbi 9 je nepoznatih linearnih koeficijenata atenuacije $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_9$. Te jednadžbe kompjuter rješava numerički dobivaju se nepo-

znate vrijednosti za linearni koeficijent atenuacije za svaki voksel.

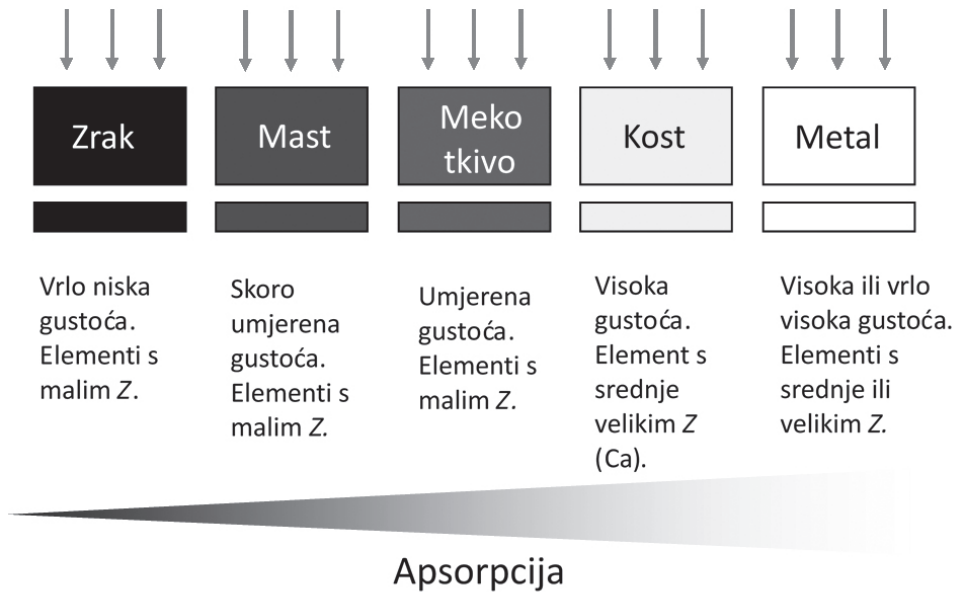
Rasprava

Iz našega razmatranja proizlazi da u oslikavanju rendgenskim zrakama, bilo klasičnim ili CT snimanjem, najprije uočavamo gustoću tkiva na slikama. Ukoliko u interakciji rendgenskih fotona s tkivom dominira Comptonovo raspršenje onda možemo reći u prvoj aproksimaciji da vidimo isključivo gustoću tkiva. Ukoliko dominira fotoelektrični efekt onda pored gustoće tkiva vidimo i vrstu atoma koji čine tkivo u smislu da veći redni broj Z pri prolasku kroz tkivo daje znatno veću atenuaciju rendgenskoga zračenja, a time i svjetliju sliku. Izrečeno možemo prikazati na slici 5.

Iz slike 3 vidljivo je da vjerojatnost za fotoelektrični efekt snažno opada s povećanjem energije fotona te njegov doprinos u odnosu na Comptonovo raspršenje s promjenom energije naglo postaje zanemarivo. S druge strane vjerojatnost za Comptonovo raspršenje lagano raste s rastom energije za niže energije fotona, potom dostiže maksimum i onda polako opada s rastom energije. Takvo se različito ponašanje fotoelektričnog efekta i



Slika 4. Na slici je prikazano dvodimenzionalno tkivo u obliku kvadrata, koji je podijeljeno na devet voksel. U takvoj konfiguraciji CT uređaj mora napraviti snimku iz tri različita kuta, da bi CT uređaj mogao izračunati linearni koeficijent atenuacije za svaki voksel



Slika 5. Prikazan je kontrast na rendgenskoj slici za tkiva (masno tkivo, mišići i kosti) i tvorbe u tijelu (zrak i metalni implantat ili strani predmet) zajedno sa svojstvima tkiva i tvorbi koje su relevantne za kontrast na rendgenskoj slici

Comptonovog raspršenja može iskoristi za dobivanje što većega kontrasta (razlike u osvijetljenosti) slike zdravoga tkiva i patoloških promjena u tkivu izborom pogodne energije fotona rendgenskoga zračenja. Drugi način povećanja kontrasta je uporaba kontrastnih sredstava (Stolić i sur., 2015.).

Kao primjer povećanja kontrasta na slici dobrim izborom upadne energije fotona razmotrimo rendgensko snimanje pluća. Tada je pogodno uzeti zračenje s višim energijama fotona. Sa slike 3 vidimo da interakcija u kostima i mekom tkivu je u zoni Comptonovoga raspršenja. Time se smanjuje kontrast između kostiju i zdravoga tkiva pluća. Zdravo plućno tkivo je meko tkivo koje je ispunjeno zrakom koji u odnosu na meka tkiva ima oko 800 puta manju gustoću. Dakle, gustoća je zdravog plućnog tkiva, dosta snižena zbog zraka u njemu što rezultira

tamnijom slikom. Taj je efekt pojačan upotrebom veće energije fotona. Stoga se preporuča udahnuti zrak u pluća i zadržati ga tijekom snimanja da bi slika pluća bila što tamnija. Na tamnijoj podlozi zdravih pluća mogu se vidjeti promjene koje daju svjetliju sliku. Upalni procesi i imunološki odgovor pluća putem sluzi istiskuju zrak i popunjavaju ga sa znatno gušćom tvari pa dijelovi pluća zahvaćeni upalnim procesom daju (znatno) svjetliju sliku. Interakcija u zdravom i u oboljelom tkivu se događa u režimu Comptonovog raspršenja što znači da samo isključivo promjena gustoće tkiva rezultira promjenama u osvijetljenosti slike.

Ukoliko želimo snimati kosti okružene mišićima onda je bolje smanjiti energiju fotona. Naime za energije fotona manje od 50 keV kostima počinje dominirati fotoelektrični efekt dok je u mišićima još

prevladavajuće Comptonovo raspršenje. Time atenuacija u kostima u odnosu na mišiće postaje relativno jača zbog čega se kontrast između kostiju i mišića povećava.

Zaključak

Rendgensko zračenje vidi jednu ili dvije karakteristike tkiva. Gustoća tkiva je veličina koja u svim slučajevima formira različit kontrast na rendgenskoj ili CT slici. Ako se atenuacija rendgenskog zračenja u tkivu događa putem fotoelektričnoga efekta na vezanim elektronima u atomima tkiva onda se i redni broj atoma treba uzeti u obzir. Hoće li se atenuacija odvijati putem fotoelektričnoga efekta ili Comptonovog raspršenja ovisi o energiji rendgenskih fotona iz rendgenske cijevi i atomskom broju elementa. Vjerojatnost za interakciju fotoelektričnim efektom snažno se povećava s povećanjem rednog broja atoma tkiva. Klasični rendgenski uređaji i CT uređaji registiraju jednake karakteristike tkiva jer mehanizmi interakcija rendgenskih fotona s tkivom ne ovise o tehnici snimanja. CT zahvaljujući kompjuteriziranoj tomografiji može rekonstruirati trodimenzionalnu raspodjelu linearnih koeficijenta atenuacije po volumenu tkiva i dobivene vrijednosti prikazati u skali boja u trodimenzionalnom prikazu.

Literatura

- ALESSIO, A. M., P. E. KINAHAN, P. M. CHENG, H. VESSELLE and J. S. KARP (2004): PET/CT scanner instrumentation, challenges, and solutions. *Radiol. Clin. N. Am.* 42, 1017-1032. 10.1016/j.rcl.2004.08.001
- BUREŠ, T., H. CAPAK, B. ŠKRLIN, D. STANIN, A. KRALJEVIĆ, D. NAPPO, Z. VRBANAC (2022): Comparison of diagnostic imaging methods for intervertebral disc herniation in dogs. *Vet. stn.* 53, 475-486. (In Croatian). 10.46419/vs.53.4.3
- HUBBELL, J. H. and S. M. SELTZER (2004): Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. NIST Standard Reference Database 126.
- HUBBELL, J. H. (1982): Photon Mass Attenuation and Energy-Absorption Coefficients. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* 33, 1269-1290. 10.1016/0020-708X(82)90248-4
- MILLAR, R. H. (1975): Atomic number dependence of the photoelectric cross section for photons in the energy range from 4.5 to 25 keV. *J. Phys. B Atom. Molec. Phys.* 8, 2015-2022. 10.1088/0022-3700/8/12/014
- OU, X., X. CHEN, X. XU, L. XIE, X. CHEN, Z. HONG, H. BAI, X. LIU, Q. CHEN, L. LI and H. YANG (2021): Recent Development in X-Ray Imaging Technology: Future and Challenges. *Research* 2021, ID 9892152, 1-18. 10.34133/2021/9892152
- PAŠIĆ, S. (2003): A simple and efficient yet the accurate calculation of the double-differential Compton cross section within the impulse approximation, *Fizika A* 12, 183-194.
- PAŠIĆ, S. and K. ILAKOVAC (1995): Compton backscattering of Hf K X-rays in germanium. *Fizika B* 4, 127-135.
- PAŠIĆ, S. and K. ILAKOVAC (1997): Detector-to-detector backscattering in germanium at 59.5 keV. *Phys. Rev. A* 55, 4248-4252. 10.1103/PhysRevA.55.4248
- PAŠIĆ, S. and K. ILAKOVAC (2000): Accurate determination of Compton backscattering in germanium at 86.5 keV on absolute scale. *Phys. Rev. A* 61, 032722-1 - 032722-6. 10.1103/PhysRevA.61.032722
- PAŠIĆ, S. and K. ILAKOVAC (2001): Absolute-scale measurement of Compton backscattering in germanium at 105.3 keV. *Rad. Phys. and Chem.* 61, 397-398. 10.1016/S0969-806X(01)00277-8
- PAŠIĆ, S. and K. ILAKOVAC (2006): Measurement of Compton scattering on bound electrons by the coincidence method. *Rad. Phys. and Chem.* 75, 1683-1687. 10.1016/j.radphyschem.2005.07.026
- PAŠIĆ, S., M. UROIĆ, Z. TOČLIJ, M. MAJER, O. GAMULIN, T. BOKULIĆ and K. ILAKOVAC (2005): Experimental determination of absolute-scale Compton cross sections using the K X-ray escape and a comparison with three versions of the impulse approximation. *Rad. Phys. and Chem.* 73, 303-310. 10.1016/j.radphyschem.2005.04.001
- SALOMAN, E. B., J. H. HUBBELL and J. H. SCOFIELD (1988): X-ray Attenuation Cross Sections for Energies 100 eV to 100 keV and Elements Z = 1 to Z = 92, *At. Data Nucl. Data Tables* 38, 1-196. 10.1016/0092-640X(88)90044-7
- SELTZER, S. M. (1993): Calculation of Photon Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients. *Radiat. Res.* 136, 147-170. 10.2307/3578607
- SHI, X., R. W. MARTIN, D. ROUSEFF, S. VAEZY and L. A. CRUM (2016): Detection of High-Intensity Focused Ultrasound Liver Lesions Using Dynamic Elastometry. *Ultrason. Imaging* 21, 107-126. 10.1177/016173469902100203

17. STANIN, D., A. JASNA, A. M. LUGOMER POMPER, Z. VRBANAC, H. CAPAK i B. ŠKRLIN (2015): Rendgenološka dijagnostika najučestalijih osteoartropatija u labrador retrievera. Hrvat. vet. vjesn. 23, 35-41.
18. STOLIĆ, I., D. STANIN i D. KLADA (2015): Kontrastna sredstva u veterinarskoj rendgenologiji. Hrvat. vet. vjesn. 23, 52-60.
19. ŠEHIĆ, M., M. MILAN, V. ZORAN i C. HRVOJE (2015): Komputorizirana tomografija u dijagnostici fragmentiranog medijalnog koronoidnog izdanka (MKI-a) u pasa. Vet. stn. 46, 369-373.
20. YAZAKI, Y. (2017): How the Klein-Nishina formula was derived: Based on the Sangokan Nishina Source Materials. Proc. Jpn. Acad. Ser. B Phys. Biol. Sci. 93, 399-421. 10.2183/pjab.93.025

Which tissue properties are visible in X-ray images?

Selim PAŠIĆ, BSc, PhD, Assistant Professor, Faculty of Veterinary Medicine University of Zagreb, Croatia; Antea KLOBUČAR, Univ. Mag, DVM, Ministry of Defence, Armed Forces of the Republic of Croatia, Croatian Navy, Croatia

This paper aims to connect the fundamental properties of tissues with the results obtained in the image, by analysing the physical principles of interaction that lead to the absorption of X-ray photons in tissue. Using an example, we illustrate that it is possible to have a super diagnostic device that could replace modern and future diagnostic devices. Each tissue imaging technique is based on unique physical principles, and therefore sees specific tissue properties that other diagnostic devices (techniques) cannot see. X-ray imaging is based on the attenuation (weakening) of the X-ray beam after it passes through the tissue. The main mechanisms of X-ray photon-tissue interaction are the photoelectric effect (total absorption of photon energy) and Compton scattering (partial absorption of photon energy). The photoelectric effect dominates at low and partially medium energies and becomes very weak with increasing energy, while Compton scattering dominates at medium and higher energies. By analysing both absorption processes, after reducing the linear attenuation coefficient to common physical quantities, we find that that in

the Compton scattering regime, the contrast in the image is determined by differences in tissue density, while in the photoelectric effect regime, contrast depends on tissue density and strongly on the ordinal number of elements making up the tissue. We provide approximate contrast values for basic formations and tissues, as well as descriptions of their properties, density and ordinal number of the elements of which they are composed. Computed tomography (CT) sees exactly the same tissue properties as the classical X-ray technique. In this paper, the principle of computed tomography is explained using an explicit two-dimensional example. It is based on the imagined division of the tissue into small volumes (voxels), and imaging the tissue from multiple positions, where equations for radiation absorption are set for each position. In the resulting system of equations, the linear attenuation coefficients for each voxel are unknown quantities, whose values are determined by numerically solving the system of equations, and are displayed on a suitable colour scale in a three-dimensional image.

Key words: *X-ray imaging; computed tomography; attenuation; X-ray radiation*