

# CT detektor s brojačem fotona

---

**Mimica, Petra**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2023**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Split / Sveučilište u Splitu**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:580339>

*Rights / Prava:* [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-09-27**



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
SVEUČILIŠTE U SPLITU

*Repository / Repozitorij:*

[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



zir.nsk.hr



UNIVERSITY OF SPLIT



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
PRIJEDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ  
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Petra Mimica**

**CT DETEKTOR S BROJAČEM FOTONA**

**Završni rad**

Split, 2023.

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTEVNIH STUDIJA

PRIJEDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Petra Mimica**

**CT DETEKTOR S BROJAČEM FOTONA  
PHOTON COUNTING CT DETECTOR**

**Završni rad/Bachelor's Thesis**

Mentor:

**Tatjana Matijaš, mag. rad. techn., v. pred.**

Split, 2023.

## TEMELJNA DOKUMENTACIJSKA KARTICA

ZAVRŠNI RAD

Sveučilište u Splitu

Sveučilišni odjel zdravstvenih studija

Radiološka tehnologija

**Znanstveno područje:** Biomedicina i zdravstvo

**Znanstveno polje:** Kliničke medicinske znanosti

**Mentor:** Tatjana Matijaš, mag. rad. techn., v. pred.

### CT DETEKTOR S BROJAČEM FOTONA

Petra Mimica

**Sažetak:** Radiologija je jedna od najbrže rastućih grana medicine, a upravo jedan od uređaja koji najbrže prati ovaj razvoj je i uređaj za CT. Znanstvenici su najviše fokusirani na istraživanje poboljšanja parametara rendgenske cijevi i detektora kao najvažnijih dijelova ovog modaliteta oslikavanja. Uz detektor s integriranjem energije koji je danas u širokoj uporabi u sklopu svakodnevne kliničke prakse, predmet istraživanja je i detektor s brojačem fotona. Brojne vrline koje se ističu kod nove vrste detektora zaslužne su za opće mišljenje da će u budućnosti ova nova tehnologija zavladati CT uređajima u kliničkoj praksi poboljšavajući akviziciju brojnih dijagnostičkih i intervencijskih postupaka. Smatra se da ova tehnologija radiologiju uvodi u novu eru upravo svojom poboljšanom prostornom i kontrastnom rezolucijom, smanjenjem šuma i povećanjem omjera kontrasta i šuma, ali i novim mogućnostima kao što su oslikavanje više kontrastnih sredstava istovremeno te višeenergetsko oslikavanje. Poboljšanja vidljivost joda pruža dodatne dijagnostičke mogućnosti te točniju diferencijaciju benignih i malignih suspektnih lezija. Znatno manja veličina piksela na ovom detektoru nudi gotovo dvostruko povećanje prostorne rezolucije, a samim time i povećanje učinkovitosti doze zračenja. Korištenje detektora s brojačem fotona je zato pogodno i kod pedijatrijskih bolesnika, a javlja se i širok spektar mogućnosti *low-dose* oslikavanja u svrhu preventivnog *screeninga* karcinoma. Proces i poput tzv. razgradnje materijala i spektralnog oslikavanja su još u procesu istraživanja, ali imaju veliki potencijal da optimiziraju buduću svakodnevnu kliničku praksu. Potrebno je još rada i objavljenih rezultata istraživanja, no zasigurno će ova tehnologija jednog dana olakšati posao radiološkog tehnologa i radiologa.

**Ključne riječi:** CT; detektor s brojačem fotona; detektor s integriranjem energije

**Rad sadrži:** 64 stranice, 24 slike, 1 tablicu, 107 literaturnih referenci

**Jezik izvornika:** hrvatski

## BASIC DOCUMENTATION CARD

BACHELOR THESIS

**University of Split**

**University Department of Health Studies**

**Radiology technology**

**Scientific area:** Biomedicine and health care

**Scientific field:** Clinical medical sciences

**Supervisor:** Tatjana Matijaš, mag. rad. techn., srlect.

## PHOTON COUNTING CT DETECTOR

Petra Mimica

**Summary:** Radiology is one of the fastest growing branches of medicine, and precisely one of the devices that follows this development the fastest is the computerized tomography device. Scientists are most focused on research into improving the parameters of the X-ray tube and detector as the most important parts of this imaging modality. In addition to the detector with energy integration, which is widely used today as part of everyday clinical practice, the subject of research is also a Photon counting detector. The numerous virtues that stand out in the new type of detector are responsible for the general opinion that in the future this new technology will dominate CT devices in clinical practice, improving the acquisition of numerous diagnostic and interventional procedures. It is believed that this technology ushers radiology into a new era precisely with its improved spatial and contrast resolution, noise reduction and increase of contrast and noise ratio, but also with new possibilities such as simultaneous imaging of multiple contrast agents and multi-energy imaging. Improvements in the visibility of iodine contrast agent provide additional diagnostic possibilities and more accurate differentiation of benign and malignant suspected lesions. The significantly smaller pixel size on this detector offers an almost two-fold increase in spatial resolution, and thus an increase in radiation dose efficiency. The use of a detector with a photon counter is therefore also suitable for pediatric patients, and there is also a wide range of low-dose imaging options for the purpose of preventive cancer screening. Processes such as the material decomposition and spectral imaging are still in the research process, but have great potential to optimize future daily clinical practice. More work and published research results are needed, but surely this technology will one day make the work of radiologic technologists and radiologists easier.

**Keywords:** computed tomography; energy integrating detector; photon counting detector

**Thesis contains:** 64 pages, 24 figures, 1 table, 107 references

**Original in:** Croatian

# SADRŽAJ

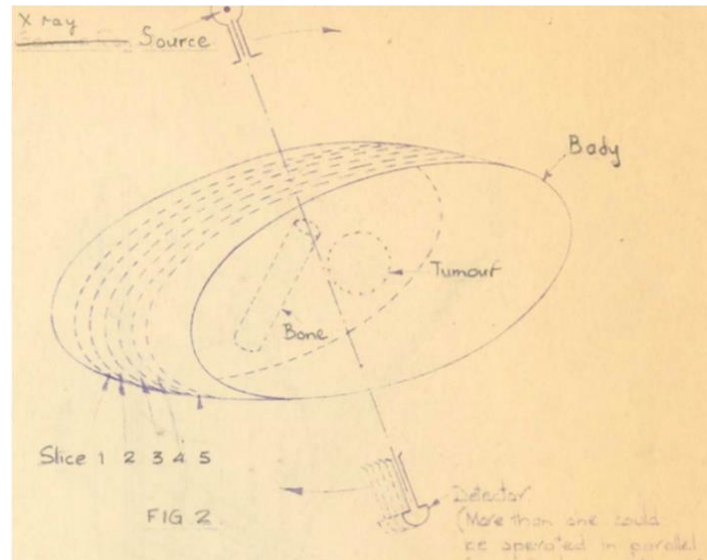
1. UVOD .....	1
1.1. POVIJESNI PREGLED RAZVOJA CT UREĐAJA.....	2
1.2. PRINCIP RADA CT UREĐAJA .....	7
1.3. OSNOVNI DIJELOVI CT UREĐAJA .....	9
1.3.1. Detektori na CT uređaju.....	10
2. CILJ RADA .....	15
3. RASPRAVA .....	16
3.1. RAZVOJ CT DETEKTORA S BROJAČEM FOTONA.....	16
3.2. KARAKTERISTIKE CT DETEKTORA S BROJAČEM FOTONA .....	18
3.2.1. Princip rada detektora s brojačem fotona .....	20
3.2.2. Prostorna rezolucija detektora s brojačem fotona.....	23
3.2.3. Omjer kontrasta i šuma detektora s brojačem fotona.....	30
3.2.4. Učinkovitost doze zračenja.....	33
3.2.5. Smanjenje doze zračenja.....	33
3.3. KONTRASTNA SREDSTVA .....	34
3.3.1. Poboljšani signal jednog kontrastnog sredstva .....	35
3.3.2. Spektralno oslikavanje .....	36
3.4. ARTEFAKTI.....	41
3.5. PREDNOSTI I NEDOSTACI CT DETEKTORA S BROJAČEM FOTONA NAD DETEKTOROM S INTEGRIRANJEM ENERGIJE.....	44
3.6. BUDUĆI RAZVOJ DETEKTORA S BROJAČEM FOTONA.....	49
4. ZAKLJUČAK.....	51
5. LITERATURA .....	52
6. ŽIVOTOPIS.....	64

## 1. UVOD

Kompjutorizirana tomografija, CT (engl. *Computed Tomography*) je radiološki slikovni modalitet koji predstavlja najveći napredak radiologije nakon otkrića X-zraka 1895. godine [1, 2]. Prateći povijest znanosti vidljivo je da se na prijelazu iz 19. u 20. stoljeće događaju revolucionarna otkrića u sklopu medicine i fizike. Upravo je spoj inženjerstva i znanja u medicini omogućio razvoj dijagnostičkog oslikavanja kakvog danas poznajemo [3]. 1972. je uveden prvi komercijalni CT uređaj u uporabu od strane tvrtke EMI u Londonu, a 1979. su inženjer Godfrey Hounsfield i matematičar Alex Cormack osvojili Nobelovu nagradu za otkriće i konstrukciju ovog uređaja. Kao što je poznato, kasnije je i jedinica koja se koristi kod interpretacije slika nastalih tehnologijom CT-a nazvana upravo po Godfreyu Hounsfieldu. Također, uz početak korištenja CT uređaja u radiologiji vežemo i početak primjene računala u radiologiji te prve korake u postepenoj digitalizaciji koja je uslijedila u narednim desetljećima [1, 2]. Može se reći da razvoj CT-a nije u izravnoj vezi s otkrićem X-zraka, već s razvojem računalnih tehnika te predstavlja prvu digitalnu radiološku metodu [4]. CT je tehnika oslikavanja u medicini i drugim znanstvenim područjima koja koristi kolimirani snop rendgenskog zračenja za dobivanje aksijalnih presjeka snimanog objekta [1, 2]. Bez obzira na zabrinutost u vezi doze zračenja koju prima pacijent, oslikavanje CT-om je postao „alat bez kojeg se ne može“ u brojnim granama medicine [4]. Također, stalni tehnološki napredak poboljšava dijagnostičku vrijednost CT-a te dolazi do sve većeg broja indikacija za ovu pretragu [5]. Tome u prilog govori podatak da samo u SAD-u godišnje bude obavljeno oko 81 milijuna CT pretraga, što upravo CT čini najvažnijim i najraširenijim slikovnim modalitetom za dobivanje dijagnostičkih informacija u svrhu liječenja pacijenata. Razlozi za to su visoka brzina skeniranja, široka dostupnost uređaja te softverski aspekti, primjerice visoka prostorna rezolucija [6].

## 1.1. POVIJESNI PREGLED RAZVOJA CT UREĐAJA

Prvi konstruirani uređaji za CT su bili namijenjeni samo za skeniranje glave i mozga jer je pretraga trajala dugo, a za dobar prikaz je bilo potrebno potpuno mirovanje snimanog objekta [2]. Na Slici 1. je vidljiv crtež iz 1968. godine na kojem prikazuje shemu oslikavanja volumena tkiva u više slojeva [7]. Već uređaji druge generacije, koji se počinju razvijati 1975. godine, omogućavaju snimanje i glave i ostatka tijela. Razvoj CT uređaja se odvijao u više faza koje se nazivaju generacije CT uređaja, a svaka generacija se razlikuje od prethodne po poboljšanoj izvedbi detektora te međusobnom odnosu i putanji kretanja rendgenske cijevi i detektora [2].



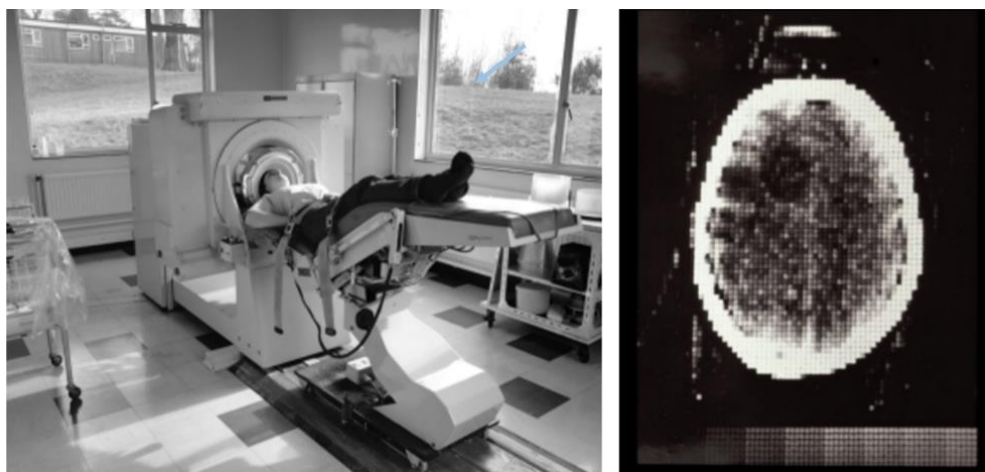
Slika 1. Crtež Sir Godfrey Hounsfielda

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8555965/pdf/JMI-008-052110.pdf>

Uređaje prve generacije CT uređaja, razvijene 1972. godine, obilježava translacijski i rotacijski pomak rendgenske cijevi oko snimanog objekta. Rendgenska cijev je proizvodila uski, pravocrtni snop rendgenskih zraka (engl. *Pencil Beam*) koji je bio usmjeren na samo jedan ili dva detektora zračenja. Pri svakoj translaciji, odnosno pomaku cijevi po pravcu,



uređaj bi snimio jednu projekciju, nakon čega su se cijev i detektor rotirali za jedan stupanj te bi se postupak ponovio. Za snimanje jednog sloja je trebalo 3-5 minuta, a doza zračenja koju bi pacijent primio je bila iznimno visoka [2]. Za snimanje cijelog volumena glave je bilo potrebno oko 30 minuta, a tijekom snimanja je glava bolesnika bila postavljena u vodenu kupku. Rekonstrukcija snimki uređaja prve generacije je trajala nekoliko sati uz samo 8 stupnjeva sive skale. Prostorna i kontrastna rezolucija su bile iznimno loše, a matrica slike je iznosila 80 x 80 piksela. Na Slici 2. prikazan je prvi CT uređaj proizveden od tvrtke EMI u Londonu te prva snimka mozga dobivena CT uređajem uz vidljivu lošu prostornu rezoluciju [7]. Upravo od prve primjene, odnosno od uvođenja CT uređaja u medicinu, njegova važnost i opseg primjene su premašili sva očekivanja tadašnjih istraživača i znanstvenika zaslužnih za ovu tehnologiju [4].

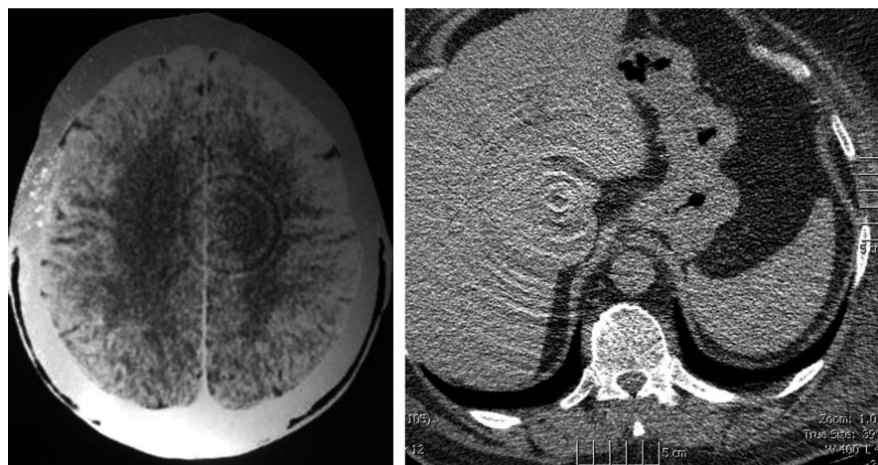


Slika 2. Prikaz prvog CT uređaja i prve snimke nastale CT uređajem

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8555965/pdf/JMI-008-052110.pdf>

1975. godine konstruirani su CT uređaji druge generacije koji su još uvijek koristili princip translacije i rotacije, ali razlika je bila u širem, lepezastom snopu zračenja. Također, ovaj uređaj je mogao imati i do 16 detektora, a vrijeme trajanja ekspozicije je smanjeno na 10-60 sekundi po sloju. Time je povećana iskoristivost snopa rendgenskih zraka, a samim

time je i smanjena doza zračenja za pacijenta. Ovo je ujedno i prvi uređaj koji je omogućio skeniranje čitavog tijela [2]. Treća generacija CT uređaja je razvijena 1977. godine, a temeljna prednost je bila eliminacija translacijskih pokreta, odnosno snimanje se vršilo rotacijom rendgenske cijevi i detektorskog luka oko objekta snimanja za 360°. U uređajima treće generacije lepezasti snop rendgenskih zraka je još širi i obuhvaća čitavu širinu pacijentovog tijela, a broj detektora se penje čak na 400-600. Vrijeme ekspozicije jednog sloja je skraćeno na 1-14 sekundi, u prosjeku 5 sekundi. Međutim, značajni nedostatak ovih detektora bili su kružni ili tzv. *ring* artefakti, vidljivi na Slici 3., koji su nastajali zbog smanjene linearnosti i stabilnosti detektora. Uređaji treće generacije imaju i mogućnost kontrole raspršenih zraka, tako da je moguće skeniranje i onih organa koji imaju određene fiziološke pokrete, primjerice pluća, crijeva, jednjak i slično [2, 7].

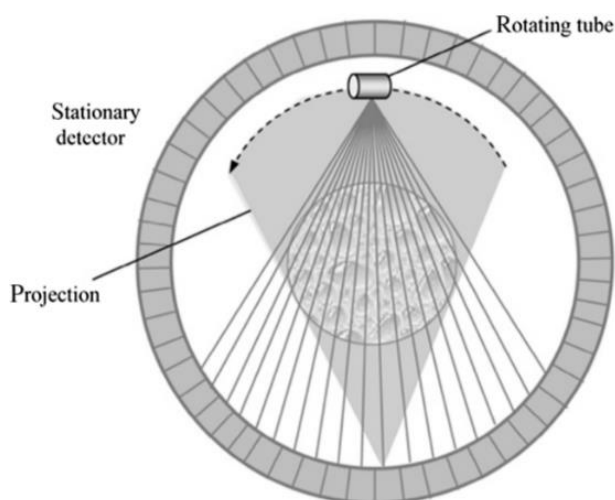


Slika 3. Ring artefakti na uređajima treće generacije

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8555965/pdf/JMI-008-052110.pdf>

Uređaji četvrte generacije CT uređaja imaju princip rada rotacije rendgenske cijevi oko stacionarnog prstena nepomičnih detektora čiji broj seže od 1200-2000, pa i više. Shematski prikaz ove tehnologije se nalazi na Slici 4. Veliki broj detektora omogućio je skraćenje vremena ekspozicije jednog sloja na 1-3 sekunde te samim time i skeniranje organa s

fiziološkim pokretima. Prednost ovih uređaja je i bolja kvaliteta dobivene slike, ali ističu se i nedostaci u vidu slabije kontrole raspršenog zračenja i znatno više cijene u usporedbi s uređajima treće generacije [2, 7].



Slika 4. Shematski prikaz CT uređaja četvrte generacije

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8555965/pdf/JMI-008-052110.pdf>

Početak osamdesetih godina prošlog stoljeća razvijen je CT uređaj koji umjesto rendgenske cijevi koristi akcelerator elektrona. Ovaj uređaj se naziva CT s elektronskim snopom (engl. *Electron Beam Computed Tomography*) [8]. Elektroni iz akceleratora usmjeravaju se na anodu od volframa smještenu u kućištu uređaja ispod stola za pacijenta [4, 8]. U sudaru snopa elektrona i volframa anode dolazi do nastanka rendgenskih zraka koje prolaze kroz tijelo pacijenta i padaju na detektore smještene u kućištu iznad stola za pacijenta. Prednosti ovog uređaja bile su vrlo kratke ekspozicije jednog sloja, čak ispod 0,1 sekunde, a samim time i velik broj slojeva učinjenih kroz kratko vrijeme skeniranja. Kratko vrijeme snimanja uklanja artefakte pokreta, pa tako omogućava uklanjanje akcije srca, peristaltike crijeva i ostalih fizioloških pokreta organa. Također, ovaj uređaj je pogodan za bolje iskorištavanje kontrastnog sredstva te bolji prikaz kardiovaskularnih i torakalnih struktura te

snimanje pedijatrijskih i politraumatiziranih bolesnika. Usprkos svim prednostima, ovi uređaji nisu naišli na širu primjenu u medicini [8].

Nakon uvođenja nove tehnologije spiralnog CT-a, napuštena je podjela prema generacijama uređaja. U današnje vrijeme se koriste samo spiralni CT uređaji koji kao princip rada imaju kontinuiranu rotaciju rendgenske cijevi i detektorske „banane“ oko snimanog objekta, a stol s pacijentom se simultano linearno pomiče kroz primarni snop zračenja [1, 2]. Tako primarni snop X-zraka tvori spiralu oko pacijentovog tijela, na taj način skenirajući veliki anatomski volumen u kratkom vremenu ekspozicije [2]. Uporabom računala stvaraju se različite rekonstrukcije slike u tzv. fazi *postprocessinga*. Postoje različite mogućnosti koje nude softveri koji se razvijaju velikom brzinom, a jedna od najvažnijih je prikaz struktura snimljenih CT-om u 3D perspektivi [1, 2]. Tako je moguće na ekranu manipulirati anatomske struktura i uočiti i najmanju patološku promjenu iz više kutova. Spiralni CT sustav nudi brojne prednosti, od kojih su najvažnije mogućnost prikaza organa koji imaju fiziološke pokrete, virtualne endoskopske pretrage, dobar prikaz lumena krvnih žila te visoka rezolucija. Daljnjim napretkom tehnologije smanjuje se i brzina rotacije cijevi i detektora, a time se postiže i rekonstrukcija više slojeva u jednoj rotaciji [2].

Današnji CT uređaji koji se koriste u kliničkoj praksi imaju i do 320 redova detektora u tzv. detektorskoj banani, a svaki od redova sadrži više stotina (600-800) detektorskih jedinica. Samim time postaje moguće snimati velik volumen tijela u jednoj akviziciji te time skratiti vrijeme same pretrage i dozu zračenja isporučenu pacijentu [2]. Ovi uređaji najnovije generacije se nazivaju višeslojni, višeredni kompjutorizirani tomografi, MSCT (engl. *Multislice Computed Tomography*) ili višedetektorski kompjutorizirani tomografi, MDCT (engl. *Multidetector Computed Tomography*) [1, 2]. Razvoj ovakvih uređaja je doveo i do uvođenja nekih novih pretraga u kliničku praksu, koje su prije bile izvedive isključivo konvencionalnom radiografijom ili invazivnim putem. Neke od tih pretraga su CT angiografije krvnih žila svih dijelova tijela ili snimanje prsnog koša i abdomena s kontrastnim sredstvom u samo jednom inspiriju. Ova tehnika omogućava obradu većeg broja bolesnika u kraćem vremenskom periodu te poboljšanje radnog procesa u zdravstvenim ustanovama. Različite rekonstrukcije slika se vrše obradom snimljenih sirovih podataka, a debljina

transverzalnog sloja može biti čak i 0,5 mm te se dobivaju snimke visoke prostorne rezolucije s vrlo dobrim prikazom finih struktura [2]. Ova vrsta CT uređaja predstavlja veliki skok u evoluciji radioloških oslikavanja te rezultira brojnim prednostima, kao što su promjena parametara skeniranja, povećana ukupna doza zračenja za pučanstvo zbog većeg broja indiciranih pretraga te razvoj novih i poboljšanih algoritama rekonstrukcije. Također je i smanjeno vrijeme rotacije rendgenske cijevi i detektora, veća je pokrivenost snimanog objekta, odnosno generiraju se snimke većeg volumena pacijentovog tijela, veća je vremenska razlučivost, manji je šum na slikama te dolazi do pojave izotropnog voksel. Takav je voksel jednake veličine u sve tri njegove osi te služi za dobivanje što tanjih slojeva tijekom CT skeniranja [4].

## **1.2. PRINCIP RADA CT UREĐAJA**

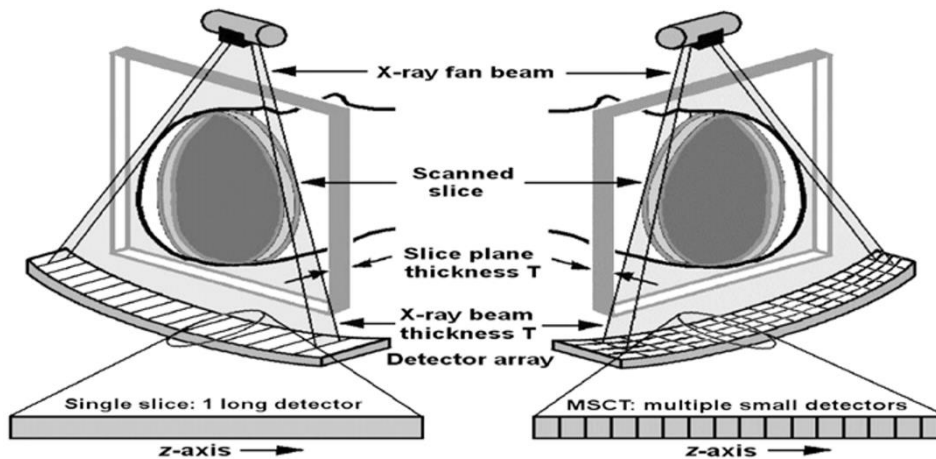
Poznato je da, za razliku od vidljive svjetlosti, rendgenske zrake dovode do ionizacijskog učinka zbog njihove velike količine energije. U interakciji s elektronima rendgenske zrake uzrokuju električne i kemijske reakcije koje se onda na detektorima očitavaju kao fotoni vidljive svjetlosti uslijed scintilacije i kontakta s fotodiodama [3]. Princip rada CT uređaja, kao i kod svih uređaja koji koriste snop rendgenskog zračenja za dobivanje slike, se temelji na atenuaciji, odnosno slabljenju tih zraka prolaskom kroz objekt koji se snima. Do atenuacije dolazi uslijed prolaska korisnog snopa rendgenskog zračenja kroz tkiva različitog atomskog broja, odnosno različite gustoće [1, 2]. Fotoni rendgenskog zračenja najčešće stupaju u interakciju s materijom na dva različita načina, fotoelektričnim efektom i Comptonovim raspršenjem. Atenuacija kod fotoelektričnog efekta ovisi o atomskom broju, odnosno gustoći tkiva te o energiji upadnih fotona rendgenskog zračenja. S druge strane, kad se radi o Comptonovom raspršenju, atenuacija tada nije ovisna o gustoći snimanog objekta. Ukupna vrijednost linearnog slabljenja zračenja je ovisna o tvari, odnosno linearno prati gustoću tvari [4]. Dolazi do apsorpcije i rasapa energije X-zraka te tada različito atenuirane zrake padaju na detektor zračenja koji ih pretvara u električne signale proporcionalne atenuaciji i nastaje CT snimka različitih nijansi sive skale, ovisno o energiji X-zraka dospjelih do detektora. Snimka se na ekranu računala prikazuje kao matrica piksela

različitih nijansi, a nastaje obradom podataka složenim matematičkim algoritmima rekonstrukcije. Atenuacija rendgenskih zraka se može i kvantitativno mjeriti već spomenutim Hounsfieldovim jedinicama, HU (engl. *Hounsfield Unit*) ili tzv. CT brojem [1, 2]. To je dogovorno određena skala brojeva koja označava koeficijent prigušenja u rasponu od -1000 do +3000, gdje voda uvijek iznosi 0, brojevi u negativnom dijelu skale označavaju tkiva poput masti i zraka, a brojevi u pozitivnom dijelu skale označavaju tekućine, parenhimske organe, kosti i ostale strukture. Ova skala vrijednosti omogućava točnost procjene i potvrdu dijagnoze na koju se sumnja na osnovu gustoće lezije koja se ispituje [1, 2, 4]. Kod novijih uređaja ova skala je proširena na vrijednosti od -10 000 do +30 000, gdje je najnegativnija vrijednost oznaka za zrak, a najpozitivnija za kosti i metale u organizmu. Proširena skala se koristi za bolji prikaz implantata, metala u tijelu, proteza i slično [1, 2].

U usporedbi s konvencionalnom radiografijom, kontrastna rezolucija CT uređaja je uvelike poboljšana, odnosno kod uređivanja slike u *postprocessingu* je moguć odabir različitih prozora s različitim nivoima sive skale koji poboljšavaju vidljivost ciljnih tkiva. Prostorna rezolucija je također poboljšana te onemogućava superponiranje susjednih struktura, a posebice patoloških promjena važnih za dijagnostičku analizu. CT uređaji rade na principu snimanja i prikaza jedne ravnine tijela, tj. transverzalne ili aksijalne, a prikaz koronarne i sagitalne ravnine, te po potrebi kosih projekcija, nastaju rekonstrukcijom iz podataka dobivenih snimanjem aksijalnih slojeva. Nakon obrade i rekonstrukcije, snimke se arhiviraju u posebnim digitalnim arhivama te su dostupne na udaljenim lokacijama uz pomoć teleradiologije. Ta digitalna arhiva se naziva Sustav za pohranu slika i komunikaciju, PACS (engl. *Picture Archiving and Communication System*) te nudi razne mogućnosti pohrane i pregleda snimki [1, 2]. Današnje gotovo neograničene mogućnosti digitalne vizualizacije slike i njene naknadne obrade su dovele do mogućnosti izračuna brojnih kvantitativnih parametara i načina rekonstrukcije slike pa sve do uporabe umjetne inteligencije i radiomičke obrade kod očitavanja snimke [3].

### 1.3. OSNOVNI DIJELOVI CT UREĐAJA

U osnovne dijelove uređaja CT se ubrajaju kućište, stol na kojem leži bolesnik, visokofrekventni generator, upravljačka jedinica za radiološke tehnologe i liječnike te uređaji, odnosno softveri za pohranjivanje snimki. U kućištu uređaja se nalaze najvažniji dijelovi, a to su rendgenska cijev i detektori zračenja te sustav za hlađenje cijevi i čitavog uređaja [2]. U rotirajućem dijelu kućišta se nalaze i tzv. *slip rings*, odnosno klizajući prsteni koji omogućavaju kontinuiranu rotaciju rendgenske cijevi i detektorske banane te ubranu rotaciju i smanjenje trajanja pretrage, bez zapetljaja snopa kablova koji rendgensku cijev opskrbljuju električnom energijom [9]. U uporabi su i uređaji s dva izvora zračenja, DSCT (engl. *Dual Source Computed Tomography*), odnosno s dvije rendgenske cijevi koje daju snop različitih energija. Dvije cijevi su međusobno postavljene pod kutom od  $90^\circ$  te se nasuprot njima nalaze i dva niza detektora. Najveća prednost ovih uređaja je povećana temporalna rezolucija, odnosno snimanje organa s fiziološkim pokretima (poglavito srca) s maksimalnim smanjenjem artefakata pokreta. Rendgenske cijevi na CT uređajima rade na naponu do 140 kV te su građene od materijala visokog toplinskog kapaciteta. Zbog velike snage dolazi i do pregrijavanja cijevi, pa se u kućištu uređaja nalazi i već spomenuti sustav hlađenja s kombinacijom ulja i vode. Na Slici 5. prikazana je shema rendgenske cijevi i sustava detektora unutar kućišta CT uređaja [2]. Rendgenska cijev je primarno sastavljena od katode i anode smještenih unutar vakuumske staklene cijevi, a zrake nastaju ubrzavanjem elektrona i njihovim udarom u žarište anode [4]. Važna komponenta CT uređaja je i kolimator koji stvara uski snop rendgenskih zraka na izlazu rendgenske cijevi. Građen je najčešće od olova ili drugih metala s visokim atomskim brojem. Ovaj dio uređaja osigurava usmjeravanje primarnog snopa X-zračenja na pacijenta te maksimalnu kolimaciju u svrhu smanjenja doze zračenja [2]. Također, kolimatori i sustav filtara preveniraju raspršeno zračenje i artefakte nastale uslijed snimanja [2, 4].



Slika 5. Shematski prikaz rendgenske cijevi i sustava detektora

Izvor: <https://encrypted->

[tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcTjRjDQViKKDtw1yBUDj3mzvcSZnQVfEnz00Q&usqp=CAU](https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcTjRjDQViKKDtw1yBUDj3mzvcSZnQVfEnz00Q&usqp=CAU)

### 1.3.1. Detektori na CT uređaju

Tehnologija CT-a pripada domeni digitalnih radioloških metoda, odnosno konkretno kod CT uređaja, strujni impulsi koji nastaju uslijed sudara rendgenske zrake s detektorom zračenja se digitaliziraju u analogno – digitalnom pretvaraču. Zatim se pomoću posebnih softvera i kompjutorskih programa ti signali dalje pretvaraju u vizualnu sliku na monitoru upravljačke jedinice CT uređaja [2]. Prijelaz na ovakve detektore predstavlja potpuni prijelaz radiologije na digitalni način rada te digitalni detektori omogućavaju ne samo kvalitativni, već i kvantitativni prikaz apsorpcije rendgenskih zraka kroz snimani objekt [1-3]. Digitalna slika koja se prikazuje na monitoru je sastavljena od osnovnih elemenata slike, odnosno kvadratića (engl. *Pixel*). Svaki piksel tvori i volumni element slike voksel (engl. *Voxel*) čije ostale dvije dimenzije označavaju debljinu sloja snimljenog CT uređajem. Ovi elementi zajedno tvore matricu slike (engl. *Matrix*) koja određuje prostornu rezoluciju. Što je veći broj piksela, odnosno vokselu u matrici, to je prostorna rezolucija bolja. Na današnjim CT uređajima uobičajena veličina matrice je 1024 x 1024 piksela. Prednosti digitalnih metoda oslikavanja koje je potrebno istaknuti su veća prostorna i kontrastna rezolucija slike, mogućnost mjerenja gustoće odabranog dijela pomoću HU kvantifikacije, multiplanarni



prikaz struktura tijela uz brojne rekonstrukcijske algoritme te mogućnost digitalnog arhiviranja i dijeljenja snimki između različitih ustanova uz očitavanje slika „na daljinu“ [1, 2].

Kod modernih uređaja za CT sustav detektora se naziva detektorska „banana“, što označava smještaj detektora u luku, odnosno linearno. Svaki pojedini detektor je građen od scintilacijskog kristala i fotodiode [2]. Nakon što je 1905. godine Albert Einstein objasnio fotoelektrični učinak i djelovanje elektromagnetskih valova na tvari, to je bila osnova za kasniji razvoj detektora sa ciljanim materijalima koji su osjetljivi na ionizirajuće zračenje kratkih valnih duljina [3]. Kemijski elementi i spojevi od kojih su građeni scintilacijski kristali su najčešće cezijev jodid ili kadmijev tungstat, a detektori mogu biti i keramički. Ovi detektori rade na principu scintilacije, odnosno svjetlucanja materijala. Nakon kontakta rendgenskih zraka s određenim materijalima, oni scintiliraju, odnosno svjetlucaju te je na taj način količina vidljive svjetlosti koja nastaje procesom scintilacije proporcionalna količini ionizirajućeg zračenja koje je došlo u kontakt s detektorom [2]. Također postoje i plinski detektori, a najviše se koristi plemeniti plin ksenon (Xe). U ionizacijskim komoricama koje su bile ispunjene plinom su rendgenske zrake ionizirale atome plina i vršile interakciju s elektronima. No, ta je tehnologija većinom napuštena osamdesetih godina prošlog stoljeća jer su detektori sa čvrstom tvari imali bolja svojstva te su omogućili veću osjetljivost i rezoluciju [2, 3]. Postoje određene razlike između scintilacijskih i plinskih detektora, primjerice stupanj osjetljivosti na rendgensko zračenje, princip rada te cijena samih detektora koja je često presudna kod odabira uređaja za određenu ustanovu. Naime, scintilacijski detektori su mnogo osjetljiviji na zračenje, što dovodi i do niže doze zračenja za pacijenta, u odnosu na plinske detektore koji imaju slabiji stupanj detekcije ionizirajućeg zračenja. Nadalje, za rad scintilacijskog detektora nije potreban visok napon cijevi, odnosno visoka količina kV, dok je plinskim detektorima potreban visoki napon. Jedna od prednosti plinskih detektora je njihova niska cijena u usporedbi sa scintilacijskim detektorima koji su znatno skuplji. Još jedna karakteristika scintilacijskog detektora je njegova osjetljivost na temperaturne promjene. Ksenonski detektori rade na principu ionizacije te nije potrebna

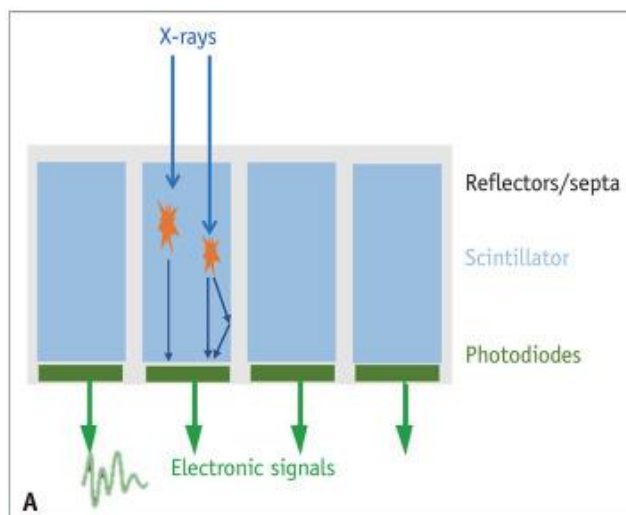
njihova kalibracija tokom procesa rada, ali je zato potrebno povremeno obnoviti plemeniti plin [2].

Detektor zračenja CT uređaja je temeljna komponenta za stvaranje slike te značajno utječe na kvalitetu slike i učinkovitost doze [5]. Karakteristike idealnog detektora za ionizirano zračenje obuhvaćaju visoku sposobnost apsorpcije X-zračenja, trebaju biti dovoljno otporni na temperaturne promjene i stabilni s obzirom na dugo vrijeme korištenja. Također, idealan detektor bi trebao detektirati širok raspon energija X-zračenja, tj. razlikovati što više intenziteta zračenja. Digitalni detektori bi trebali i pružati dovoljno jak i stabilan signal da bi bila moguća digitalizacija i pretvorba impulsa. Današnji detektori CT uređaja apsorbiraju više od 90% energije rendgenskih zraka, ali zbog razmaka između pojedinih detektora određena količina zračenja se gubi pa se efikasnost detektora spušta na 45-50%. [2].

#### *1.3.1.1. CT detektor s integriranjem energije*

Uređaji za CT koji su danas u upotrebi imaju tzv. detektore s integriranjem energije, EID (engl. *Energy Integrating Detectors*). Današnji detektori su većinom scintilacijski, građeni najčešće od keramičkog materijala gadolinijevog oksisulfita, te u kontaktu X-zrake i detektora dolazi do scintilacije, odnosno oslobađanja vidljive svjetlosti, a nakon toga fotodioda pretvara vidljivu svjetlost u električni signal za nastanak slike [3, 10]. Ta vrsta pretvorbe i obrade signala se naziva neizravna pretvorba. Upadni fotoni više energije stvaraju i jači električni signal [11]. Pojedini elementi ovakvih detektora su odvojeni tankim pregradama, kao što je vidljivo na Slici 6., ali to smanjuje njihovu učinkovitost detekcije rendgenskih zraka i utječe na prostornu rezoluciju [10]. Tanke optičke pregrade služe usmjeravanju svjetlosti prema optičkom fotonskom senzoru [12]. Intenzitet nastale svjetlosti je proporcionalan energiji i broju upadnih fotona rendgenskih zraka, međutim on ipak ne predstavlja energiju pojedinačne, nego integrirane energije nekoliko upadnih fotona X-zraka [3, 10]. Upravo od te činjenice potječe i naziv „Detektori s integriranjem energije“ jer je proizvedeni električni signal u konačnici proporcionalan ukupnoj energiji X-zraka koja se

integrirala u samom detektoru. Signal se zatim pojačava te kao izlazni signal dalje sudjeluje u stvaranju slike na monitoru [10]. Kontrola kvalitete ovih detektora se obavlja svakih 6 mjeseci, dok je svakodnevno potrebno obaviti kalibraciju za optimiziranje parametara snimanja [13].



Slika 6. Shematski prikaz detektora s integriranjem energije

Izvor: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36047540/>

Ovi se detektori koriste u sklopu spiralnih CT uređaja te su u spoju s tom tehnologijom omogućili niskodozna snimanja, primjerice *low-dose* pretragu pluća sa samo 0,2 mSv ili ispitivanje srca sa svega 0,5 mSv [3]. Međutim, neka od osnovnih ograničenja ovih detektora su smanjena kontrastna rezolucija, nedostatna osjetljivost za određene pretrage, visoka doza zračenja koju zahtijeva većina pretraga te pojačan šum na slikama, naročito kod niskodoznih oslikavanja [3, 13, 14]. Neki noviji modeli EID detektora su redizajnom određenih komponenti omogućili smanjenje šuma. To se najčešće postiže boljim dizajnom komponenti integriranog kruga [15]. Nadalje, prostorna rezolucija ovih detektora je dostatna za dijagnostička očitavanja, ali može se i uvelike poboljšati za određene pretrage. Zato se kao jedan od nedostataka EID detektora ističe i prostorna rezolucija koja ovisi o veličini žarišne

točke rendgenske cijevi i veličini pojedinog detektorskog elementa. Te veličine trebaju biti približno usklađene, a kod ovih detektora to nije moguće jer su pojedine detektorske jedinice odijeljene tankim pregradama. Također, EID detektori prenose energiju svih fotona pa električni signal koji nastaje ne prenosi informacije o pojedinim fotonima i njihovim energijama [5]. U svrhu poboljšanja prostorne rezolucije kod EID detektora postavljaju se i namjenski filtri u obliku češlja ili rešetke za prigušenje signala. Ti se filtri postavljaju ispred niza detektora te tako smanjuju veličinu piksela, ali smanjuju i učinkovitost doze zračenja jer su te X-zrake blokirane filtrom već prošle kroz snimani objekt [14]. Danas se zahtjevi za boljom rezolucijom, kontrastnosti i manjom dozom zračenja stalno povećavaju pa se u sklopu istraživanja razvijaju i novi CT detektori, od kojih je najviše zastupljen detektor s brojačem fotona, PCD (engl. *Photon Counting Detector*) [3, 13]. On se brojim prednostima ističe nad EID detektorom, pa tako pruža i bolju oštrinu, odnosno prostornu rezoluciju slike uz manju veličinu piksela te bolji odnos kontrasta i šuma, CNR (engl. *Contrast to Noise Ratio*) [13, 14]. Temeljna prednost ovog detektora je njegov fizički mehanizam koji omogućuje detekciju pojedinih fotona [14]. Uz navedene i još brojne prednosti, PCD detektor se sve više probija ispred EID detektora te se očekuje njegova implementacija u kliničku praksu [13].

## **2. CILJ RADA**

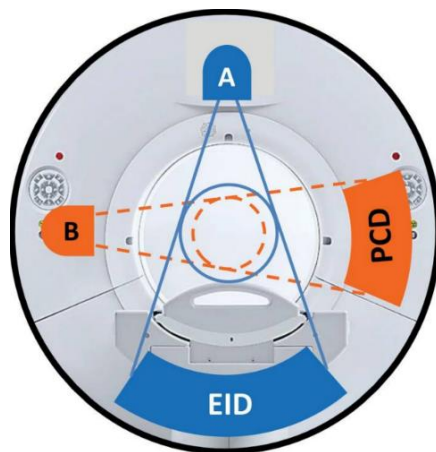
Cilj ovog rada je pobliže opisati novu tehnologiju detektora za snimanje na modalitetu CT-a te opisati njegove tehničke karakteristike i inovativna rješenja. Ovaj rad je potkrijepljen literaturom objavljenom kroz posljednjih 10 godina u javno dostupnim bazama podataka, a poglavito znanstvenim istraživanjima koja poseban naglasak stavljaju na kliničku implementaciju ovog detektora te na usporedbu PCD detektora u odnosu na tehnologiju EID detektora.

### 3. RASPRAVA

#### 3.1. RAZVOJ CT DETEKTORA S BROJAČEM FOTONA

Razvoj detektora za CT uređaje svoj vrhunac doživljava upravo razvojem PCD detektora koji registrira svaki pojedini upadni fotona rendgenske zrake i očitava njegovu energiju. Ideja za ovu tehnologiju potječe još iz osamdesetih godina prošlog stoljeća kad su u tijeku bila istraživanja fizike čestica te se pojavila potreba za detektorima veće dimenzije, ali s manjom veličinom piksela, zatim su bili potrebni materijali osjetljiviji na ionizirajuće zračenje te povećana rezolucija same snimke. Svi ti zahtjevi su nakon dugogodišnjeg rada doveli do izuma ovog detektora koji dovodi do niza pozitivnih promjena u stvaranju slike na CT modalitetu [3]. U proteklom desetljeću je zabilježen najveći razvoj ove vrste detektora. Nedavni napredak u dizajnu poluvodiča je omogućio detektiranje jednog pojedinačnog fotona te pospješio razvoj ovog detektora [11]. Donedavno se PCD detektor koristio samo za nuklearna oslikavanja jer je količina upadnih fotona znatno manja nego kod CT-a, ali stalne inovacije u poljima fizike i inženjerstva donose kontinuirane promjene i poboljšanja ovog sustava oslikavanja te omogućuju nove kliničke primjene PCD detektora [5, 13]. Različiti prototipovi ovog detektora su poslužili za pretklinička istraživanja, ali različiti detektori od strane različitih proizvođača su imali svoje nedostatke [5]. U raznim istraživačkim laboratorijima su postavljeni prototipovi CT uređaja s integriranim PCD detektorom te su se istraživanja provodila većinom na fantomima i malim životinjama [16]. Fantomske analize su, primjerice, provedene za namjensku dijagnostiku moždanog udara, kada je ključno uočiti mala intrakranijska krvarenja te okluzije velikih arterija mozga. Kod ovih oslikavanja do izražaja dolazi prednost PCD detektora u vidu smanjene veličine piksela. Istraživanja su pokazala poboljšanje vidljivosti milimetarskih lezija za 20% kod PCD detektora [17]. I kod CT angiografije istraživanja su pokazala prednosti za otkrivanje malih okluzija veličine nekoliko milimetara [18]. Prototipovi na kojima se vršio najveći broj istraživanja nalaze se u Mayo klinici i u američkom Nacionalnom institutu za zdravlje, NIH (engl. *National Institutes of Health*), a jedni od prvih CT uređaja koji koriste PCD detektor u Europi se nalaze na sveučilištu u Lyonu i u Njemačkoj. Kasnije se provodilo i *in vivo* snimanje ljudskih pacijenata u svrhu ispitivanja kliničke uporabe ovih detektora i mogućnosti njihove komercijalizacije [19, 20]. Primjerice, pri usklađenim vrijednostima kV i mAs istraživači su snimali ljudski

mozak te su utvrdili bolju diferencijaciju sive i bijele tvari te povoljniji šum na slikama. Također, kod kontrastnog snimanja glave i vrata utvrđena je bolja kontrastnost te manje šuma i artefakata na snimkama nastalim pomoću PCD detektora [21]. Prvi PCD sustav kojim su se mogle vršiti pretrage na ljudima je uveden 2010. godine [22]. Jedan od pretkliničkih prototipova je bio detektor građen od kadmijevog telurida s vidnim poljem, FOV (engl. *Field of View*) od 16,8 cm. Na ovakvim primjerima detektora su se vršila ispitivanja primjene dvostrukog kontrastnog sredstva i drugih sličnih primjena koje nisu izvedive s EID detektorom [23, 24]. Također, istraživali su se i DSCT uređaji u kojima je jedan izvor rendgenskog zračenja povezan s EID detektorom, a drugi izvor s PCD detektorom, no ovaj uređaj nije pogodan za korištenje u kliničkoj praksi. Shematski prikaz takvog uređaja se nalazi na Slici 7. [22]. U sklopu ovakvih uređaja isti su parametri rendgenske cijevi za snimanje uz pomoć obje vrste detektora, ali moguće je i prilagoditi parametre ovisno o vrsti detektora. Ova istraživanja su omogućila istražiteljima bolje razumijevanje osnovnih principa rada samog detektora kako bi njegova implementacija u kliničku praksu bila temeljena na što točnijim podacima [14]. Prvo odobrenje za korištenje u kliničke svrhe izdala je Američka udruga za hranu i lijekove, FDA (engl. *Food and Drug Administration*) 30. rujna 2021. godine [25].



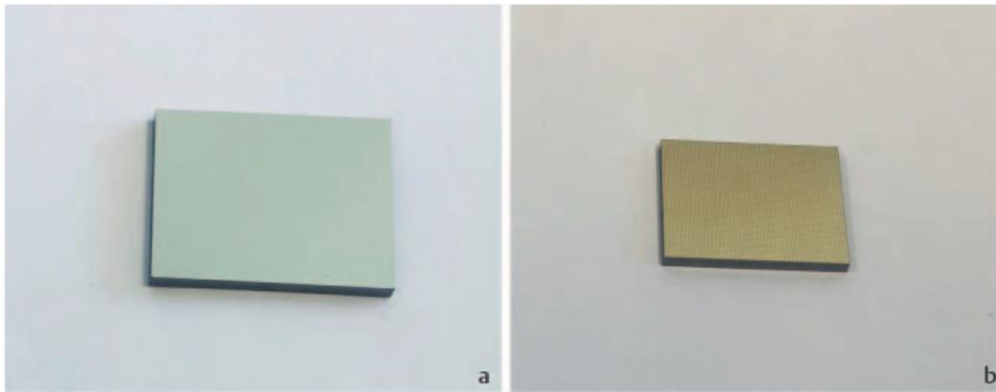
Slika 7. Shematski prikaz *Dual-source* CT uređaja s implementiranim EID i PCD detektorom

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6542627/bin/rg.2019180115.fig3a.jpg>

## 3.2. KARAKTERISTIKE CT DETEKTORA S BROJAČEM FOTONA

PCD detektori imaju dvoslojnu strukturu, odnosno gornji sloj čini senzor od kadmija i telurija (CdTe), a ponekad i cinka (Zn) ili silicija (Si), u kojeg udaraju X-zrake, a donji sloj je podloga s matricom piksela [3, 5]. Danas se istražuju i senzori od drugih materijala, primjerice živinog jodida (HgI<sub>2</sub>) i galijeovog arsenida (GaAs) [13, 26]. Također, sve se više ističu prednosti već spomenutih silicijskih senzora koji postižu visoke stope brzine brojanja fotona. Njegova prednost je i mali atomski broj te učinkovitost detekcije od oko 80%. Kod silicijskih detektora dolazi i do manje problema vezanih uz kvalitetu slike, ujednačenosti detekcije te su troškovi proizvodnje ovog detektora niži. Zbog niskog atomskog broja, u silicijskim detektorima najčešće dolazi do Comptonovog raspršenja, a ne do fotoelektričnog efekta, a to omogućava bolje razdvajanje fotona male energije (oko 30 kV) koji označavaju raspršeno zračenje. Složeni senzori su debljine 2-3 mm te apsorbiraju zrake rendgenskog zračenja u rasponu od 20-140 kV [13]. Upravo o materijalu senzora i njegovoj debljini ovisi učinkovitost apsorpcije upadnih fotona. Materijali s visokim atomskim brojem, poput CdTe senzora, imaju veću učinkovitost apsorpcije te su iz tog razloga najčešće korišteni senzori kod PCD detektora [26]. Matrica se sastoji od otprilike 250 000 piksela, svaki površine oko 0,05 mm<sup>2</sup>. Snaga detektora, odnosno moć njegove prostorne rezolucije, se može jasnije shvatiti ako se uzme u obzir činjenica da za vrijeme ekspozicije oko milijardu fotona rendgenskih zraka pogodi 1 mm<sup>2</sup> detektora u 1 sekundi. U gornjem sloju, odnosno senzoru, fotoni rendgenskog zračenja vrše ionizaciju, tj. otpuštaju elektrone, a zatim mikroelektronika iz donjeg sloja registrira fotone i njihovu energiju. Slojevi PCD detektora vidljivi su na Slici 8., odnosno s lijeve strane je prikazan CdTe senzor, a s desne strane podloga s mikroelektronikom i matricom piksela [3]. Donji sloj PCD detektora se naziva i sloj anoda koje su spojene na integrirane sklopove. Između dva sloja detektora se, putujući od anode prema katodama na ulaznoj strani senzora, stvara negativni prednapon koji stvara električno polje unutar detektora [13].





Slika 8. Dijelovi detektora s brojačem fotona

Izvor: [https://www.thieme-connect.de/media/roefo/202109/thumbnails/roefo-3469\\_10-1055-a-1308-2693-i9\\_en.jpg](https://www.thieme-connect.de/media/roefo/202109/thumbnails/roefo-3469_10-1055-a-1308-2693-i9_en.jpg)

Kvantitativno mjerenje količine energije pojedinih fotona upadnog zračenja se događa u nekoliko faza, odnosno u nekoliko unaprijed određenih tzv. energetske pragove ili spremnika [3]. Ti uski rasponi spektra energije služe za raspodjelu prigušenih energija svakom tom prozoru u spektru te se na taj način mogu klasificirati signali iz različitih tkiva [4]. Svaki izlazni signal koji je detektiran se uspoređuje s vrijednostima koje su unaprijed kalibrirane te se na taj način energije upadnih fotona raspoređuju u energetske pragove. Broj mogućih energetske pragove ovisi o dizajnu samog detektora, ali najčešće iznosi između 2 i 8. Energetski pragovi trebaju biti postavljeni prije eksponiranja, odnosno prije prikupljanja podataka te se vrijednosti energetske pragove izražavaju u kV. Kao primjer se može navesti snimanje izvedeno s naponom rendgenske cijevi od 140 kV i energetske pragovima od 25 kV i 65 kV. Tako se generiraju dva skupa podataka, odnosno dva energetske praga u koje se raspoređuju upadni fotoni: od 25-65 kV te od 65-140 kV [14]. Također, ovi detektori pridaju više signala fotonima nižih energija jer su to fotoni koji su na svom putu od izvora do detektora više atenuirani, odnosno bili su u interakciji s tvarima poput jodnog kontrastnog sredstva ili kosti. Takvi fotoni mogu biti od velike dijagnostičke važnosti. Mjerenje se ne događa kontinuirano jer bi tada negativno utjecalo na vremensku rezoluciju. Također, to odvajanje pojedinačnih fotona u energetske spremnike je moguće jedino uz uvjet da se fotoni

očitavaju toliko brzo da ne dođe do nakupljanja naknadno upadnog signala [3]. Svaki upadni foton se treba registrirati prije nego što stigne sljedeći foton X-zračenja, a ako to nije izvedivo, dolazi do nakupljanja signala te se fotoni više ne mogu zasebno registrirati, već kvantitativni podaci o upadnim fotonima više nisu točni i kvaliteta slike se degradira [5]. Zato su potrebni visoko osjetljivi poluvodiči s jako kratkim mrtvim vremenom. Potrebna je i brza elektronika koja omogućava brzu individualnu detekciju i očitavanje energije fotona te brz prijenos podataka do računala. Zato je potreban i brz sustav prikupljanja podataka, DAS (engl. *Data Acquisition System*) te brza rekonstrukcija slike na računalu. Sve navedene karakteristike upućuju na visoke zahtjeve koje ovaj detektor treba ispuniti te na njegovu visoku cijenu. Upravo su cijena i sofisticirana elektronika razlozi zbog kojih će se ovaj detektor teško implementirati u kliničku praksu [3].

Kod PCD detektora temeljni princip rada je da se upadni fotoni rendgenskog zračenja izravno pretvaraju u električne impulse [5]. Amplituda tih impulsa, koji se stvaraju taloženjem naboja na anodi je proporcionalna energiji upadnog fotona [5, 14]. Tada se električni impulsi izražavaju kvantitativno i raspoređuju u već spomenute energetske pragove [5]. Obilježja prvog detektora koji je odobren od strane FDA su objavljena nakon odobrenja. Detektor ima dva dijela od kadmija i telurija (CdTe) debljine po 1,6 mm, nekoliko različitih definiranih energetskih pragova te mogućnost snimanja izrazito visoke rezolucije, UHR (engl. *Ultra High Resolution*) [27]. Slike se mogu rekonstruirati s debljinom sloja od čak 0,2 mm te je veličina matrice različita, primjerice 512 x 512, 768 x 768 te 1024 x 1024 piksela. Dostupan je i niz različitih protokola snimanja te su integrirani i neki inovativni protokoli za nove vrste snimanja [5].

### **3.2.1. Princip rada detektora s brojačem fotona**

Općenito, kako bi se razvili PCD detektori za CT modalitete snimanja, potrebno je postići visoku brzinu brojanja uz visoku učinkovitost detekcije i optimalne parametre detektora [13]. Brzina brojanja fotona koju zahtijevaju klinički CT sustavi je oko milijun brojanja u sekundi po  $\text{mm}^2$  [28]. PCD detektor broji pojedinačne fotone upadne X-zrake u svakom pojedinom energetskom prozoru, odnosno spremniku. Energija koju ima svaki

upadni foton stvara električne naboje koji tada putuju kroz detektor pod utjecajem električnog polja. Naboji induciraju pulsni signal koji putuje do brojača, koji je jedna od najvažnijih komponenti detektora [13]. Ovi detektori fotonima različitih energija pridaju i različitu nijansu sive skale na konačnoj računalnoj snimci, proporcionalno energiji upadnog fotona. To omogućava proces koji se naziva ponderiranje energije, odnosno određivanje točne vrijednosti energije svakog upadnog fotona, unatoč tome što X-zrake proizvode fotone širokog spektra energija. Ponderiranje energije se događa kao proces unutar detektora ili tijekom obrade slike, a na taj način se povećava i CNR za 15-57% u usporedbi s EID detektorima [11]. Osim brojanja fotona, u detektoru se događaju i drugi procesi, poput obrade signala u digitalno-analognom pretvaraču i kalibracije [13]. Izlazni signal se obrađuje u električnim komparatorima i brojačima [14]. Važni pojmovi koji se ističu kad se govori o radu detektora s brojačem fotona su „vršno vrijeme“ i „mrtvo vrijeme“. Vršno vrijeme označava vrijeme koje je potrebno da ulazni impuls, koji se oblikuje pomoću elektronike i priprema za proces bilježenja i brojanja, dostigne svoju maksimalnu amplitudu. Mrtvo vrijeme se definira kao minimalna količina vremena koja razdvaja dva ulazna impulsa kako bi se oni registrirali kao odvojeni. Ova dva definirana vremena su međusobno povezana, a u praktičnom smislu mrtvo vrijeme je dulje [13].

Za optimizaciju rada detektora i da bi se prevladala neka njegova ograničenja, koriste se i određeni mehanizmi za poboljšanje. Primjerice, prisutni su filtri za oblikovanje snopa rendgenskih zraka na izlazu iz cijevi koji se sastoje od statičkog i dinamičkog dijela. Statički dio oblikuje intenzitet snopa zračenja ovisno o objektu, a dinamički dio služi specifičnom oblikovanju snopa na rubovima snimanog objekta. Ova vrsta filtra se često naziva i „leptir filter“ (engl. *Bowtie Filter*) jer je dizajniran tako da je debeo na rubovima, a tanak na sredini, kao što je prikazano na Slici 9. Svrha filtra je i smanjiti dozu zračenja na periferiji te izjednačiti intenzitet ionizirajućeg zračenja koje pada na detektor. Također, u radu PCD detektora postoje i različiti mehanizmi za ispravak i kompenzaciju moguće distorzije slike. I u procesu rekonstrukcije slike potrebno je određene parametre poboljšati i prilagoditi novom načinu prikupljanja podataka detektorom s brojačem fotona. Najproblematičniji su fotoni

koji prolaze kroz rub objekta ili izvan samog objekta snimanja kad pacijent nije dobro centriran. Tada se u procesu rekonstrukcije slike javljaju artefakti [13].

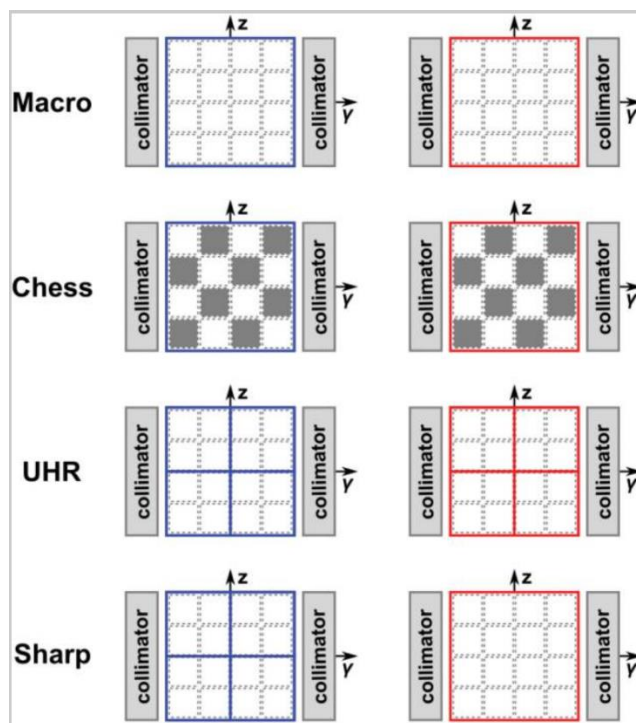


Slika 9. Prikaz *bowtie* filtra

Izvor: <http://www.sprawls.org/resources/CTIQDM/bowtie.jpg>

Na trenutnim PCD sustavima moguće je prikupljanje podataka na 4 različita načina koja su prikazana na Slici 10. To su tzv. makro način, šahovski način, UHR način te oštri način. Ovi principi prikupljanja podataka se razlikuju po konfiguraciji, odnosno veličini piksela te po postavljenim energetske pragovima [22, 29]. U makro načinu rada 4 x 4 susjedna podpiksela (matrica od 16 podpiksela) su grupirani u jedan makro piksel, tako da je veličina piksela 0,5 x 0,5 mm. Šahovski način prikupljanja podataka je zamišljen tako da postoje 4 energetska praga, ali nedostatak ovog načina je smanjena učinkovitost doze zračenja jer se samo polovica upadnih fotona koristi za nastanak slike. U UHR načinu rada su podpikseli grupirani 2 x 2, odnosno u matricu od 4 podpiksela, tako da je veličina piksela 0,25 x 0,25 mm. Ovaj način rada se uvelike koristi u kliničkoj praksi jer je radi manje veličine piksela povećana prostorna rezolucija pa je UHR način rada pogodan za oslikavanje pluća, mišićno-koštanog sustava i krvnih žila. U „*sharp*“ načinu rada prisutna je kombinacija UHR i makro načina, odnosno upadni fotoni niskih energija se detektiraju po UHR principu, dok

se fotoni visokih energija prikupljaju po makro principu rada. Na taj način se omogućuje da se uz pomoć upadnih fotona niske energije dobije visoko kvalitetna snimka s prikazom anatomskih struktura u visokoj rezoluciji, a sa sniženim šumom i manjom veličinom piksela. S druge strane, podaci prikupljeni pomoću fotona visokih energija uzrokuju višu razinu šuma i veću veličinu piksela [14].



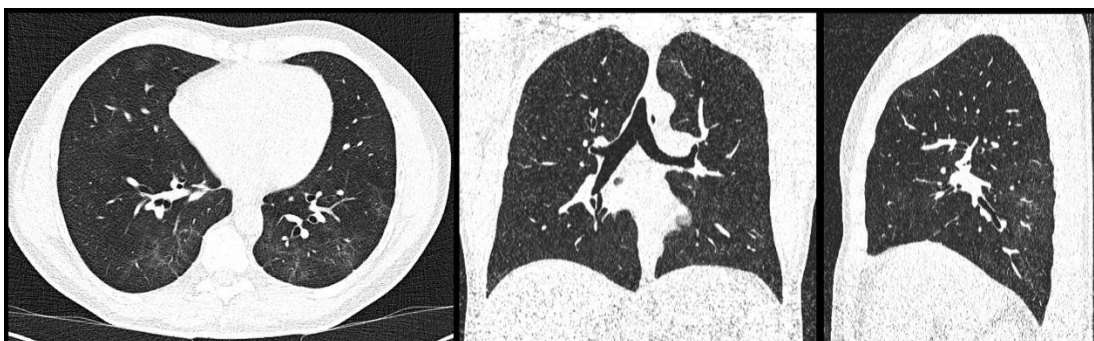
Slika 10. Shematski prikaz različitih načina prikupljanja podataka na detektoru s brojačem fotona

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6542627/bin/rg.2019180115.fig3b.jpg>

### 3.2.2. Prostorna rezolucija detektora s brojačem fotona

PCD detektor nudi potencijal udvostručenja prostorne rezolucije u usporedbi sa sadašnjim detektorima. Od 1990. godine do danas prostorna rezolucija se nije znatno poboljšavala. Zato su PCD detektori prava senzacija jer nude značajno povećanje rezolucije uz minimalno povećanje doze zračenja. Nedostatak scintilacijskog sloja u usporedbi s EID

detektorima u ovim detektorima uvelike utječe na poboljšanje prostorne rezolucije te bolju iskoristivost UHR snimanja uz nisku dozu zračenja [5]. I nedostatak pregrada, tzv. septa, između pojedinih detektorskih jedinica također povećava geometrijsku razlučivost PCD detektora. Manja veličina piksela na PCD detektorima eliminira i korištenje češljastih filtera i rešetke pa se povećava iskoristivost doze zračenja. Dolazi i do smanjenja šuma na snimkama [14]. Snimanje visoke rezolucije je dostupno i na današnjim EID detektorima, ali je otežano zbog manje iskoristivosti doze za čak 50%. Prostorna razlučivost PCD detektora iznosi, ovisno o proizvođaču, između 2,81 i 4,00 lp/mm u usporedbi s EID detektorom, gdje vrijednost prostorne razlučivosti iznosi oko 2,08 lp/mm. Na Slici 11. prikazan je primjer UHR snimanja prsnog koša s PCD detektorom [5].



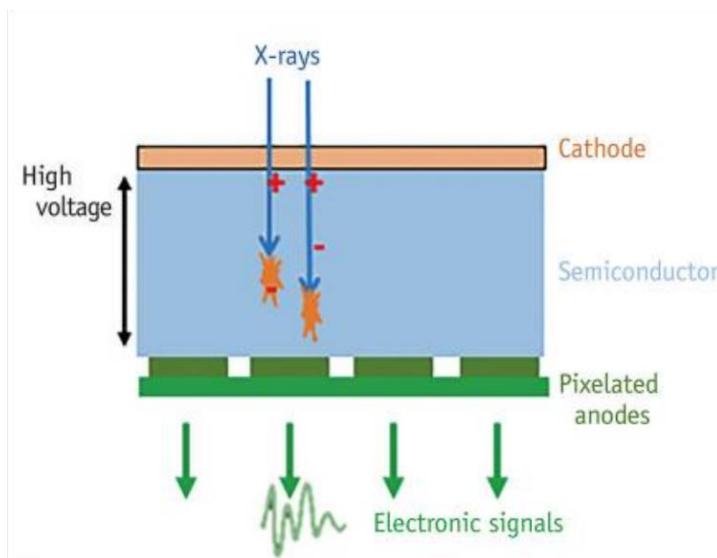
Slika 11. Snimka prsnog koša u UHR načinu rada s PCD detektorom

Izvor:

<https://www.birpublications.org/cms/10.1259/bjr.20220544/asset/images/medium/bjr.20220544.g004.jpeg>

Neka istraživanja su usporedila odnos i parametre kod snimanja UHR i kod tzv. MACRO načina snimanja, odnosno uobičajenog snimanja visoke razlučivosti. Kod UHR načina prostorna rezolucija iznosi 3,33 lp/mm, a veličina piksela 0,25 x 0,25 mm, dok je veličina piksela kod MACRO načina rada 0,5 x 0,5 mm. Istraživanja su pokazala da ta razlika u veličini piksela i korištenje određenih algoritama rekonstrukcije poboljšava prostornu rezoluciju za čak 87% te snižava razinu šuma za 15% [14, 30]. Općenito, veličina piksela je

manja kod PCD detektora i iznosi od 0,2-0,5 mm, dok kod EID detektora iznosi od 1-1,4 mm. Posljedično, zaključuje se da je prostorna rezolucija izrazito bolja kod PCD sustava [13]. Smanjenjem veličine piksela dolazi i do općenitih kritika da će to uzrokovati povećanje šuma, no taj se mogući problem eliminira uporabom tzv. mekih i oštih jezgara rekonstrukcije, odnosno kernela. Istraživanja na fantomima su pokazala da je pogodnije snimati koristeći manju veličinu piksela, a rekonstrukciju vršiti pomoću standardnih ili prilagođenih kernela. Tada dolazi i do smanjenja doze zračenja za oko 10% u usporedbi s EID detektorom. Smanjenju veličine piksela kod PCD detektora pogoduje i nedostatak optičkih pregrada, što je vidljivo na Slici 12., koje su prisutne kod EID detektora, uz niži šum na snimkama i manju dozu zračenja [31]. U drugim istraživanjima je također potvrđena niža razina šuma u UHR načinu oslikavanja, ali se pozornost pridaje i većoj dozi zračenja kod pojedinih UHR pretraga [32, 33]. Istraživanja pokazuju u visoku superiornost UHR načina rada kod PCD detektora u usporedbi s EID detektorom. Ta činjenica je dokazana u istraživanjima za koja su se koristile snimke fantoma, preminulih pacijenata te pacijenata dobrovoljaca [30, 34, 35]. Primjerice, kod snimanja sljepoočne kosti uočava se 14% manje šuma na UHR snimci izvedenoj pomoću PCD detektora nego pomoću EID detektora [35]. Također, kod snimanja sljepoočne kosti u UHR načinu rada prototip PCD detektora na bazi silicija testiran na fantomima nudi prostornu rezoluciju od čak 22 lp/cm [36]. Općenito, snimanje UHR načinom rada smanjuje šum za 29% u usporedbi s EID detektorom pri usklađenim dozama zračenja. Posljedično to znači smanjenje doze zračenja od 50% na PCD detektoru u usporedbi s EID detektorom pri istoj razini šuma [14].



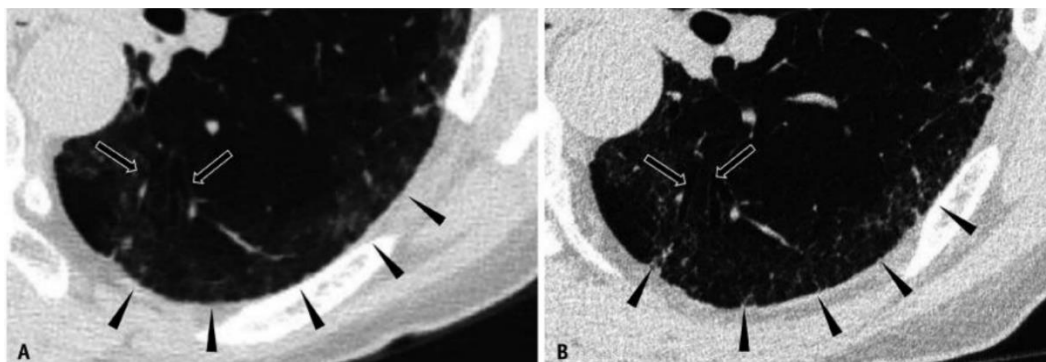
Slika 12. Shematski prikaz detektora s brojačem fotona

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9434736/bin/kjr-23-854-g001.jpg>

UHR snimanje naročito ima prednost kod određenih anatomskih regija gdje je ključan fini prikaz sitnih struktura za točniju dijagnostičku analizu, kao što su oslikavanje pluća, srca i mišićno-koštanog sustava [5]. Uz pomoć nove vrste detektora moguće je snimiti velike anatomske volumene uz istovremeno oštar prikaz manjih struktura [31]. Kod oslikavanja pluća bolje se prikazuju parenhimske promjene koje mogu ukazivati na određene patološke procese [5]. Primjerice, znanstvenici su uspoređivali snimke nastale PCD detektorskim sustavom s optimiziranim postavkama rekonstrukcije slike u *postprocessingu* i snimke nastale standardnim načinom rada s EID detektorskim sustavom. Skenirano je 30 pacijenata sa sumnjom na intersticijsku bolest pluća te su tri radiologa, nezavisno jedan o drugome, potvrdili veću točnost i pouzdanost PCD detektora kod nalaza tzv. brušenog stakla i uzorka mozaika te im je lakše bilo potvrditi postojanje intersticijske upale pluća kod određenih pacijenata. Na Slici 13. vidljiva je razlika u prostornoj razlučivosti snimki nastalih EID i PCD detektorom te vjerniji prikaz uzorka brušenog stakla. Također, kvaliteta slike i prostorna rezolucija su se pokazale poboljšanima na snimkama s PCD detektorom, a doza zračenja isporučena pacijentu je bila 6,49 mGy kod PCD sustava za razliku od 7,88 mGy kod EID



sustava [37]. Druga studija koja je uključila 80 pacijenata je pokazala da se povećava točnost dijagnoze intersticijske upale pluća korištenjem UHR načina snimanja sa PCD detektorom te da se isporučena doza zračenja snižava za 67% u usporedbi s EID detektorom [38]. Kod oslikavanja pluća u UHR načinu prednost je bolja vizualizacija stijenki dišnih puteva. Također, moguća je procjena plućnih fisura u sklopu dijagnostike stupnja uznapredovalosti plućnog emfizema i odluke o načinu liječenja [14]. Detaljna analiza rubova plućnih nodula je važna za diferencijaciju benignih od malignih pojava [39]. Što se tiče oslikavanja srca i koronarnih krvnih žila, korištenjem PCD detektora se uvelike poboljšava vidljivost postavljenih stentova i koronarnog plaka [5]. Ova primjena PCD detektora je posebno važna kod procjene moguće restenoze stenta [40]. Nedavna istraživanja su pokazala da se snimanjem u UHR načinu snimanja s PCD detektorima koronarne arterije prikazuju s visokom kvalitetom i oštrinom slike te se smanjuju tzv. artefakti cvjetanja kalcija [41, 42].

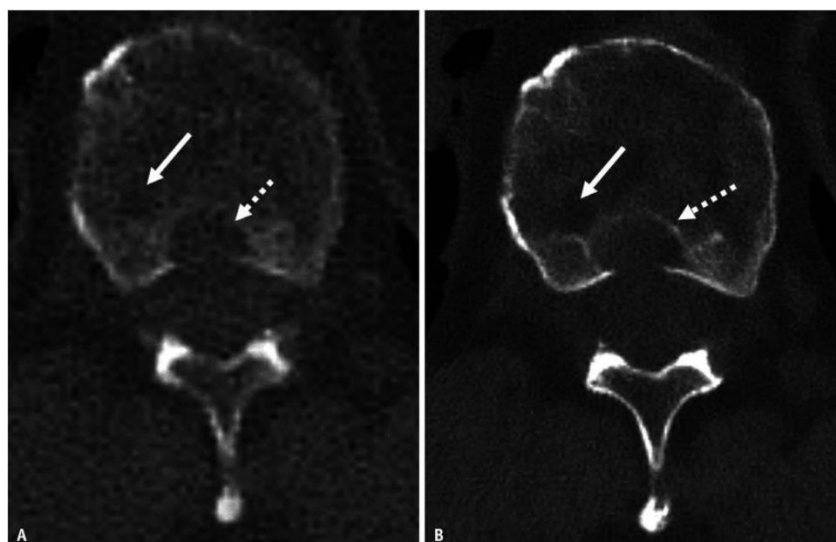


Slika 13. Usporedba prikaza plućnog parenhima pomoću EID (lijevo) i PCD (desno) detektora

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9434736/bin/kjr-23-854-g002.jpg>

Kod oslikavanja kostiju važna je vidljivost sitnih detalja, a posebice sitnih prijeloma koji se lako mogu previdjeti [5]. U studiji koja je uključivala 32 pacijenta klinički je istražena i potvrđena bolja vizualizacija koštanih finih struktura ramena i zdjelice te je dokazano da se i veće koštane regije mogu snimati UHR načinom s PCD detektorom uz sniženje doze za 31-47%. Navedena skupina pacijenata je bila podvrgnuta snimanju s obje vrste detektora te su

rezultati pomno uspoređivani da bi se došlo do ovih zaključaka [43]. PCD detektor daje vrlo korisne dijagnostičke informacije kod pacijenata s dijagnozom multiplog mijeloma. Bolja je vizualizacija litičkih koštanih lezija, koje su glavno patološko obilježje ove bolesti, te se postiže dobra atenuacija masti na UHR snimkama radi boljeg prikaza koštanih struktura [44]. Prikaz litičkih lezija na kralješku se nalazi na Slici 14. te je vidljiva razlika u oštroti slike nastale EID i PCD detektorom [31]. Ove činjenice su dokazane studijom provedenom na 29 pacijenata uspoređujući snimke nastale pomoću PCD detektora u UHR načinu rada te pomoću standardnog EID detektora [44].



Slika 14. Usporedba prikaza litičkih lezija pomoću EID (lijevo) i PCD (desno) detektora

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9434736/bin/kjr-23-854-g003.jpg>

Snimanje pomoću PCD detektora je korisno i kod uočavanja malih patoloških fraktura koje su često posljedica multiplog mijeloma. Uporabom PCD detektora bolji je prikaz i malih zglobova, što je vrlo korisno kod uočavanja i opisivanja trauma ili degenerativnih promjena. Ovo značajno povećanje oštrote uzrokuje smanjena veličina piksela detektora i povećana geometrijska razlučivost [31]. Kao što je rečeno, prostorna rezolucija ovih detektora

omogućava i bolju vizualizaciju velikih zglobova, kao što su kuk i rame [43]. Na Slici 15. je vidljiv prikaz ručnog zgloba na kojem su jasno oslikane trabekularne koštane strukture [14]. Još jedna uspješna primjena PCD detektora je vidljiva i kod snimanja temporalne kosti, kada je visoka prostorna rezolucija od izrazite važnosti za prikaz malih struktura [30, 35]. Studija je pokazala poboljšanu vizualizaciju kritičnih anatomskih struktura na temporalnoj kosti, primjerice oštar prikaz zgloba između malih kostiju nakovnja i stremena, odnosno inkudostapedijalnog zgloba te smanjenje doze za oko 80% u odnosu na snimanje temporalne kosti EID detektorom [45]. Općenito, snimanjem u načinu visoke razlučivosti poboljšava se razina šuma i učinkovitost same doze, a time i smanjuje doza koju primi pacijent, što je u konačnici i cilj [32, 46]. Kao što je već navedeno, poboljšana prostorna rezolucija ovih detektora posebno je korisna u oslikavanju kostiju, primjerice temporalne kosti, zatim u analizi plućnih nodula, stijenki bronha, koronarnih arterija, postavljenih stentova u krvnim žilama te je korisno i u karakterizaciji bubrežnih kamenaca [11, 47-49]. Poboljšano je otkrivanje i ocrtavanje malih bubrežnih kamenaca te karakterizacija njihovog kemijskog sastava, a posebice na snimkama s oštrijom jezgrom rezolucije i tanjim slojevima snimanja [31]. Istraživanje je pokazalo da se PCD detektorima mogu vizualizirati i točno okarakterizirati bubrežni kamenci manji od 3 mm [50]. Kad se radi o povećanju prostorne rezolucije, i drugi parametri moraju odgovarati tom povećanju, primjerice veličina žarišne točke se treba smanjiti [51]. Upotrebljavaju se i kerneli za rekonstrukciju veće rezolucije te tanji slojevi snimanja [31].



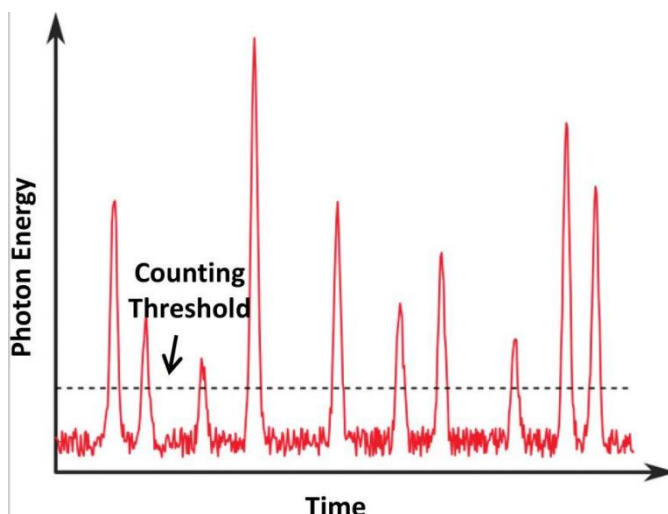
Slika 15. Prikaz ručnog zgloba pomoću PCD detektora u UHR načinu rada

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6542627/bin/rg.2019180115.fig8b.jpg>

### 3.2.3. Omjer kontrasta i šuma detektora s brojačem fotona

Općenito, šum na CT snimkama može biti uzrokovan dvama razlozima te se razlikuju kvantni i elektronički šum. Kvantni šum je određen brojem detektiranih fotona te može ovisiti i o slučajnim interakcijama i prirodi samih fotona, dok elektronički šum nije povezan s brojem detektiranih fotona, već potječe iz analognih elektroničkih sklopova. Vrsta šuma koja prevladava ovisi o brzini dotoka fotona do detektora, tako da kod visoke brzine toka fotona prevladava kvantni šum, a kad je broj upadnih fotona nizak, nešto je veći udio elektroničkog šuma. Na današnjim modernim uređajima postoje razne solucije za smanjenje količine šuma te je šum na slikama obično zanemariv kad se radi o kliničkim snimanjima pacijenata prosječne veličine gdje je utrošena prosječna doza zračenja. Međutim, veće razine šuma se javljaju kod *low-dose* snimanja te kod pacijenata prekomjerne tjelesne težine, gdje dolazi do degradacije snimke. Također, veće razine šuma se javljaju i duž uzdužne linije tijela, primjerice duž linije koja spaja ramena [52, 53]. Elektronički šum se obično detektira kao signal niske energije pa ga PCD detektor svrstava u niže energetske pragove. Tako se primjerice, ako se niski energetski prag postavi na 25 kV, amplitude šumova niske energije

mogu isključiti iz skupa izmjerenih podataka pa tada ne utječu na kvalitetu slike, kao što je prikazano na Slici 16. Mala je vjerojatnost da će fotoni s tako niskom energijom biti od dijagnostičkog značaja pa se takvi fotoni mogu isključiti iz dobivenih podataka kako bi se umanjio elektronički šum. To odbacivanje šuma pogoduje poboljšanju dijagnostičke kvalitete *low-dose* snimki [14]. Ključne značajke PCD detektora su i povoljan CNR te smanjenje buke na snimkama, što ujedno omogućuje i smanjenje same doze zračenja i količine utrošenog kontrastnog sredstva za neke rutinske snimke [54]. PCD detektori su općenito otporniji na elektronički šum u odnosu na EID detektore, ali ipak može doći do smanjenja ujednačenosti snimke i pojave artefakata pruga. CNR za određeni materijal, odnosno kontrastno sredstvo se može poboljšati i ponderiranjem energije, odnosno određivanjem užih energetske pragova. Poboljšanje šuma ovisi o veličini snimanog objekta, materijalu i njegovoj gustoći, potencijalu rendgenske cijevi te o postavljenim energetske pragovima [14].

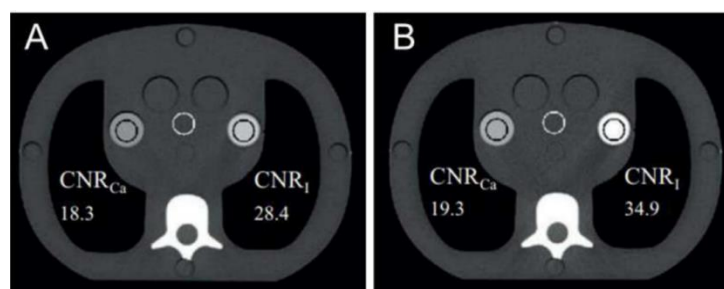


Slika 16. Prikaz eliminacije amplituda elektroničkog šuma iz skupa detektiranih podataka

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6542627/bin/rg.2019180115.fig5.jpg>

U istraživanjima su znanstvenici pokušali kvantitativno izraziti smanjenje šuma na snimkama nastalim s PCD detektorom u usporedbi s onima nastalim s EID detektorom.

Rezultati su pokazali 74% manje šuma pri dozi zračenja od 0,4 mGy [55]. Istražujući prikaz abdomena CT snimanjem na fantomu, znanstvenici su utvrdili da je za snimanje PCD detektorom šum na slici manji za 22-24% u odnosu na EID detektor u rasponu doze od 1,7-6 mGy. To znači da je CNR povećan za 29-41% [56]. Nadalje, potvrđen je i bolji CNR za prikaz jednog kontrastnog sredstva za 11-38% u slučaju PCD detektora u odnosu na EID detektor pri jednakim uvjetima snimanja, odnosno napon na cijevi 80-120 kV [57]. Ovu hipotezu su dodatno potvrdili i drugi istraživači koji su pokazali da bi se skeniranjem pomoću PCD detektora CNR joda mogao optimizirati za 37% u usporedbi s EID detektorom, pri čemu se doza zračenja može sniziti za čak 46% [58]. U *in vivo* studiji je potvrđeno smanjenje šuma na snimkama prsnog koša za 15-17% u odnosu na EID detektor uz usklađene parametre cijevi, odnosno 100 i 120 kV i nisku dozu zračenja [59]. Omogućen je i probir karcinoma pluća pomoću niskodoznog oslikavanja, gdje PCD detektor pruža veću stabilnost CT broja i smanjene razine šuma [20]. I u oslikavanju mozga se ističu prednosti PCD detektora vezane za šum i kvalitetu slike. Usporedbom snimki istraživanja su pokazala da se PCD detektor ističe s 12,8-20,6% manjim šumom te 15,7-33,3% boljim CNR-om mekog tkiva mozga [60]. Poboľjšani šum te CNR također pozitivno utječu i na prikaz kalcifikata u krvnim žilama, što je pokazano *in vivo* i fantomskim studijama. Postiže se točnija kvantifikacija plaka u lumenu krvnih žila te niže doze zračenja [61, 62]. Na Slici 17. prikazana je usporedba CNR-a kod EID i PCD detektora testirana na antropomorfnom fantomu [22].



Slika 17. Usporedba omjera kontrasta i šuma kod EID (lijevo) i PCD (desno) detektora prikazana na antropomorfnom fantomu

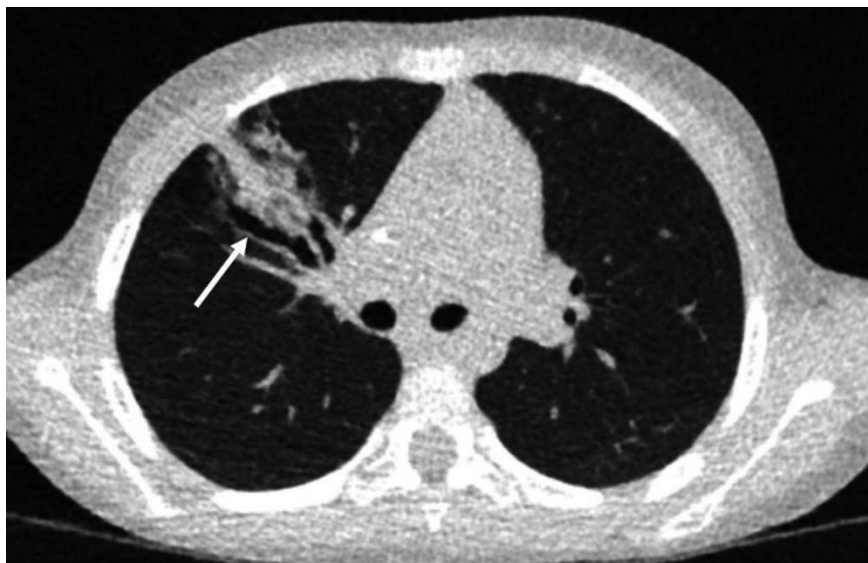
Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8409241/bin/nihms-1720806-f0002.jpg>

### **3.2.4. Učinkovitost doze zračenja**

Učinkovitost doze je mjera koja ovisi o performansama samog detektora. Parametar koji najviše utječe na učinkovitost doze je buka, odnosno šum na slici. Šum i učinkovitost doze su obrnuto proporcionalne veličine, tj. smanjenje šuma na snimci ujedno znači i povećanje učinkovitosti doze, odnosno smanjenje doze koju u konačnici primi pacijent. S druge strane, u nekim slučajevima treba prevladati povećan šum na slici tako da se održi dijagnostička vrijednost snimke, ali će pacijent primiti višu dozu zračenja. Procjena ovih parametara se vrši mjerenjem šuma na snimkama s ujednačenom dozom zračenja [11]. Provedena studija je pokazala da je za snimanje malih objekata moguće povećati učinkovitost doze za 30% metodom smanjenja šuma na snimci [46]. Treba naglasiti i da je učinkovitost doze razmjerna sa CNR-om [57]. Za primjerenu učinkovitost doze je važno osigurati i optimizaciju parametara cijevi, odnosno napona i filtracije, ovisno o pretrazi koja je indicirana [63].

### **3.2.5. Smanjenje doze zračenja**

Nekoliko značajki PCD detektora su ključne za smanjenje doze zračenja koristeći ovaj detektor, a posebice za oslikavanje pedijatrijskih pacijenata. Prvenstveno, veća prostorna rezolucija i bolji CNR povećavaju anatomske vidljivost kod pedijatrijskih pacijenata te se time smanjuje doza zračenja isporučena pacijentu [31]. Nadalje, uz UHR način rada može doći do smanjenja doze za čak 20-30% bez degradiranja kvalitete slike. Koriste se i kositreni filtri za uklanjanje fotona niske energije, odnosno raspršenog zračenja [64]. Osim kod pedijatrijskih bolesnika, sniženja doze zračenja je korisno i za ponovljena snimanja kod mladih pacijenata s nekim kroničnim bolestima. Primjerice, ističe se niskodozno oslikavanje pluća jer se dobiva odličan prikaz anatomske i patološke strukture uz vrlo nisku dozu zračenja pa se dugoročno smanjuje opasnost od doze zračenja kod ponovljenih snimanja. Na Slici 18. je prikazana snimka pluća šestogodišnje djevojčice nastala niskodoznim PCD snimanjem. Uočava se dijagnoza cistične fibroze i dobar prikaz svih potrebnih struktura za analizu [31].



Slika 18. Prikaz niskodozne snimke pluća pedijatrijskog pacijenta sa cističnom fibrozom

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9434736/bin/kjr-23-854-g011.jpg>

### 3.3. KONTRASTNA SREDSTVA

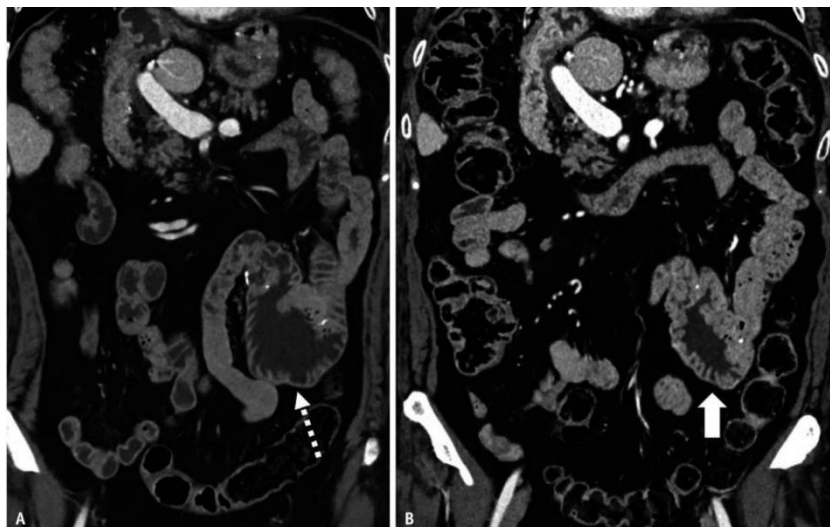
U radiologiji se koriste različita kontrastna sredstva u svrhu boljeg prikaza struktura u tijelu, a njihov glavni princip djelovanja je promjena apsorpcije rendgenskih zraka u određenom organu gdje je aplicirano. Pozitivna kontrastna sredstva su, za razliku od negativnih, građena od kemijskih elemenata s visokima atomskim brojem i apsorbiraju X-zrake jače od okolnih struktura [1]. Jod je jedno od najčešće korištenih kontrastnih sredstava kod CT pretraga, no ponekad je otežana njegova diferencijacija od tkiva građenih od drugih materijala, primjerice razlikovanje kontrastnog sredstva na bazi joda od kalcificiranog plaka u lumenu krvne žile [11]. Jod pripada grupi vodotopivih kontrastnih sredstava i koristi se za prikaz većine organa, organskih sustava, krvnih žila te tjelesnih šupljina. Izlučuje se najvećim dijelom putem bubrega, pa se naziva urotropno kontrastno sredstvo. Treba naglasiti i da se kod primjene jodnih kontrastnih sredstava doza zračenja povećava za oko 20%. Također, prilikom pripreme pacijenta i iniciranja kontrastnog sredstva treba veliku pažnju predati mogućim neželjenim reakcijama i prevenciji istih [1].



### 3.3.1. Poboljšani signal jodnog kontrastnog sredstva

U usporedbi s EID detektorom, PCD detektor nudi poboljšani prikaz joda pri istom potencijalu cijevi kao EID detektor. Time se poboljšavaju rutinske pretrage s pojačanim kontrastom te se smanjuje i doza zračenja koju primi pacijent [31]. Također, fotoni niske energije više pridonose kontrastu na snimci kod PCD nego kod EID detektora, što dovodi do poboljšanog CNR-a i smanjenog šuma kod oslikavanja jodnog kontrastnog sredstva [13, 65-67]. Na Slici 19. prikazana je usporedba CT snimke abdomena s oba navedena detektora pri naponu cijevi od 120 kV [31]. Upravo kod viših napona cijevi, 120-140 kV, izraženiji je prikaz jodnog kontrastnog sredstva, a može se uočiti kod svih pacijenata, od novorođenčadi do pacijenata s povećanom tjelesnom težinom [57]. Kod djece poboljšani CNR joda znači i znatno smanjenje doze zračenja, što je ključno kod svih pretraga koje su indicirane kod djece. Kod većih pacijenata se ipak češće koriste visoki potencijali cijevi te se na taj način poboljšava omjer jodnog kontrasta i šuma na snimci kako bi doza zračenja ostala u razumnim granicama. Također, snimanjem pomoću PCD detektora se može i smanjiti doza zračenja ili smanjiti volumen primijenjenog kontrastnog sredstva, čime se dodatno štiti pacijent od štetnog utjecaja CT oslikavanja. To je osobito važno kod pacijenata s oslabljenom bubrežnom funkcijom jer se smanjuje toksični učinak kontrastnog sredstva [14]. Općenito, povećan signal jodnog kontrastnog sredstva pridonosi boljoj akviziciji *low-dose* snimki, primjerice snimanje abdomena kod bolesnika s većom tjelesnom težinom. Kontrastnost se dodatno može korigirati tijekom *postprocessinga* [31]. Pokazano je i da PCD detektor omogućuje točnu kvantifikaciju jodnog kontrastnog sredstva u fantomima različitih veličina, a pri mjerenju je pokazana pogreška od 0,5 mg joda po mL [14]. Konkretno kod snimanja abdomena, postiže se bolje ocrtavanje novotvorina i metastaza unutar parenhima organa. To su tzv. lezije niskog kontrasta jer im je gustoća vrlo slična parenhimu pa se teško diferenciraju pomoću klasičnih CT detektora. Uporabom PCD detektora značajno se povećava uočljivost hipervaskulariziranih i hipovaskulariziranih tumora jetre i gušterače. Poboljšava se i vidljivost simptoma oštećenja bubrega te provedenih endovaskularnih zahvata [12, 68, 69]. Poboljšani signal joda pomaže u kvantifikaciji žarišnih lezija, u razlikovanju joda u bubrežnim cistama ili u kvantifikaciji patoloških masa u jetri. Postoje neke studije na ovu

temu, ali potrebno je još istraživati da bi se odredila klinička uporaba u svim aspektima oslikavanja jodom pomoću PCD detektora [31].



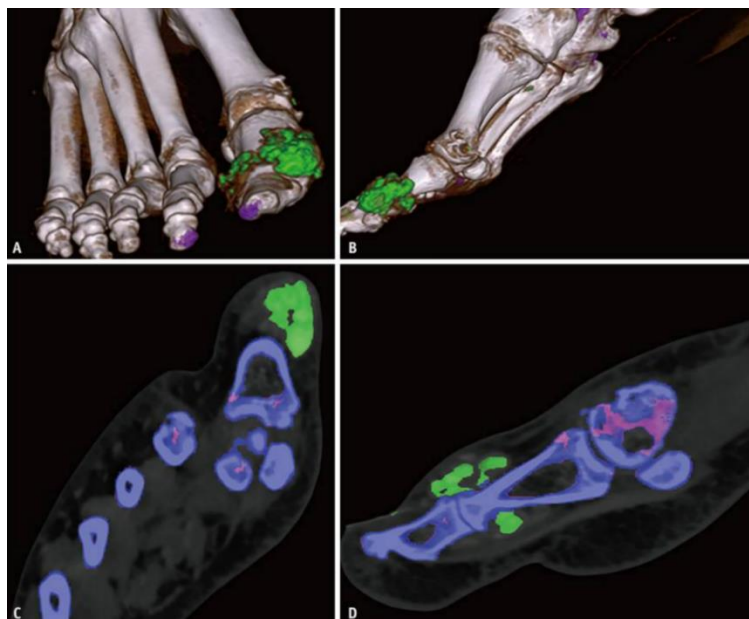
Slika 19. Usporedba prikaza abdomena pomoću EID (lijevo) i PCD (desno) detektora

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9434736/bin/kjr-23-854-g005.jpg>

### 3.3.2. Spektralno oslikavanje

Upadni fotoni rendgenskih zraka koji su obilježeni različitim energijama, sadrže i spektralne informacije koje omogućuju oslikavanje specifično za određeni materijal, odnosno određenu tvar [11]. Taj način oslikavanja ide izvan okvira dvoenergetskog oslikavanja pomoću DSCT sustava i prelazi u višeenergetsko oslikavanje [70]. Često PCD detektor daje bolju kvalitetu spektralnih informacija nego prilagođeni i posebno konstruirani DSCT sustavi [69]. Ova vrsta snimanja je upravo i glavni pokretač razvoja PCD detektora i želje da se ovaj detektor uvede u kliničku uporabu kako bi olakšao akviziciju određenih pretraga. Višeenergetsko oslikavanje se temelji na sposobnosti PCD detektora da razlikuje fotone različite energije pri istom potencijalu cijevi. Tako se snimanje pojednostavljuje te se time eliminiraju mnogi mogući izvori artefakata, povećava se prostorna rezolucija i postiže se bolja kontrastnost na snimkama. Optimalnim izborom energetske pragova omogućuje se

postizanje optimalnih postavki akvizicije snimki te se na taj način dobiva slika visoke kvalitete sa što nižom dozom zračenja [14]. To znači da se energetske pragove mogu podesiti tako da pružaju optimalan spektralni kontrast pri bilo kojoj vrijednosti kV ili prilagođeno veličini pacijenta, odnosno moguće je postavljanje energetskih pragova individualno [69]. Velika prednost PCD detektora je i činjenica da omogućuje istovremeno snimanje visoke prostorne rezolucije i višeenergetsko oslikavanje, dok kod EID detektora to nije moguće. Tako se omogućuje evaluacija slika niske i visoke energije zasebno u *postprocessingu*. Primjerice, slike s niskim energetske pragom jasno pokazuju fine koštane strukture, dok se pomoću slika s visokim energetske pragom procjenjuje prisutnost gihta. Višeenergetsko snimanje nudi i izbor više vrsta rekonstrukcije koje su posebno pogodne za vizualizaciju kontrastnih sredstava unutar organizma, kao što su virtualne monoenergetske slike, virtualne nekontrastne slike te rekonstrukcije s automatskim uklanjanjem kostiju [14]. Istraživanje je pokazalo da se koristeći virtualne monoenergetske slike dobiva visoka točnost CT broja za različite objekte snimanja s postotkom pogreške od 8,9% [71]. Višeenergetske rekonstrukcije su, primjerice, od velikog značaja kod mišićno-koštanog sustava u procjeni gihta i koštanog edema. Medularna šupljina je zahtjevno mjesto za analizu CT-om zbog guste kortikalne kosti i trabekula i zato višeenergetske rekonstrukcije omogućavaju jasniju vizualizaciju medularne šupljine za identificiranje edema koštane srži ili neoplazme. Na slici 20. je prikazana snimka stopala nastala pomoću PCD detektora na kojoj se u sklopu višeenergetske rekonstrukcije uočava nakupljanje mononatrijevog urata (zeleno) koje je simptom gihta na palcu stopala [31].

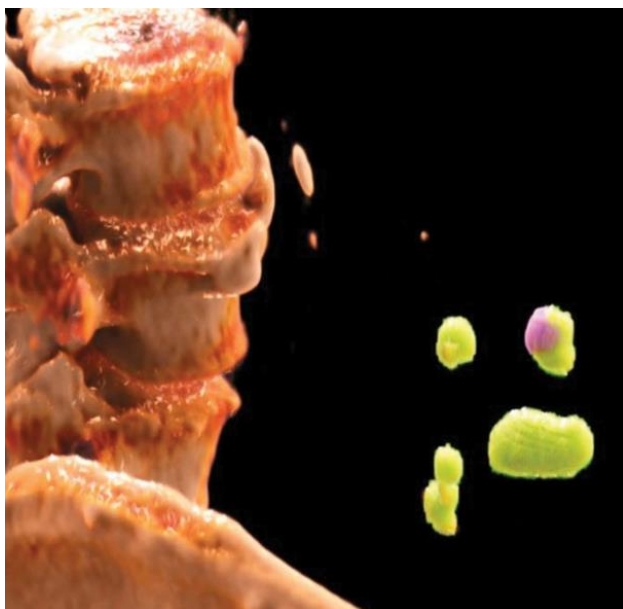


Slika 20. Prikaz višeenergetske rekonstrukcije snimke stopala na kojoj se uočavaju simptomi gihta (zelena boja)

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9434736/bin/kjr-23-854-g010.jpg>

Višeenergetsko snimanje je pogodno i za veće pacijente jer ne ograničava veličinu polja snimanja. PCD detektori, kao što je već rečeno, omogućavaju odvajanje detektiranih fotona u različite energetske pragove. Umjesto dvije ekspozicije iz dvije rendgenske cijevi, dovoljno je spektralnu analizu napraviti jednom ekspozicijom koristeći PCD detektor [31]. Tada do izražaja dolaze masene gustoće kemijskih elemenata od kojih su građene tvari, odnosno tkiva koja predstavljaju objekt snimanja [11]. To je, primjerice, korisno kod procjene bubrežnih kamenaca. Snimke nastale pomoću PCD detektora pri visokoj rezoluciji snimanja su pokazale prethodno nevidljive značajke o morfološkoj građi kamenaca. Znanstvenici su došli do saznanja da se kamenci sastoje od tanke vanjske ljuske i dobili su detaljnije informacije o unutarnjoj strukturi kamena, a koristeći višeenergetske snimke analizirali su kemijski sastav pojedinog kamena. Na Slici 21. vidljiv je prikaz 3D VRT (engl. *Volume Rendering Technique*) rekonstrukcije pomoću koje su kamenci prikazani u više boja (zelena, žuta i ljubičasta) jer je PCD detektor različite kemijske elemente prepoznao kao fotone različitih

upadnih energija. Na taj način je određen točan kemijski sastav bubrežnih kamenaca. Naročito se materijali s visokim atomskim brojem ( $Z$ ) mogu dobro identificirati na snimkama, a to otvara mogućnost korištenja niza drugih materijala kao kontrastnih sredstava. U istraživanjima se intenzivno koriste gadolinij (Ga), tantal (Ta), zlato (Au) i bizmut (Bi). No, teško je koristiti kemijske elemente koji imaju sličan atomski broj, odnosno malu razliku između međusobnih atomskih brojeva jer je tada i njihova diferencijacija teža i na snimkama se javlja veći šum. Primjerice, na CT snimkama može biti teško razlikovati malu nakupinu željeza ( $Z = 26$ ) od kalcija ( $Z = 20$ ) [11]. Zato se, u svrhu primjene više od jednog kontrastnog sredstva tijekom jedne pretrage, istražuju oni elementi koji imaju veću razliku atomskih brojeva i veću energiju [72]. Neka od prvih istraživanja na ovu temu su pokazala mogućnost simultanog korištenja joda i gadolinija te joda i zlata. Metoda oslikavanja više kontrastnih sredstava se općenito naziva razgradnja materijala (engl. *Material Decomposition*) ili spektralno oslikavanje [11].



Slika 21. Prikaz kemijskog sastava bubrežnih kamenaca pomoću PCD detektora i VRT rekonstrukcije

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6542627/bin/rg.2019180115.fig13c.jpg>

Kao što je već rečeno, spektralno oslikavanje je korisno kod otkrivanja smještaja i sastava bubrežnih kamenaca, ali svoju primjenu nalazi i kod slučajnog otkrivanja bubrežnih masa, bilo benignih ili malignih. Prije napretka CT oslikavanja do današnje razine bubrežni karcinomi su se otkrivali u već uznapredovanoj fazi, kad su se javljali i karakteristični simptomi poput hematurije i bolova, a masa je već bila palpabilna. Međutim, danas se većina bubrežnih karcinoma otkriva kao slučajan nalaz, a uz odgovarajući protokol CT može čak i razlikovati benigne od malignih lezija. Karakteristika maligne promjene je pojačana inhibicija kontrastnim sredstvom radi prokrvljenosti maligne mase, a pomoću tehnologije spektralnog oslikavanja moguće je uočiti promjene u kontrastnosti od samo 10 HU [70]. Na sličan način pomoću PCD detektora se mogu kao slučajan nalaz prepoznati i maligne lezije na nadbubrežnim žlijezdama, jetri i gušterači [73].

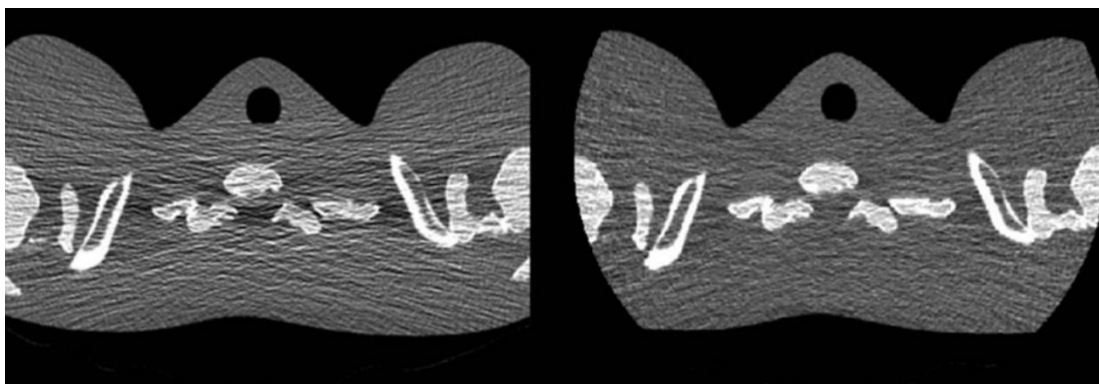
Upotreba više kontrastnih sredstava istovremeno se može koristiti za proučavanje više patoloških procesa u tijelu koji istovremeno nakupljaju različita kontrastna sredstva. Ti kontrasti se mogu primjenjivati različitim fiziološkim putevima te u različitim vremenskim intervalima [11]. Primjerice, istraživači su evaluirali višefazno snimanje jetre s višestrukim kontrastnim sredstvima na bazi joda i gadolinija. Važno je napomenuti i da je za ovakva snimanja potrebno razviti i posebne protokole na CT uređajima [74]. Jod i gadolinij su se također koristili u istraživanju CT kolonografije, odnosno za bolju diferencijaciju lumena debelog crijeva i polipa [75]. Istraživači idu i korak dalje te pokušavaju koristiti čak tri kontrastna sredstva u istoj pretrazi – jod, gadolinij i bizmut [76, 77]. Metode spektralnog oslikavanja imaju i svoje nedostatke, primjerice povećan šum na slikama. To se može kompenzirati u fazi *postprocessinga* te se šum potiskuje dodatnom regulacijom na snimkama [78, 79]. Što se tiče učinkovitosti doze zračenja kod spektralnog oslikavanja, postavlja se pitanje mogućnosti smanjenja doze zračenja korištenjem oslikavanja u jednom aktu u odnosu na uobičajeno višefazno oslikavanje [11]. Nedavno istraživanje čak pokazuje da je snimanje kakvo se danas klinički primjenjuje, odnosno višefazno snimanje (arterijska i venska faza) nakon jednog bolusa jednog kontrastnog sredstva dozno učinkovitije u usporedbi sa skeniranjem u jednom aktu nakon iniciranja dvostrukog kontrasta. Kod oslikavanja više kontrastnih sredstava istovremeno, može doći do povećanja šuma na snimkama, a samim

time i do povećanja doze zračenja koju primi pacijent [80]. Još jedan nedostatak oslikavanja s više kontrastnih sredstava je zabrinutost zbog veće toksičnosti koju može izazvati veća inicirana količina kontrasta [11]. Tehnike koje su u procesu istraživanja, a za koje znanstvenici vjeruju da imaju veliki potencijal su i oslikavanje bazena krvi pomoću nanočestica i ciljano multifazno oslikavanje s više kontrastnih sredstava. No, bit će potrebno određeno vrijeme kako bi ove obećavajuće metode bile uvedene u procese kliničke prakse [14].

### **3.4. ARTEFAKTI**

Još jedna prednost koja se ističe kod PCD detektora je smanjenje artefakata na snimkama, a posebice artefakata pruga, otvrdnjavanja snopa, artefakata nastalih od metalnog tijela u organizmu ili artefakata „cvjetanja“ kalcija [31]. I kod pacijenata s povećanom tjelesnom težinom PCD detektor nudi razne prednosti, odnosno uklanja artefakte s dijelova slike s visokom atenuacijom i uklanja elektronički šum [81]. Uklanjanjem šuma se eliminiraju i artefakti na snimkama [77]. Na Slici 22. je prikazana usporedba artefakata pruga koji nastaju uslijed povećanog šuma na snimkama. Može se uočiti značajna razlika u ocrtavanju artefakata, ali i na snimci nastaloj pomoću PCD detektora se ipak uočavaju pruge koje su posljedica rendgenskih zraka koje prolaze duž aksijalne ravnine pacijentovog tijela. Kod PCD detektora se koriste određeni mehanizmi smanjenja pruga na snimkama, kao što su modulacija struje na cijevi ili tzv. višedimenzionalno filtriranje [69]. Istraživanje je pokazalo da visokoenergetske snimke općenito pokazuju manje artefakata otvrdnjavanja snopa u usporedbi s niskoenergetskim snimkama i s onima nastalim pomoću EID detektora [57]. Metalni artefakti su jako česti na CT snimkama neovisno o vrsti detektora, a uzrokuju artefakte kroz nekoliko mehanizama djelovanja. Eliminiranje metalnih artefakata ovisi najviše o vrsti metala. Primjerice, zlato i živa apsorbiraju gotovo sve fotone s kojima se nađu u kontaktu te je zato potreban poseban softverski alat kako bi se uklonila svijetla područja na snimkama uzrokovana ovom pojavom. I artefakti nastali lakim metalima zahtijevaju softversko rješenje. Nadalje, titan najčešće stvara artefakt otvrdnjavanja snopa koji zahtijeva drugačije mehanizme eliminacije s konačne snimke te odgovarajuće hardversko rješenje

[69]. Smanjenje metalnih artefakata se najbolje može postići snimanjem visokoenergetskih snimki i korištenjem kositrenog filtra za oblikovanje snopa zračenja ili korištenjem određenih tehnika rekonstrukcije [81, 82].



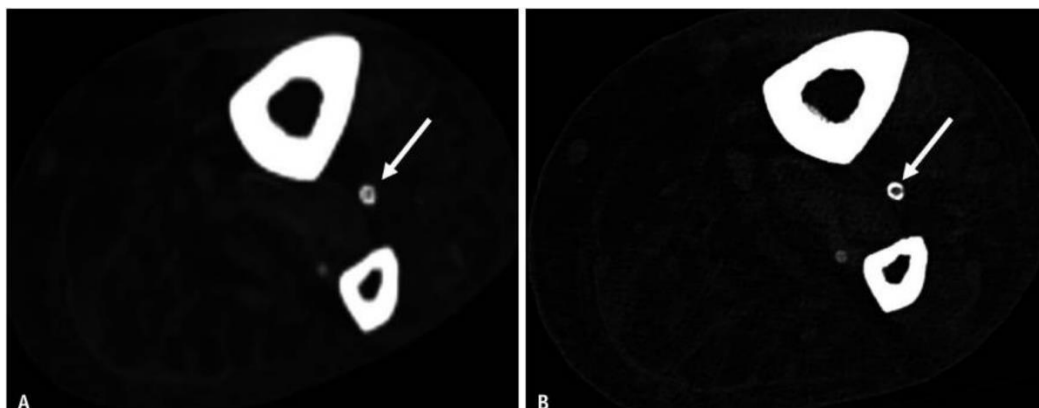
Slika 22. Usporedba artefakata pruga uzrokovanih šumom na slici nastaloj s EID (lijevo) i PCD (desno) detektorom pri 20 mAs

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8409241/bin/nihms-1720806-f0004.jpg>

Tzv. cvjetanje kalcija je artefakt koji se često javlja kod snimki kardiovaskularnog sustava, a glavni razlog ove pojave je nedostatna prostorna rezolucija. Ovaj artefakt se posebno ističe kod snimanja manjih krvnih žila, primjerice koronarnih krvnih žila, te kod struktura koje su ispunjene jodnim kontrastnim sredstvom ili je prisutan stent. Tada je radiologu otežano razlikovanje kontrasta u lumenu krvne žile od stijenke krvne žile. Tada se kalcificirani plakovi ili stentovi na snimci doimaju većima nego što u stvarnosti jesu, a to za posljedicu može imati čak i neprikladno liječenje pacijenta [31]. PCD detektori znatno poboljšavaju vidljivost struktura i uklanjaju artefakt cvjetanja zbog svoje visoke prostorne rezolucije i manje veličine vokseli. Na Slici 23. je vidljiv prikaz snimke donjeg ekstremiteta pacijenta s dijagnozom periferne arterijske bolesti. Na slici lijevo je vidljiva snimka nastala pomoću EID detektora, a na slici desno pomoću PCD detektora te se uočava značajno bolja vizualizacija kalcificiranog plaka [83]. Artefakti cvjetanja kalcija se mogu smanjiti i



povećanjem energije rendgenskih zraka te korištenjem visokoenergetske rekonstrukcije slike [81]. Također, kalcij se može dodatno ukloniti sa snimke pomoću metode razgradnje materijala, o kojoj se govorilo u poglavlju o kontrastnim sredstvima. Tako se dolazi do točnije procjene stenoze lumena krvne žile [84].

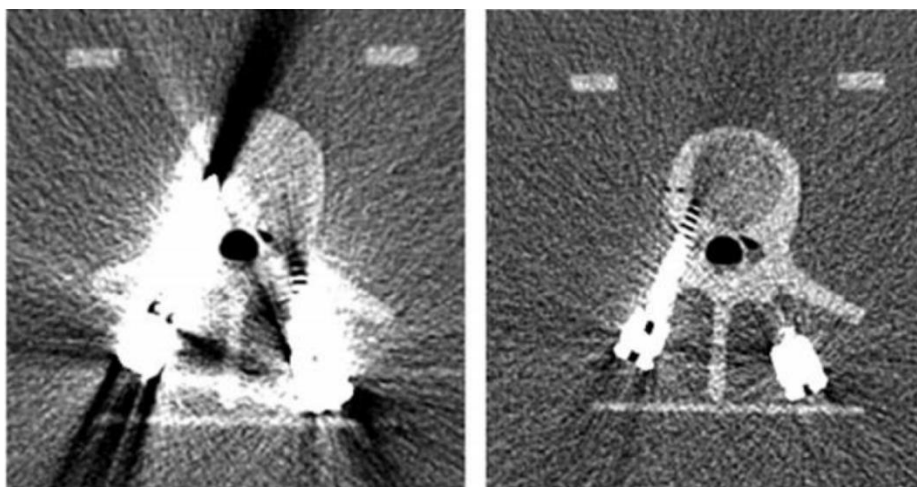


Slika 23. Usporedba prikaza kalcificiranog plaka pomoću EID (lijevo) i PCD (desno) detektora

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9434736/bin/kjr-23-854-g012.jpg>

Artefakt otvrdnjavanja snopa se najčešće javlja kao pojava tamnih područja, odnosno pruga na snimkama uz objekte s visokom atenuacijom, kao što su kortikalna kost ili metalni implantati [14, 69]. Artefakt otvrdnjavanja snopa se najčešće javlja kod snimanja glave, odnosno lubanje zbog prisutnosti guste kosti i velikog broja kostiju [69]. Ta pojava tamnijih područja uzrokuje netočnost CT broja mekih tkiva i nepravilan izgled snimke. Naziv „otvrdnjavanje snopa“ se koristi jer su ovi artefakti zapravo uzrokovani pomicanjem energija upadnih fotona prema višim energetske pragovima uslijed različite atenuacije fotona visoke i niske energije [14]. Kao što je već rečeno, snimke nastale u visokoenergetskoj akviziciji su otpornije na artefakt otvrdnjavanja snopa nego snimke nastale niskoenergetskom akvizicijom. Također, pojavljuje se i manji broj artefakata cvjetanja kalcija [22, 57]. Međutim, korištenje fotona visoke energije sa ciljem smanjenja otvrdnjavanja snopa donosi i neke nedostatke, kao što je povećanje šuma na snimci, što posljedično uzrokuje smanjenje

učinkovitosti doze zračenja. U svrhu poboljšanja učinkovitosti doze se koriste kositreni filtri [14]. Ovi filtri za očvršćivanje snopa mogu dodatno eliminirati fotone niske energije i tako minimalizirati artefakt otvrdnjavanja snopa. Još jedna učinkovita metoda uklanjanja ovih artefakata je i proces razgradnje materijala [69]. Na Slici 24. prikazana je razlika u prikazu metalnih artefakata pomoću EID detektora te pomoću PCD detektora uz kositreni filtar [82]. Oslikavanje fotonima visoke energije i korištenje filtra ipak ne mogu u potpunosti eliminirati artefakte otvrdnjavanja snopa i one nastale metalnim objektima u tijelu, ali ih znatno umanjuju u usporedbi s EID detektorom [14].



Slika 24. Prikaz metalnih artefakata snimljenih EID (lijevo) i PCD (desno) detektorom uz korištenje kositrenog filtra

Izvor: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8409241/bin/nihms-1720806-f0003.jpg>

### **3.5. PREDNOSTI I NEDOSTACI CT DETEKTORA S BROJAČEM FOTONA NAD DETEKTOROM S INTEGRIRANJEM ENERGIJE**

PCD detektori se susreću s određenim izazovima i preprekama u svom radu te za određene parametre znanstvenici i istraživači još nisu došli do pravog rješenja [13]. Postoje

određena ograničenja PCD detektora za koje još treba pronaći optimalno rješenje da bi ovaj detektor postigao svoj puni potencijal [14]. Tu pripadaju neka ograničenja neovisna o protoku fotona, primjerice dijeljenje naboja i hvatanje naboja, te neki učinci povezani s protokom fotona, kao što je nagomilavanje impulsa. Primjerice, kod gotovo svih PCD sustava se pojavljuje tzv. nagomilavanje pulsa (engl. *Pulse Pileup*) i ono ovisi o brzini brojanja fotona i o mrtvom vremenu detektora. Kada do detektora dođu višestruki impulsi, dolazi do pojave nagomilavanja fotona te se tada ti impulsi registriraju kao jedan foton i automatski se gubi glavna svrha ovog detektora, odnosno bilježenje svakog pojedinog fotona i njegove energije [13]. Uslijed ove pojave dolazi i do pogreške u brzini brojanja, iskrivljenosti spektra te smanjenja kvalitete slike [11]. U nekim slučajevima dolazi i do bilježenja energije više vrijednosti uslijed nagomilavanja pulsa, nego što energija početnog pulsa u stvari iznosi. Ta se pojava naziva vršno nakupljanje pulsa (engl. *Peak Pulse Pileup*) i uzrokuje izobličenja na slici. Također, postoji i pojava koja se naziva dijeljenje naboja, koja isto utječe na rad detektora i kvalitetu slike. Kada upadni foton bude detektiran PCD detektorom, unutar materijala detektora se stvara oblak naboja. Taj oblak naboja, uslijed električnog polja unutar detektora, nastoji doći do odgovarajuće anode i dostići svoj odgovarajući energetski prag. Uslijed tog procesa se može dogoditi da se oblak naboja podijeli te bude detektiran od strane 2 ili više anoda, a njegova energija se detektira kao niža nego što zapravo jest, odnosno foton se detektira 2 puta, oba puta s očitom pogrešnom vrijednosti energije [13, 69]. Ta pojava također uzrokuje izobličenja na slici, a ovisi o materijalu senzora i o veličini piksela [11, 13]. Što je veličina piksela manja, vjerojatnost dijeljenja naboja je veća, a posebno kod CdTe senzora kada je veličina piksela manja od  $1 \text{ mm}^2$  [11]. Do gubitka energije dolazi i kod Comptonovog raspršenja, odnosno foton X-zrake bude raspršen u materijalu detektora, tj. mijenja smjer i gubi dio energije. I u tom slučaju anoda PCD detektora bilježi nižu vrijednost upadne energije [13]. Sve navedene pojave dovode do degradacije prostorne rezolucije i snižavanja vrijednosti određenih performansi detektora. Također, dolazi i do ograničenja FOV-a, ali ta se prepreka može lako prevladati povećanjem broja detektorskih jedinica na samom detektoru [14]. Predmet brojnih istraživanja su upravo mehanizmi smanjenja ili eliminacije gomilanja i dijeljenja naboja [85].

Što se općenito tiče raspršenog zračenja, PCD detektor se susreće s određenim izazovima. Signal raspršenog zračenja dovodi do iskrivljenja spektra energije koji se očitava te prevladavaju niže energije i viša količina šuma. To ponajviše utječe na proces razgradnje materijala, odnosno na prikaz kontrastnih sredstava [11]. Primjerice, količina raspršenog zračenja od svega 3,5% značajno utječe na proces kvantifikacije joda koji je prikazan na snimci [86]. Nečistoće i defekti na rešetki detektora također utječu na očitavanje signala tako da upadne energije prikazuju nižima od stvarnih vrijednosti. Problemi koji se javljaju nakon dugoročnog izlaganja PCD detektora visokom intenzitetu ionizirajućeg zračenja su polarizacija i pouzdanost CdTe senzora te onih koji sadrže cink, odnosno može doći do smanjenja brzine brojanja i smanjenja učinkovitosti samog detektora [13]. Visoki protoci fotona nakon nekog vremena stvaraju zasićenje koje ograničava brzinu brojanja i učinkovitost samog detektora [87-89]. Svi navedeni učinci zajedno dovode do netočne kvantifikacije energije, odnosno to rezultira premalom ili prevelikom količinom energije koja se izračunava uslijed upada fotona X-zraka na detektor. Također, navedeni događaji mogu degradirati prostornu rezoluciju, što najviše ovisi o materijalu detektora i veličini piksela [11].

Problem koji se često javlja kod PCD detektora, a značajno utječe na kvalitetu slike je pojava šuma na snimkama [14]. Kao što je ranije navedeno, šum na slikama se može javljati uslijed smanjenog broja detektiranih fotona [70]. Šum se javlja i kod UHR načina rada jer je smanjen FOV te je ponovno manji broj detektiranih fotona [34]. Istraživači su razvili različite algoritme kao odgovor na povećanje razine šuma na snimkama. U tu skupinu pripadaju iterativne rekonstrukcije slike [90-92]. Iterativne rekonstrukcije slike uključuju određene fizikalne i statističke modele za PCD mjerenja koji omogućuju stvaranje CT snimke s niskim razinama šuma te smanjuju distorziju i ostale artefakte [93-96]. Također, navedeni algoritmi su razvijeni za smanjenje šuma uz očuvanje prostorne rezolucije [14].

Uzimajući u obzir sve navedeno, zaključuje se da izvedba ovih detektora može biti uvelike smanjena zbog različitih učinaka, primjerice zbog ograničene brzine samog detektora. Iako svestrana istraživanja dovode do optimizacije PCD sustava, oni nikad ne mogu biti savršeni jer poboljšanje jednog parametra često dovodi do degradacije drugih

parametara te je teško postići funkcioniranje svih parametara na najbolji mogući način istovremeno. Sve navedene moguće nedostatke ovog detektora treba uzeti u obzir kod procesa dizajna detektora, no navedena ograničenja su vezana uz primjenu ovih detektora u CT snimanjima radi veće doze zračenja i većeg obujma rada, ali CdTe senzori i senzori sa cinkom su se u kliničkoj praksi već pokazali vrlo dobri i dugoročni kod primjene u denzitometriji. PCD detektori su testirani i u nuklearnoj medicini, odnosno kod PET i SPECT sustava, ali njihova primjena kod rendgenskog uređaja i CT-a je otežana jer je brzina dotoka fotona znatno veća pa je potreban niz prilagodbi značajki detektora [13]. Energetska osjetljivost za prepoznavanje jednog fotona je kod PET sustava postignuta već davno, ali kod CT sustava broj fotona u 1 sekundi može dosegnuti i milijardu fotona po  $\text{mm}^2$  [69].

Prvenstveno PCD detektori imaju veći potencijal detekcije energije jer elektrone oslobođene rendgenskim zrakama detektira izravno anoda, dok EID detektori rade na principu scintilacije te se dio energije gubi raspršenjem u scintilatoru dok se ne registrira pomoću fotodioda. Također, zbog odvajanja energetske pragova, PCD detektori stvaraju niži šum na slici te imaju povoljniji odnos signala i šuma, SNR (engl. *Signal to Noise Ratio*). Samim time se povećava učinkovitost doze i posljedično smanjuje doza zračenja koju primi pacijent. To otvara široku lepezu pretraga za koje je korisno niskodozno snimanje, a posebice za pedijatrijske bolesnike i pacijente s povećanom tjelesnom težinom te *screening* metode za razne karcinome [3]. PCD detektorom se postiže i bolja prostorna rezolucija zbog manje veličine piksela te se omogućuje oštrije prikaz patoloških promjena, prvenstveno u oslikavanju pluća i kosti [3, 28]. Poboľšanju prostorne rezolucije doprinosi i nedostatak optičkih pregrada između pojedinih detektorskih jedinica [97]. PCD detektori u svom radu ne koriste ni rešetku za smanjenje raspršenog zračenja, koja bi kod ovih detektora utjecala na smanjenje geometrijske razlučivosti [11]. Ovi detektori su u mogućnosti i uvelike smanjiti artefakte na snimkama te utjecati na povećanje kontrastne rezolucije i bolje oslikavanje kontrastnih sredstava [3, 98]. Dolazi i do znatnog smanjenja artefakata pokreta, primjerice srčane akcije [4]. PCD detektori imaju i povećanu učinkovitost detekcije, DQE (engl. *Detective Quantum Efficiency*), odnosno broj između 0 i 1 kojim se izražava učinkovitost doze u odnosu na idealni detektor zračenja koji hipotetski ima maksimalnu učinkovitost

apsorpcije fotona zračenja i savršenu prostornu rezoluciju [97, 99]. DQE se sve češće koristi kao relevantan parametar u usporedbi EID i PCD detektora [11]. DQE kod PCD detektora najviše ovisi o dizajnu detektora, odnosno o atomskom broju kemijskog elementa i debljini poluvodičkog sloja kroz kojeg prolaze upadni fotoni zračenja. Povoljniji DQE pozitivno utječe i na poboljšanje kontrastne rezolucije slike [97]. Kod PCD detektora ističe se i poboljšan CNR, primjerice kod prikaza jednog kontrastnog sredstva i kalcija u krvnim žilama te općenito kod prikaza abdomena, plućnih nodula te u diferencijaciji sive i bijele tvari u mozgu [11, 51, 100]. Također, PCD detektori pružaju bolje spektralne informacije od EID detektora u DSCT sustavu [11]. Tada se smanjuje i šum na slikama bez kontrasta za 29% na PCD sustavu te na slikama s jednim kontrastom za 43% [101]. Istraživanja su pokazala i da pri niskoj dozi zračenja PCD detektori stvaraju manje artefakata na slikama za razliku od EID detektora [102]. S druge strane, EID detektori bolje podnose visoke doze zračenja, dok PCD detektori pri visokim dozama i brzinama protoka fotona stvaraju tzv. nagomilavanje impulsa i moguće artefakte [11]. U Tablici 1. sistematizirane su razlike između PCD i EID detektora [14].

Tablica 1. Sistematizacija najznačajnijih razlika između PCD i EID detektora

Izvor: [14]

<b>Svojstva i karakteristike detektora</b>	<b>EID</b>	<b>PCD</b>
Materijal od kojeg je građen detektor	Kadmijev tungstat, gadolinijev oksid, gadolinijev oksisulfid	Kadmijev telurid, kadmijev cink telurid, silicij, galijev arsenid
Mehanizam detekcije	Integracija energije sastavljena od 2 procesa detekcije (konverzija X-zraka u vidljivu svjetlost te konverzija svjetlosti u električni signal)	Direktna konverzija X-zraka u električni signal

Spektralne mogućnosti	Nema spektralnih mogućnosti	Fotoni se broje i grupiraju u digitalnim brojačima prema određenim energetske pragovima
Prostorna rezolucija	Manja veličina piksela je dozno neučinkovita zbog septa između pojedinih piksela	Znatno manje veličine piksela su moguće jer septe između pojedinih piksela nisu potrebne
Elektronički šum	Značajan na <i>low-dose</i> snimkama i snimkama pacijenata s većom tjelesnom težinom	Može se ukloniti iz skupine detektiranih fotona postavljajući određeni energetski prag
Smanjenje artefakata otvrdnjavanja snopa i metalnih artefakata	Algoritmi za smanjenje artefakata služe ublažavanju artefakata na snimci	Algoritmi za smanjenje artefakata služe potpunom uklanjanju preostalih artefakata
Višeenergetsko oslikavanje	Zahtijeva <i>dual-source</i> uređaj (dva različita potencijala cijevi, dvije akvizicije, dvostruke filtre)	Moguće je s uređajem koji ima jednu cijev, jedan detektor, provodeći jednu akviziciju

### 3.6. BUDUĆI RAZVOJ DETEKTORA S BROJAČEM FOTONA

Tehničke mogućnosti PCD detektora se i dalje nastavljaju poboljšavati te se postavlja pitanje kako novi sustavi mogu poboljšati već postojeće aplikacije ovog detektora u kliničkoj praksi ili stvoriti neke nove protokole oslikavanja [69]. Kao i u većini grana radiologije, implementacija umjetne inteligencije se istražuje i u području uporabe PCD detektora, točnije za korekciju njegovih parametara. Kao metode učenja, koje su neophodne za poboljšanje algoritama umjetne inteligencije, ne moraju se koristiti klasične metode, već je moguće primijeniti određene načine mjerenja parametara objekta koji je snimljen ovim detektorom. Međutim, istražuju se i metode učenja pomoću neuronskih mreža i strojnog učenja [103-

106]. Unatoč naprednim algoritmima, količina podataka koju proizvode ovi detektori ipak može biti izazov za pristupe umjetne inteligencije [107].



## 4. ZAKLJUČAK

Tehnologija detektora s brojačem fotona je dio modernog CT oslikavanja još u procesu istraživanja, ali u usporedbi s detektorom s integriranjem energije nudi brojne prednosti u akviziciji dijagnostičkih i intervencijskih procedura. Ključne karakteristike koje izdvajaju ovu tehnologiju od konvencionalne su prvenstveno fizika interakcije fotona s materijalom detektora te izravna pretvorba rendgenskih zraka u električni impuls. Visoke vrijednosti prostorne rezolucije, smanjenje šuma na snimkama te povećana učinkovitost doze uz smanjenje doze zračenja su oni parametri koji dovode ovu tehnologiju pred vrata implementacije u svakodnevnu kliničku praksu. Taj će proces biti dugotrajan, no dovesti će modalitet CT oslikavanja u novu eru. Izrađeni su brojni prototipovi CT uređaja s detektorom s brojačem fotona za simulaciju i istraživanje snimanja na fantomima, životinjama i preminulim pacijentima, a kasnije i za *in vivo* oslikavanja dobrovoljaca. Glavno ograničenje komercijalizacije ove tehnologije bit će i nemogućnost proizvodnje ovih detektora po pristupačnoj cijeni. Međutim, znanstvenici koji konstantno dolaze do novih praktičnih i teorijskih spoznaja o ovoj tehnologiji čine je sve bližom zdravstvenim ustanovama te samim time i radiološkim tehnolozima diljem svijeta. Uz blisku suradnju radioloških tehnologa, radiologa i fizičara bit će moguće optimizirati parametre snimanja prilagođeno savkom dijagnostičkom zadatku.

## 5. LITERATURA

1. Janković S, Mihanović F. Uvod u radiologiju. Split: Sveučilište u Splitu; 2014.
2. Janković S, Mihanović F, Punda A, Radović D, Barić A, Hrepić D. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini. Split: Sveučilište u Splitu; 2015.
3. Schlemmer HP. The Eye of the CT Scanner: The story of learning to see the invisible or from the fluorescent screen to the photon-counting detector. In *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* 2021 Sep (Vol. 193, No. 09, pp. 1034-1049). Georg Thieme Verlag KG.
4. Liguori C, Frauenfelder G, Massaroni C, Saccomandi P, Giurazza F, Pitocco F, Marano R, Schena E. Emerging clinical applications of computed tomography. *Medical Devices: Evidence and Research*. 2015 Jun 5:265-78.
5. Sartoretti T, Wildberger JE, Flohr T, Alkadhi H. Photon-counting detector CT: early clinical experience review. *The British Journal of Radiology*. 2023 Feb;95:20220544.
6. McCollough CH, Bushberg JT, Fletcher JG, Eckel LJ. Answers to common questions about the use and safety of CT scans. In *Mayo Clinic Proceedings* 2015 Oct 1 (Vol. 90, No. 10, pp. 1380-1392). Elsevier.
7. Schulz RA, Stein JA, Pelc NJ. How CT happened: the early development of medical computed tomography. *Journal of Medical Imaging*. 2021 Sep 1;8(5):052110-.
8. Kulkarni S, Rumberger JA, Jha S. Electron beam CT: a historical review. *American Journal of Roentgenology*. 2021 May 24;216(5):1222-8.
9. Tóth T, Hudák R. Computed tomography—its development, principle and image artifacts. *Acta Mechanica Slovaca*. 2013;17(4):40-7.
10. Nakamura Y, Higaki T, Kondo S, Kawashita I, Takahashi I, Awai K. An introduction to photon-counting detector CT (PCD CT) for radiologists. *Japanese Journal of Radiology*. 2023 Mar;41(3):266-82.
11. Wang AS, Pelc NJ. Spectral photon counting CT: Imaging algorithms and performance assessment. *IEEE transactions on radiation and plasma medical sciences*. 2020 Jul 7;5(4):453-64.

12. Willemink MJ, Persson M, Pourmorteza A, Pelc NJ, Fleischmann D. Photon-counting CT: technical principles and clinical prospects. *Radiology*. 2018 Nov;289(2):293-312.
13. Taguchi K, Iwanczyk JS. Vision 20/20: single photon counting x-ray detectors in medical imaging. *Medical physics*. 2013 Oct;40(10):100901.
14. Leng S, Bruesewitz M, Tao S, Rajendran K, Halaweish AF, Campeau NG, Fletcher JG, McCollough CH. Photon-counting detector CT: system design and clinical applications of an emerging technology. *Radiographics*. 2019 May;39(3):729-43.
15. Browne JE, Bruesewitz MR, Vrieze TJ, McCollough CH, Yu L. Increased photon starvation artifacts at low helical pitch in ultra-low-dose CT. *Medical physics*. 2019 Dec;46(12):5538-43.
16. Rajendran K, Löbker C, Schon BS, Bateman CJ, Younis RA, de Ruiter NJ, Chernoglazov AI, Ramyar M, Hooper GJ, Butler AP, Woodfield TB. Quantitative imaging of excised osteoarthritic cartilage using spectral CT. *European radiology*. 2017 Jan;27:384-92.
17. Ji X, Zhang R, Chen GH, Li K. Task-driven optimization of the non-spectral mode of photon counting CT for intracranial hemorrhage assessment. *Physics in Medicine & Biology*. 2019 Oct 31;64(21):215014.
18. Harvey EC, Feng M, Ji X, Zhang R, Li Y, Chen GH, Li K. Impacts of photon counting CT to maximum intensity projection (MIP) images of cerebral CT angiography: theoretical and experimental studies. *Physics in Medicine & Biology*. 2019 Sep 19;64(18):185015.
19. Yu Z, Leng S, Kappler S. A prototype whole-body PCCT system: initial results in phantom, cadavers, and swine. In *The 3rd Workshop on Medical Applications of Spectroscopic X-Ray Detectors 2015*.
20. Symons R, Cork TE, Sahbaee P, Fuld MK, Kappler S, Folio LR, Bluemke DA, Pourmorteza A. Low-dose lung cancer screening with photon-counting CT: a feasibility study. *Physics in Medicine & Biology*. 2016 Dec 16;62(1):202.
21. Symons R, Reich DS, Bagheri M, Cork TE, Krauss B, Ulzheimer S, Kappler S, Bluemke DA, Pourmorteza A. Photon-counting CT for vascular imaging of the head and neck: first in vivo human results. *Investigative radiology*. 2018 Mar;53(3):135.
22. Yu Z, Leng S, Jorgensen SM, Li Z, Gutjahr R, Chen B, Halaweish AF, Kappler S, Yu L, Ritman EL, McCollough CH. Evaluation of conventional imaging performance in a

- research whole-body CT system with a photon-counting detector array. *Physics in Medicine & Biology*. 2016 Feb 2;61(4):1572.
23. Dangelmaier J, Bar-Ness D, Daerr H, Muenzel D, Si-Mohamed S, Ehn S, Fingerle AA, Kimm MA, Kopp FK, Boussel L, Roessl E. Experimental feasibility of spectral photon-counting computed tomography with two contrast agents for the detection of endoleaks following endovascular aortic repair. *European radiology*. 2018 Aug;28:3318-25.
  24. Si-Mohamed S, Bar-Ness D, Sigovan M, Cormode DP, Coulon P, Coche E, Vlassenbroek A, Normand G, Boussel L, Douek P. Review of an initial experience with an experimental spectral photon-counting computed tomography system. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2017 Nov 21;873:27-35.
  25. <https://www.fda.gov/news-events/press-announcements/fda-clears-first-major-imaging-device-advancement-computed-tomography-nearly-decade>
  26. Hamann E, Koenig T, Zuber M, Cecilia A, Tyazhev A, Tolbanov O, Procz S, Fauler A, Baumbach T, Fiederle M. Performance of a Medipix3RX spectroscopic pixel detector with a high resistivity gallium arsenide sensor. *IEEE transactions on medical imaging*. 2014 Apr 14;34(3):707-15.
  27. Rajendran K, Petersilka M, Henning A, Shanblatt ER, Schmidt B, Flohr TG, Ferrero A, Baffour F, Diehn FE, Yu L, Rajiah P. First clinical photon-counting detector CT system: technical evaluation. *Radiology*. 2022 Apr;303(1):130-8.
  28. Liu X, Grönberg F, Sjölin M, Karlsson S, Danielsson M. Count rate performance of a silicon-strip detector for photon-counting spectral CT. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2016 Aug 11;827:102-6.
  29. Leng S, Gutjahr R, Ferrero A, Kappler S, Henning A, Halaweish A, Zhou W, Montoya J, McCollough C. Ultra-high spatial resolution multi-energy CT using photon counting detector technology. In *Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging 2017* Mar 9 (Vol. 10132, pp. 237-243). SPIE.
  30. Leng S, Rajendran K, Gong H, Zhou W, Halaweish AF, Henning A, Kappler S, Baer M, Fletcher JG, McCollough CH. 150- $\mu\text{m}$  spatial resolution using photon-counting detector

- computed tomography technology: technical performance and first patient images. *Investigative radiology*. 2018 Nov 1;53(11):655-62.
31. Esquivel A, Ferrero A, Mileto A, Baffour F, Horst K, Rajiah PS, Inoue A, Leng S, McCollough C, Fletcher JG. Photon-Counting Detector CT: Key Points Radiologists Should Know. *Korean Journal of Radiology*. 2022 Sep 1;23(9):854-65.
  32. Klein L, Dorn S, Amato C, Heinze S, Uhrig M, Schlemmer HP, Kachelrieß M, Sawall S. Effects of detector sampling on noise reduction in clinical photon-counting whole-body computed tomography. *Investigative radiology*. 2020 Feb 1;55(2):111-9.
  33. Pourmorteza A, Symons R, Henning A, Ulzheimer S, Bluemke DA. Dose efficiency of quarter-millimeter photon-counting computed tomography: first-in-human results. *Investigative radiology*. 2018 Jun 1;53(6):365-72.
  34. Leng S, Yu Z, Halaweish A, Kappler S, Hahn K, Henning A, Li Z, Lane J, Levin DL, Jorgensen S, Ritman E. Dose-efficient ultrahigh-resolution scan mode using a photon counting detector computed tomography system. *Journal of Medical Imaging*. 2016 Oct 1;3(4):043504-.
  35. Zhou W, Lane JI, Carlson ML, Bruesewitz MR, Witte RJ, Koeller KK, Eckel LJ, Carter RE, McCollough CH, Leng S. Comparison of a photon-counting-detector CT with an energy-integrating-detector CT for temporal bone imaging: a cadaveric study. *American Journal of Neuroradiology*. 2018 Sep 1;39(9):1733-8.
  36. da Silva J, Grönberg F, Cederström B, Persson M, Sjölin M, Alagic Z, Bujila R, Danielsson M. Resolution characterization of a silicon-based, photon-counting computed tomography prototype capable of patient scanning. *Journal of Medical Imaging*. 2019 Oct 1;6(4):043502-.
  37. Inoue A, Johnson TF, White D, Cox CW, Hartman TE, Thorne JE, Shanblatt ER, Johnson MP, Carter RE, Lee YS, Rajendran K. Estimating the clinical impact of photon-counting-detector CT in diagnosing usual interstitial pneumonia. *Investigative radiology*. 2022 Nov 6;57(11):734-41.
  38. Jungblut L, Euler A, von Spiczak J, Sartoretti T, Mergen V, Englmaier V, Landsmann A, Mihai CM, Distler O, Alkadhi H, Frauenfelder T. Potential of photon-counting detector

- CT for radiation dose reduction for the assessment of interstitial lung disease in patients with systemic sclerosis. *Investigative Radiology*. 2022 Dec 28;57(12):773-9.
39. McWilliams A, Tammemagi MC, Mayo JR, Roberts H, Liu G, Soghrati K, Yasufuku K, Martel S, Laberge F, Gingras M, Atkar-Khattra S. Probability of cancer in pulmonary nodules detected on first screening CT. *New England Journal of Medicine*. 2013 Sep 5;369(10):910-9.
  40. Onishi H, Hori M, Ota T, Nakamoto A, Osuga K, Tatsumi M, Fukui H, Tsukagoshi S, Uranishi A, Saito Y, Taniguchi A. Phantom study of in-stent restenosis at high-spatial-resolution CT. *Radiology*. 2018 Oct;289(1):255-60.
  41. Mergen V, Eberhard M, Manka R, Euler A, Alkadhi H. First in-human quantitative plaque characterization with ultra-high resolution coronary photon-counting CT angiography. *Frontiers in cardiovascular medicine*. 2022;9:981012.
  42. Mergen V, Sartoretti T, Baer-Beck M, Schmidt B, Petersilka M, Wildberger JE, Euler A, Eberhard M, Alkadhi H. Ultra-high-resolution coronary CT angiography with photon-counting detector CT: feasibility and image characterization. *Investigative Radiology*. 2022 Dec 28;57(12):780-8.
  43. Baffour FI, Rajendran K, Glazebrook KN, Thorne JE, Larson NB, Leng S, McCollough CH, Fletcher JG. Ultra-high-resolution imaging of the shoulder and pelvis using photon-counting-detector CT: a feasibility study in patients. *European radiology*. 2022 Oct;32(10):7079-86.
  44. Baffour FI, Huber NR, Ferrero A, Rajendran K, Glazebrook KN, Larson NB, Kumar S, Cook JM, Leng S, Shanblatt ER, McCollough CH. Photon-counting detector CT with deep learning noise reduction to detect multiple myeloma. *Radiology*. 2023 Jan;306(1):229-36.
  45. Benson JC, Rajendran K, Lane JI, Diehn FE, Weber NM, Thorne JE, Larson NB, Fletcher JG, McCollough CH, Leng S. A new frontier in temporal bone imaging: photon-counting detector CT demonstrates superior visualization of critical anatomic structures at reduced radiation dose. *American Journal of Neuroradiology*. 2022 Apr 1;43(4):579-84.
  46. Baek J, Pineda AR, Pelc NJ. To bin or not to bin? The effect of CT system limiting resolution on noise and detectability. *Physics in Medicine & Biology*. 2013 Feb 11;58(5):1433.

47. Zhou W, Montoya J, Gutjahr R, Ferrero A, Halaweish A, Kappler S, McCollough C, Leng S. Lung nodule volume quantification and shape differentiation with an ultra-high resolution technique on a photon-counting detector computed tomography system. *Journal of Medical Imaging*. 2017 Oct 1;4(4):043502-.
48. Symons R, De Bruecker Y, Roosen J, Van Camp L, Cork TE, Kappler S, Ulzheimer S, Sandfort V, Bluemke DA, Pourmorteza A. Quarter-millimeter spectral coronary stent imaging with photon-counting CT: initial experience. *Journal of cardiovascular computed tomography*. 2018 Nov 1;12(6):509-15.
49. Ferrero A, Gutjahr R, Henning A, Kappler S, Halaweish A, Abdurakhimova D, Peterson Z, Montoya J, Leng S, McCollough C. Renal stone characterization using high resolution imaging mode on a photon counting detector CT system. In *Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging 2017* Mar 9 (Vol. 10132, pp. 924-929). SPIE.
50. Marcus RP, Fletcher JG, Ferrero A, Leng S, Halaweish AF, Gutjahr R, Vrtiska TJ, Wells ML, Enders FT, McCollough CH. Detection and characterization of renal stones by using photon-counting–based CT. *Radiology*. 2018 Nov;289(2):436-42.
51. Honda O, Yanagawa M, Hata A, Kikuchi N, Miyata T, Tsukagoshi S, Uranishi A, Tomiyama N. Influence of gantry rotation time and scan mode on image quality in ultra-high-resolution CT system. *European Journal of Radiology*. 2018 Jun 1;103:71-5.
52. Duan X, Wang J, Leng S, Schmidt B, Allmendinger T, Grant K, Flohr T, McCollough CH. Electronic noise in CT detectors: impact on image noise and artifacts. *American Journal of Roentgenology*. 2013 Oct;201(4):W626-32.
53. Liu Y, Leng S, Michalak GJ, Vrieze TJ, Duan X, Qu M, Shiung MM, McCollough CH, Fletcher JG. Reducing image noise in computed tomography (CT) colonography: effect of an integrated circuit CT detector. *Journal of computer assisted tomography*. 2014 May 1;38(3):398-403.
54. Higashigaito K, Mergen V, Eberhard M, Jungblut L, Hebeisen M, Rätzer S, Zanini B, Kobe A, Martini K, Euler A, Alkadhi H. CT angiography of the aorta using photon-counting detector CT with reduced contrast media volume. *Radiology: Cardiothoracic Imaging*. 2023 Jan 26;5(1):e220140.

55. Liu LP, Shapira N, Chen AA, Shinohara RT, Sahbaee P, Schnall M, Litt HI, Noël PB. First-generation clinical dual-source photon-counting CT: ultra-low-dose quantitative spectral imaging. *European Radiology*. 2022 Jun 16:1-9.
56. Rajagopal JR, Farhadi F, Solomon J, Sahbaee P, Saboury B, Pritchard WF, Jones EC, Samei E. Comparison of low dose performance of photon-counting and energy integrating CT. *Academic Radiology*. 2021 Dec 1;28(12):1754-60.
57. Gutjahr R, Halaweish AF, Yu Z, Leng S, Yu L, Li Z, Jorgensen SM, Ritman EL, Kappler S, McCollough CH. Human imaging with photon-counting-based CT at clinical dose levels: Contrast-to-noise ratio and cadaver studies. *Investigative radiology*. 2016 Jul;51(7):421.
58. Sawall S, Klein L, Amato C, Wehrse E, Dorn S, Maier J, Heinze S, Schlemmer HP, Ziener CH, Uhrig M, Kachelrieß M. Iodine contrast-to-noise ratio improvement at unit dose and contrast media volume reduction in whole-body photon-counting CT. *European journal of radiology*. 2020 May 1;126:108909.
59. Symons R, Pourmorteza A, Sandfort V, Ahlman MA, Cropper T, Mallek M, Kappler S, Ulzheimer S, Mahesh M, Jones EC, Malayeri AA. Feasibility of dose-reduced chest CT with photon-counting detectors: initial results in humans. *Radiology*. 2017 Dec;285(3):980-9.
60. Pourmorteza A, Symons R, Reich DS, Bagheri M, Cork TE, Kappler S, Ulzheimer S, Bluemke DA. Photon-counting CT of the brain: in vivo human results and image-quality assessment. *American Journal of Neuroradiology*. 2017 Dec 1;38(12):2257-63.
61. Symons R, Sandfort V, Mallek M, Ulzheimer S, Pourmorteza A. Coronary artery calcium scoring with photon-counting CT: first in vivo human experience. *The international journal of cardiovascular imaging*. 2019 Apr 15;35:733-9.
62. van der Werf NR, Rodesch PA, Si-Mohamed S, van Hamersvelt RW, Greuter MJ, Leiner T, Boussel L, Willeminck MJ, Douek P. Improved coronary calcium detection and quantification with low-dose full field-of-view photon-counting CT: a phantom study. *European Radiology*. 2022 Jan 8:1-1.



63. Chen H, Xu C, Persson M, Danielsson M. Optimization of beam quality for photon-counting spectral computed tomography in head imaging: simulation study. *Journal of Medical Imaging*. 2015 Oct 1;2(4):043504-.
64. Rajendran K, Voss BA, Zhou W, Tao S, DeLone DR, Lane JI, Weaver JM, Carlson ML, Fletcher JG, McCollough CH, Leng S. Dose reduction for sinus and temporal bone imaging using photon-counting detector CT with an additional tin filter. *Investigative radiology*. 2020 Feb;55(2):91.
65. Bennett JR, Opie AM, Xu Q, Yu H, Walsh M, Butler A, Butler P, Cao G, Mohs A, Wang G. Hybrid spectral micro-CT: system design, implementation, and preliminary results. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2013 Aug 26;61(2):246-53.
66. Shikhaliev PM. Soft tissue imaging with photon counting spectroscopic CT. *Physics in Medicine & Biology*. 2015 Mar 5;60(6):2453.
67. Silkwood JD, Matthews KL, Shikhaliev PM. Photon counting spectral breast CT: effect of adaptive filtration on CT numbers, noise, and contrast to noise ratio. *Medical physics*. 2013 May;40(5):051905.
68. Iyer VR, Ehman EC, Khandelwal A, Wells ML, Lee YS, Weber NM, Johnson MP, Yu L, McCollough CH, Fletcher JG. Image quality in abdominal CT using an iodine contrast reduction algorithm employing patient size and weight and low kV CT technique. *Acta Radiologica*. 2020 Sep;61(9):1186-95.
69. Hsieh SS, Leng S, Rajendran K, Tao S, McCollough CH. Photon counting CT: clinical applications and future developments. *IEEE transactions on radiation and plasma medical sciences*. 2020 Aug 28;5(4):441-52.
70. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual-and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology*. 2015 Sep;276(3):637-53.
71. Leng S, Zhou W, Yu Z, Halaweish A, Krauss B, Schmidt B, Yu L, Kappler S, McCollough C. Spectral performance of a whole-body research photon counting detector CT: quantitative accuracy in derived image sets. *Physics in Medicine & Biology*. 2017 Aug 21;62(17):7216.

72. Yuan Y, Zhang Y, Yu H. Optimization of Energy Combination for Gold-Based Contrast Agents Below K-Edges in Dual-Energy Micro-CT. *IEEE transactions on radiation and plasma medical sciences*. 2017 Dec 18;2(3):187-93.
73. Wortman JR, Bunch PM, Fulwadhva UP, Bonci GA, Sodickson AD. Dual-energy CT of incidental findings in the abdomen: can we reduce the need for follow-up imaging?. *American Journal of Roentgenology*. 2016 Oct;207(4):W58-68.
74. Si-Mohamed S, Tatard-Leitman V, Laugerette A, Sigovan M, Pfeiffer D, Rummeny EJ, Coulon P, Yagil Y, Douek P, Boussel L, Noël PB. Spectral photon-counting computed tomography (SPCCT): in-vivo single-acquisition multi-phase liver imaging with a dual contrast agent protocol. *Scientific reports*. 2019 Jun 11;9(1):8458.
75. Muenzel D, Bar-Ness D, Roessl E, Blevis I, Bartels M, Fingerle AA, Ruschke S, Coulon P, Daerr H, Kopp FK, Brendel B. Spectral photon-counting CT: initial experience with dual-contrast agent K-edge colonography. *Radiology*. 2017 Jun;283(3):723-8.
76. Symons R, Krauss B, Sahbaee P, Cork TE, Lakshmanan MN, Bluemke DA, Pourmorteza A. Photon-counting CT for simultaneous imaging of multiple contrast agents in the abdomen: an in vivo study. *Medical physics*. 2017 Oct;44(10):5120-7.
77. Tao S, Rajendran K, McCollough CH, Leng S. Feasibility of multi-contrast imaging on dual-source photon counting detector (PCD) CT: An initial phantom study. *Medical physics*. 2019 Sep;46(9):4105-15.
78. Mechlem K, Sellerer T, Ehn S, Münzel D, Braig E, Herzen J, Noël PB, Pfeiffer F. Spectral angiography material decomposition using an empirical forward model and a dictionary-based regularization. *IEEE transactions on medical imaging*. 2018 May 25;37(10):2298-309.
79. Ducros N, Abascal JF, Sixou B, Rit S, Peyrin F. Regularization of nonlinear decomposition of spectral x-ray projection images. *Medical physics*. 2017 Sep;44(9):e174-87.
80. Ren L, Rajendran K, McCollough CH, Yu L. Radiation dose efficiency of multi-energy photon-counting-detector CT for dual-contrast imaging. *Physics in Medicine & Biology*. 2019 Dec 13;64(24):245003.

81. Kalisz K, Halliburton S, Abbara S, Leipsic JA, Albrecht MH, Schoepf UJ, Rajiah P. Update on cardiovascular applications of multienergy CT. *Radiographics*. 2017 Nov;37(7):1955-74.
82. Zhou W, Bartlett DJ, Diehn FE, Glazebrook KN, Kotsenas AL, Carter RE, Fletcher JG, McCollough CH, Leng S. Reduction of metal artifacts and improvement in dose efficiency using photon counting detector CT and tin filtration. *Investigative radiology*. 2019 Apr;54(4):204.
83. Koons E, VanMeter PD, Rajendran K, Yu L, McCollough C, Leng S. Improved assessment of coronary artery luminal stenosis with heavy calcifications using high-resolution photon-counting detector CT. In *Medical Imaging 2022: Physics of Medical Imaging 2022* Apr 4 (Vol. 12031, pp. 319-323). SPIE.
84. Allmendinger T, Nowak T, Flohr T, Klotz E, Hagenauer J, Alkadhi H, Schmidt B. Photon-counting detector CT-based vascular calcium removal algorithm: assessment using a cardiac motion phantom. *Investigative Radiology*. 2022 Jun;57(6):399.
85. Hsieh SS, Pelc NJ. Improving pulse detection in multibin photon-counting detectors. *Journal of Medical Imaging*. 2016 Apr 1;3(2):023505-.
86. Sossin A, Rokni M, Brendel B, Daerr H, Thran A, Erhard K. Experimental evaluation of the influence of scattered radiation on quantitative spectral CT imaging. In *Medical Imaging 2018: Physics of Medical Imaging 2018* Mar 9 (Vol. 10573, pp. 336-341). SPIE.
87. Ballabriga R, Alozy J, Campbell M, Frojdh E, Heijne E, Koenig T, Llopart X, Marchal J, Pennicard D, Poikela T, Tlustos L. Review of hybrid pixel detector readout ASICs for spectroscopic X-ray imaging. *Journal of Instrumentation*. 2016 Jan 1;11(01):P01007.
88. Xu C, Chen H, Persson M, Karlsson S, Danielsson M, Svensson C, Bornefalk H. Energy resolution of a segmented silicon strip detector for photon-counting spectral CT. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2013 Jul 1;715:11-7.
89. Cammin J, Xu J, Barber WC, Iwanczyk JS, Hartsough NE, Taguchi K. A cascaded model of spectral distortions due to spectral response effects and pulse pileup effects in a photon-counting x-ray detector for CT. *Medical physics*. 2014 Apr;41(4):041905.

90. Leng S, Yu L, Fletcher JG, McCollough CH. Maximizing iodine contrast-to-noise ratios in abdominal CT imaging through use of energy domain noise reduction and virtual monoenergetic dual-energy CT. *Radiology*. 2015 Aug;276(2):562-70.
91. Zhang Y, Xi Y, Yang Q, Cong W, Zhou J, Wang G. Spectral CT reconstruction with image sparsity and spectral mean. *IEEE transactions on computational imaging*. 2016 Sep 14;2(4):510-23.
92. Li Z, Leng S, Yu L, Manduca A, McCollough CH. An effective noise reduction method for multi-energy CT images that exploit spatio-spectral features. *Medical physics*. 2017 May;44(5):1610-23.
93. Barber RF, Sidky EY, Schmidt TG, Pan X. An algorithm for constrained one-step inversion of spectral CT data. *Physics in Medicine & Biology*. 2016 Apr 19;61(10):3784.
94. Long Y, Fessler JA. Multi-material decomposition using statistical image reconstruction for spectral CT. *IEEE transactions on medical imaging*. 2014 Apr 25;33(8):1614-26.
95. Mechlem K, Ehn S, SELLERER T, Braig E, Münzel D, Pfeiffer F, Noël PB. Joint statistical iterative material image reconstruction for spectral computed tomography using a semi-empirical forward model. *IEEE transactions on medical imaging*. 2017 Jul 13;37(1):68-80.
96. Weidinger T, Buzug TM, Flohr T, Kappler S, Stierstorfer K. Polychromatic iterative statistical material image reconstruction for photon-counting computed tomography. *International journal of biomedical imaging*. 2016 Mar 17;2016.
97. Flohr T, Petersilka M, Henning A, Ulzheimer S, Ferda J, Schmidt B. Photon-counting CT review. *Physica Medica*. 2020 Nov 1;79:126-36.
98. Byl A, Klein L, Sawall S, Heinze S, Schlemmer HP, Kachelrieß M. Photon-counting normalized metal artifact reduction (NMAR) in diagnostic CT. *Medical physics*. 2021 Jul;48(7):3572-82.
99. Persson M, Wang A, Pelc NJ. Detective quantum efficiency of photon-counting CdTe and Si detectors for computed tomography: a simulation study. *Journal of Medical Imaging*. 2020 Jul 1;7(4):043501-.

100. Pourmorteza A, Symons R, Sandfort V, Mallek M, Fuld MK, Henderson G, Jones EC, Malayeri AA, Folio LR, Bluemke DA. Abdominal imaging with contrast-enhanced photon-counting CT: first human experience. *Radiology*. 2016 Apr;279(1):239-45.
101. Faby S, Kuchenbecker S, Sawall S, Simons D, Schlemmer HP, Lell M, Kachelrieß M. Performance of today's dual energy CT and future multi energy CT in virtual non-contrast imaging and in iodine quantification: a simulation study. *Medical physics*. 2015 Jul;42(7):4349-66.
102. Yu Z, Leng S, Kappler S, Hahn K, Li Z, Halaweish AF, Henning A, McCollough CH. Noise performance of low-dose CT: comparison between an energy integrating detector and a photon counting detector using a whole-body research photon counting CT scanner. *Journal of Medical Imaging*. 2016 Dec;3(4):043503.
103. Touch M, Clark DP, Barber W, Badea CT. A neural network-based method for spectral distortion correction in photon counting x-ray CT. *Physics in Medicine & Biology*. 2016 Jul 29;61(16):6132.
104. Jenkins P, Schmidt TG. Experimental study of neural network material decomposition to account for pulse-pileup effects in photon-counting spectral CT. In *Medical Imaging 2019: Physics of Medical Imaging 2019 Mar 1* (Vol. 10948, pp. 498-503). SPIE.
105. Lu Y, Kowarschik M, Huang X, Chen S, Ren Q, Fahrig R, Hornegger J, Maier A. Material decomposition using ensemble learning for spectral X-ray imaging. *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*. 2018 Feb 12;2(3):194-204.
106. Hornegger J, Maier A. A learning-based material decomposition pipeline for multi-energy x-ray imaging. *Medical physics*. 2019 Feb;46(2):689-703.
107. Zimmerman KC, Sharma G, Parchur AK, Joshi A, Schmidt TG. Experimental investigation of neural network estimator and transfer learning techniques for K-edge spectral CT imaging. *Medical physics*. 2020 Feb;47(2):541-51.

## 6. ŽIVOTOPIS

### OPĆI PODATCI:

**IME I PREZIME:** Petra Mimica

**DATUM I MJESTO ROĐENJA:** 14.05.2001., Split

**E-MAIL:** [petramimica14@gmail.com](mailto:petramimica14@gmail.com)

### OBRAZOVANJE:

**OSNOVNA ŠKOLA:** Osnovna škola „Josip Pupačić“ Omiš (2008. – 2016.)

**SREDNJA ŠKOLA:** Srednja škola „Jure Kaštelan“ Omiš, Opća gimnazija (2016. – 2020.)

**FAKULTET:** Sveučilište u Splitu, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, Radiološka tehnologija (2020. – 2023.)

### DODATNA ISKUSTVA STEČENA NA STUDIJU:

CORT (Conference of Radiologic Technologies), Sarajevo, 12.11.2022.

CPR tečaj