



¹ BORBÉLY Klaudia

¹ LÉNÁRD Zsuzsanna

¹ BUDAI
Bettina Katalin

¹ KERKOVITS
Nóra Melinda

¹ SIMON Judit

¹ GYEBNÁR János

¹ MARTON Nikolett

¹ DUDÁS Ibolyka

¹ SÜKÖSD Hunor

² VECSEY-NAGY Milán

² SZILVESZTER Bálint

¹ TÁRNOKI
Ádám Domonkos

¹ TÁRNOKI
Dávid László

¹ KARLINGER Kinga

¹ MAUROVICH HORVAT
Pál

¹ Semmelweis Egyetem, Orvosi
Képalkotó Klinika, Radiológia
Tanszék, Budapest/ Semmelweis
University, Medical Imaging Centre,
Department of Radiology, Budapest

² Semmelweis Egyetem, Városmajori
Szív- és Érgyógyászati Klinika,
Budapest / Heart and Vascular
Centre, Semmelweis University,
Budapest

A foton számláló detektoros CT működési alapelve, előnyei és jelentősége a klinikai gyakorlatban

ÖSSZEFOGLALÓ KÖZLEMÉNY

Az elmúlt évtizedben fizikai és preklinikai vizsgálatokkal igazolták az alapjaiban új típusú, foton számláló komputertomográfias (CT) detektor kiváló képalkotási tulajdonságait, míg napjainkban a páréves klinikai felhasználás egyre szélesebb körű tapasztalatait veszik számba.

A klinikai gyakorlatban elterjedt, hagyományos CT-berendezésekben energiaintegráló detektorok (EID) találhatók, melyek indirekt konverziós technológiával alakítják át a röntgenfotonok energiáját elektromos jellé. Ezzel ellentétben a foton számláló CT detektorai (PCD) közvetlenül és magasabb határfokkal képesek elektromos jellé alakítani a röntgenfotonok energiáját, megszámlálni az egyes röntgenfotonok által létrehozott töltéseket és mérni azok energiaszintjét.

Az új PCD-technológia számos előnyt nyújt a hagyományos EID-technológiával összevetve: egyrészt kisebb sugárterhelés mellett jobb térbeli felbontású, kedvezőbb jel/zaj arányú, kevesebb sugárkeményedési („beam-hardening”) műterméket tartalmazó és alacsonyabb elektronikus zajjal terhelt CT-képeket hoz létre, másrészt lehetővé teszi a spektrális képalkotást, valamint csökkentett dózisu kontrasztanyag alkalmazására is lehetőséget ad.

Összefoglaló közleményünk a PCD-CT műszaki és fizikai alapelveit ismerteti, valamint áttekintést nyújt annak előnyeiről és a klinikai gyakorlatban való felhasználásáról.

Kulcsszavak: CT, új képalkotó modalitások, orvosi fizika, komputertomográfia, foton számláló komputertomográfia, foton számláló detektor, energiaintegráló detektor

Photoncounting-detector CT: Basic principles, advantages and implications in clinical practice

Over the last decade, an essentially new type of computed tomography (CT) detector, namely the photoncounting detector has demonstrated its superior capabilities over traditional CT detectors in both physical and pre-clinical evaluations, while is now at the stage of early clinical experiences. Conventional CT scanners available today for routine clinical practice use energy integrated detectors (EID) which rely on indirect conversion technology. In contrary, the newly-introduced photon-counting detectors (PCD) utilize a direct conversion method allowing to count the number of x-ray photons and carry detailed information about the energy level of each individual x-ray photon.

Due to the fundamental changes in the physical mechanisms responsible for photon detection and signal creation, PCDs have several benefits

LEVELEZŐ SZERZŐ / CORRESPONDING ADDRESS

Dr. Maurovich Horvat Pál

Semmelweis Egyetem,
Orvosi Képző Központ Klinikai,
Radiológia Tanszék
1083 Budapest,
Korányi Sándor u. 2
E-mail:
maurovich-horvat.pal@semmelweis.hu

over traditional CT detectors. In comparison to current CT technology, PCD-CT can produce better spatial resolution, reduced electronic noise with a higher contrast-to-noise ratio, reduced beam-hardening and metal artifacts. Furthermore, from the spectral information, this new technology is capable to reconstruct virtual monoenergetic images and optimize iv. contrast agent dose.

In our current review article, technical principles and physics of PCDs and, in addition, early clinical experiences with their applications are summarized.

Keywords: CT, new imaging modalities, medical physics, photon-counting computer tomography, Photon counting detector, energy integrating detector

Bevezetés

A komputertomográfia (CT) alkalmazási spektruma az elmúlt évtizedek technológiai fejlődésének köszönhetően folyamatosan bővült. Azonban a gyors, háromdimenziós leképezést és jó térbeli felbontást biztosító CT-vizsgálatoknál az ionizáló sugárterhelés fontos mérlegelendő körülmény maradt. Ez a hátrány különösen az onkológiai ellátásban kerül előtérbe, mivel a daganatos betegségben szenvedők körében rövid időn belül ismételt – sokszor többrégiós – CT-vizsgálatra lehet szükség. A CT-készülékek fejlesztése során a sugárterhelés csökkentése fontos törekvés, ugyanakkor jelentős mérnöki kihívást jelent a megvalósítása úgy, hogy az ne eredményezze a képminőség egyidejű romlását.

A CT-berendezések detektorai kulcsfontosságú elemei a képalkotásnak, és jelentős hatással vannak mind a képminőségre, mind a sugárterhelésre. A klinikai gyakorlatban elterjedt, hagyományos CT-készülékek energiaiintegráló detektorokat (EID) használnak, melyek a röntgenfotonok jelének kétlépcsős átalakítási folyamata során generálnak elektromos jelet. Ezzel szemben a fotonszámoló detektorok (PCD) közvetlenül képesek a röntgenfotonokat elektromos jellel alakítani, megszámlálni az egyes röntgenfotonok által létrehozott töltéseket és mérni azok energiaszintjét.¹

A fotonészlelésért és jelalkotásért felelős fizikai mechanizmusok különbségei miatt a PCD-k számos alapvető előnnyel rendelkeznek a hagyományos EID-detektorokkal szemben. A PCD-k magasabb térbeli felbontású, kedvezőbb jel/zaj arányú és kevesebb elektronikus zajjal terhelt képeket eredményeznek. A PCD lehetővé teszi a spektrális

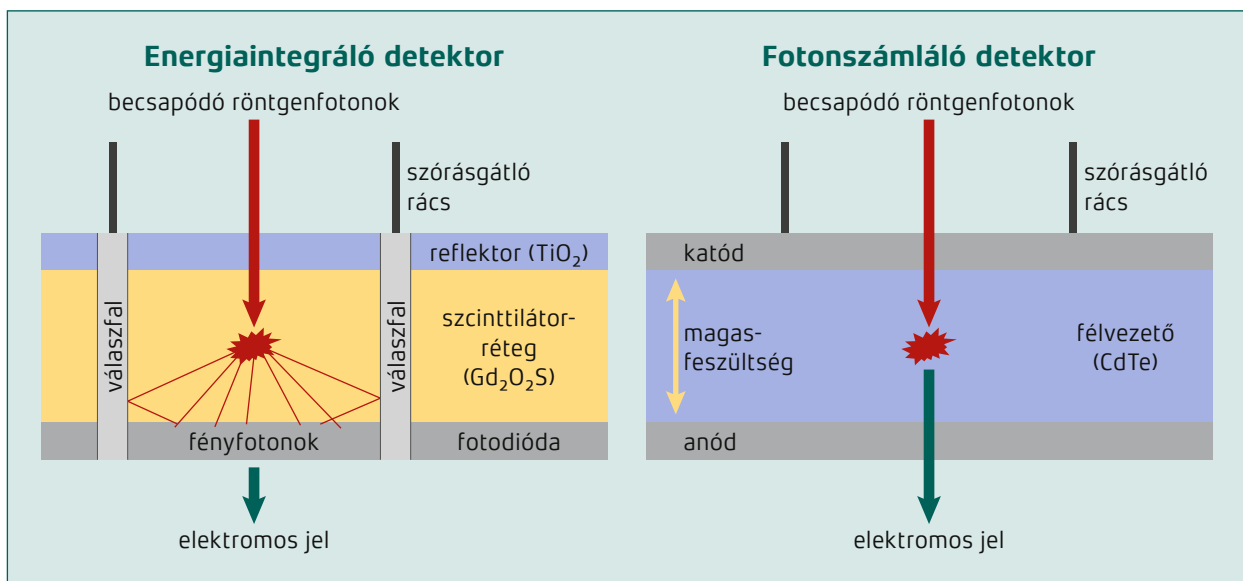
képalkotást és a sugárkeményedési műtermékek korrekcióját, miközben optimalizálja a kontrasztanyag használatát és csökkenti a sugárterhelést.² A PCD összességében egy olyan új technológia, amely forradalmasíthatja a CT klinikai alkalmazásait. Az FDA 2021. szeptember 30-án engedélyezte az első, fotonszámoló detektorral felszerelt CT-készülék klinikai alkalmazását.³

A fotonszámoló detektoros CT-technológiai alapja

A fotonszámoló detektor (PCD) működési alapelve

A hagyományos CT-detektorok indirekt konverziós technológián alapuló energiaiintegráló technológiát használnak. Ezen energiaiintegráló detektorok (EID) jellemzően gadolínium-oxisulfid szcintillátorréteget tartalmaznak, melyben a beérkező röntgenfotonok először látható fényre alakulnak, majd második lépésként a detektorrendszerben található fotodiódák regisztrálják ezeket a fényfotonokat és elektronikus jellel alakítják át azokat.⁴ A detektor kimeneti jele arányos az összes beérkező röntgenfoton által generált teljes energiával. A nagyobb energiájú fotonok erősebb jeleket generálnak az alacsonyabb energiájú fotonokhoz képest, mivel több szcintillációs fényfelvillanást váltanak ki. Ezáltal az EID a mérési intervallumban generált teljes energiát, beleértve az elektronikus zajt is, méri és asszimilálja.

Az új, fotonszámoló detektorokban (PCD) a szcintillátorokat kadmium-tellúridből készült félvezető dióda helyettesíti. Ez a félvezető közvetlenül képes



1. ábra. Az energiaintegráló és a fotonszámláló detektorok működésének alapelve sematikus ábrán

– magas feszültség mellett – a röntgenfotonokat elektromos jellé alakítani. Minden röntgenfoton, amely eléri a detektorelemet, elektromos impulzust generál, és ennek nagysága arányos lesz a röntgenfoton energiájával. A detektor elektronikai rendszere megszámlálja az adott küszöbszintet meghaladó nagyságú impulzusokat. A küszöbértéket az elektronikus zajszintnél magasabb, de a becsapódó fotonok által generált impulzusoknál alacsonyabb szintekre állítják be, így az elektronikus zaj kiszűrhetővé válik a képalkotás során.² Ezen túlmenően, amennyiben több, különböző energiaszinthez tartozó küszöbértéket állítunk be, akkor a detektor a beérkező röntgenfotonokat energiájuktól függően különböző energia osztályokba tudja rendezni. Az 1. ábra szemlélteti az EID és PCD felépítésének és működésének fenti különbségeit.

A fotonszámláló detektorok (PCD) előnyei

Térbeli felbontóképesség

A térbeli felbontóképesség a radiológiai modalitások fontos jellemzője, mely a legkisebb, az adott modalitással még elkülöníthető objektum méretét adja meg. A kiváló térbeli felbontóképesség elengedhetetlen ahhoz, hogy az egymáshoz közel elhelyezkedő struktúrákat különbözőnek érzékeljünk, és hogy a minél kisebb képletet is nagy biztonsággal felismerjük.

A CT-vizsgálatok során a térbeli felbontást számos tényező befolyásolja, beleértve a röntgensugár fókuszpontjának méretét, a röntgenszó forgásonkénti projekcióinak számát, a detektorcella méretét és a rekonstrukciós algoritmusokat. A detektorelemek mérete a térbeli felbontás elsődleges meghatározó tényezője. A hagyományos CT-készülékek energiaintegráló detektorának legkisebb megvalósítható fizikai mérete a szkennerezetű központjában 0,5–0,625 mm.⁵ Ennek a méret-határnak az az oka, hogy az EID-elemeket vékony, erősen fényvisszaverő válaszfalakkal kell elválasztani egymástól a másodlagos fényfotonok közötti optikai „áthallás” megakadályozása érdekében.

Mivel az újonnan kifejlesztett fotonszámláló detektorok esetén nincs szükség ezen diszkrét válaszfalakra, lehetővé vált a detektorelemek méretének további csökkentése. A klinikai gyakorlatban jelenleg elérhető PCD-CT-berendezés esetén a detektor pixelmérete 0,151×0,176 mm² az izocentrumban, amely 0,11 mm-es „in plane”, tehát axialis irányú felbontást és 0,16 mm-es „through plane”, Z irányú felbontást tesz lehetővé.

Elektronikus zaj és jel/zaj arány

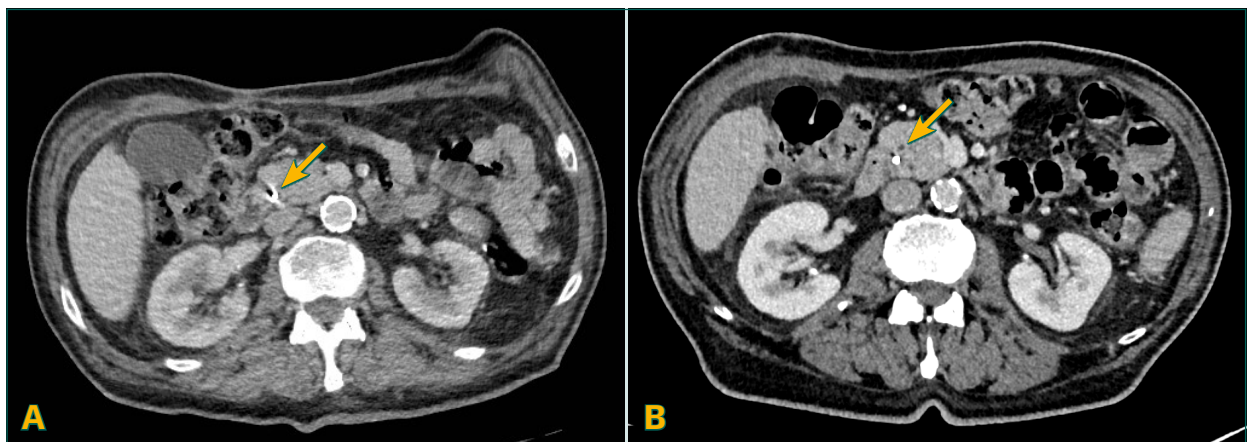
Az elektronikus zaj olyan nemkívánatos jel, amely negatív hatással van a képminőségre. Az elektronikus zajnak hagyományos dózisszintet használó protokollok és átlagos testalkatú

betegek esetében kisebb jelentősége van, azonban kritikussá válhat alacsony dózisú protokolloknál, obezitásban és denz struktúrák (fém, csont) környezetének megítélésekor. A jelenlegi CT-protokollok a lehető legalacsonyabb sugárdózis mellett próbálják biztosítani a megfelelő diagnosztikus képminőséget. A nehézség – többek között – abban áll, hogy a túlsúlyos betegek száma növekvő tendenciát mutat, és ez esetben a sugárdózis a képminőség romlása nélkül csak korlátozottan csökkenthető. Amennyiben egy detektorrendszerben az elektronikus zaj mértéke csökkenthető, akkor az ionizáló sugárzás dózisa is mérsékelhetővé válik. A detektorrendszerek az elektronikus zajt jellemzően alacsony amplitúdójú jelként érzékelik, mely azonban nem tartalmaz érdemi klinikai információt. A fotonszámoló detektorokban az elektronikus zaj eltávolítható olyan módon, hogy az alacsony energiájú küszöböt valamivel magasabbra állítjuk, mint az elektronikus zajhoz tartozó energiaszint. Ezt a technikai lehetőséget vizsgálva megállapították, hogy alacsony sugárdózisú protokoll alapján készített CT-vizsgálatok esetében az elektronikus zaj észrevehető hatással volt az EID-CT-berendezéssel készült felvételekre, de elhanyagolhatónak bizonyult a PCD-CT-berendezéssel készült vizsgálatok esetében.⁶ Ez a technikai újítás tehát lehetőséget nyújt az ionizáló sugárdózis csökkentésére olyan helyzetekben is, amelyeknél eddig az a képminőség romlásával járt volna együtt.

Sugárkeményedési és fémek okozta műtermékek

A fémes műtermékek a CT-képpalkotás egyik nagy kihívásának számítanak, hiszen azok a képminőséget olyan mértékben ronthatják, ami nehezebbé vagy akár lehetetlenné teheti a diagnózis felállítását. A sugárkeményedési műtermék keletkezésének oka, hogy a sugárforrások nem monoenergetikus, hanem spektrális röntgensugárzást állítanak elő. A röntgenfotonok áthaladó képessége azok energiájától függ: egy adott vastagságú szöveten való áthaladás során a magasabb energiájú röntgensugárzás elnyelődése kisebb mértékű, mint az alacsonyabb energiájú röntgenfotonoké. Ebből következik, hogy a röntgensugárzás spektruma a szöveten való áthaladáskor folyamatosan változik oly módon, hogy az alacsonyabb energiájú fotonok nagyobb mértékű gyengítése következtében a spektrum eltolódik a magasabb energiák felé. Következésképpen a röntgensugárzás átlagos energiája növekszik, ún. sugárkeményedés („beam-hardening”) következik be.

A sugárkeményedés elsősorban olyan, magas rendszámú anyagoknál jelent problémát, mint a csont, a koncentrált jódalapú kontrasztanyag vagy a fémek. A sugárkeményedésnek kitett területeknél, például fémimplantátumok környezetében vonalas, csillagszerű („streaking”) műtermékek jönnek létre.⁷ A csőfeszültség hatással van a röntgensugárzás energiájára: magasabb csőfeszültség



2. ábra. 71 éves beteg májszegment-reszekció és epeúti sztent beültetése utáni állapota; A) hagyományos, EID-CT-vel készült hasi vizsgálat; B) 2 hónappal később PCD-CT-vel készült kontroll hasi vizsgálat. Megfigyelhető a PCD-CT-képen a beültetett epeúti sztent környezetében a jelentősen kevesebb sugárkeményedési műtermék, aminek következtében a környező lágyrészek jobban megítélhetők.

magasabb energiájú, „keményebb” röntgensugarat eredményez, így kevesebb sugárkeményedési műtermék ábrázolódik. Az új PCD-k a beérkező fotonokat energiájuktól függően számos energiaszintbe tudják rendezni, ezáltal képesek csak a magasabb energiájú fotonok felhasználásával képeket rekonstruálni, amelyek kevésbé érzékenyek a sugárkeményítő hatásokra (2. ábra).

A nagy energiájú fotonokból származó jelek szelektív használata a sugárkeményítő hatások csökkentésére azonban a képzaj növekedése és a sugárdózis-hatékonyság csökkenése árán történik, mivel az alacsonyabb energiájú fotonok nem használnak fel a képalkotásban. A sugárdózis-hatékonyság javítása érdekében ónszűrőt lehet alkalmazni, amely kiszűri az alacsonyabb energiájú fotonokat, így növelve a nagy energiájú fotonok relatív arányát. Az új PCD és az ónszűrő használatának a kombinációja segítheti a sugárkeményedésből adódó és a fémek okozta műtermékek korrekcióját.⁴

Sugárdózis-hatékonyság

Az elmúlt évtizedekben a CT-fejlesztések egyik fókuszusa a sugárdózis-hatékonyság növelése volt: az automata expozíciós kontroll, az EKG-kapuzott képalkotás és az iteratív rekonstrukciós technikák kifejlesztése egyaránt ezt a célt szolgálta.² Ezen technológiai újítások ellenére a sugárterhelés továbbra is lényeges probléma maradt. A CT-rendszerek optimalizációjánál az egyik legfontosabb tényező az alkalmazott detektor típusa. A PCD lehetőséget ad arra, hogy a hagyományos EID-hez képest vagy kisebb sugárdózist alkalmazzanak hasonló térbeli felbontás és elektronikus zajszint mellett, vagy hasonló dózist alkalmazva jobb térbeli felbontást érjenek el. Az első klinikai vizsgálatok alapján a fotonszámláló technológia hozzávetőlegesen 30–60%-kal csökkenti a sugárterhelés szintjét a leképezett régiótól függően.² Ez lehetőséget nyújt korszerűbb protokollok kidolgozására a CT-képalkotás minden területén.

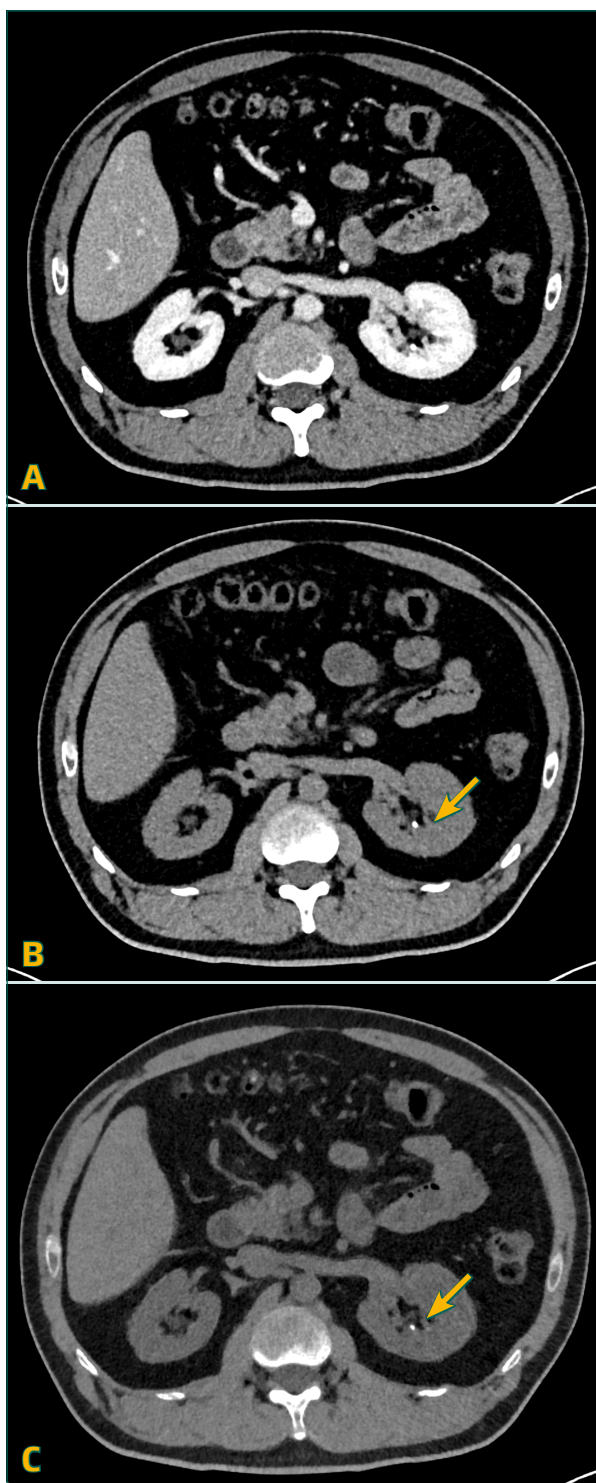
Szimultán multienergiás képalkotás

A multienergiás, spektrális CT-képalkotás során több, különböző energiaspektrumú röntgensugárzást alkalmaznak. A jelenlegi multienergiás

CT-technológia jellemzően két energiaszintet használ, melyet „dual-energy” CT-technológiának neveznek. A „dual-energy”-technológiában vagy egy kétrétegű detektort használnak, vagy két sugárforrás és két külön detektorsor található a készülékben. Az új, fotonszámláló detektor a röntgenfotonokat energiaszintjüknek megfelelően képes érzékelni, azaz több, különböző energiaszinthez tartozó küszöbérték használatával a PCD-CT a jelenlegi „dual-energy” CT-technológiát felülmúlóan képes multienergiás CT-képalkotásra. A PCD-CT egyik jelentős előnye, hogy energiaküszöbe konfigurálható, így a felhasználó kiválaszthatja az adott képalkotási feladatokhoz optimalizált energiaszinteket.

Egy atom legbelső, K-elektronhéján lévő elektron kötési energiája az atomra specifikus. Amennyiben a becsapódó röntgenfoton energiája megegyezik vagy meghaladja ezt az adott energiaszintet, akkor a fotoeffektus következtében az attenuáció mértéke megemelkedik ebben az adott energiasávban. Így egy vizsgálandó anyag K-héja kötési energiájánál alacsonyabb és magasabb energiaküszöböt kiválasztva lehetővé válik az anyagspecifikus K-héj-képalkotás. A multienergiás PCD-CT ezáltal lehetőséget teremt a fejlett adatfeldolgozásra, többek között virtuális monoenergetikus képek, virtuális nem kontrasztos képek és anyagszelektív („material decomposition”) képek létrehozására.

Virtuális monoenergetikus képeket egy kiválasztott energiaszintből rekonstruálnak. A jódatom esetében a K-héjon található elektron aktiválási energiája 33,4 keV, ennek megfelelően alacsony (<70 keV) csúcspotenzívum használatánál a jódalapú kontrasztanyag jeladása relatíve magasabb lesz. Az alacsony energiájú virtuális monoenergetikus képalkotás használható hipervaszkularizált elváltozások kiemelésére, és előnyt jelenthet CT-angiográfiás vizsgálatban beszűkült vesefunkció esetén. A nagy energiájú virtuális monoenergetikus képalkotás (>90 keV) csökkenti a sugárkeményedést és így a fémes műtermékeket, aminek klinikai előnye a fémeszközök környezetének jobb megítélhetősége, a sugárdózis növelése nélkül. A nagyon nagy energiájú virtuális monoenergetikus képalkotás (>140 keV) hasonló a virtuális nonkontrasztos képalkotáshoz, aminek során a jódkomponenst a voxelekből eltávolítják. A virtuális nonkontrasztos képek rekonstruálása kiválthatja



3. ábra. 46 éves veseélődonor-jelölt felhasi többfázisú kontrasztanyag vizsgálatára PCD-CT-vel. Vénás fázisban sejtethető a bal vesében lévő 4 mm-es hiperdenz kő (A), míg a valódi non-kontrasztos axialis PCD-CT-képen (B) és a virtuális non-kontrasztos (VNC) rekonstrukción (C) a kő egyértelműen ábrázolódik.

a hagyományos natív CT-sorozatokat, amivel akár 50%-os sugárdózis-csökkenés is elérhető (3. ábra).

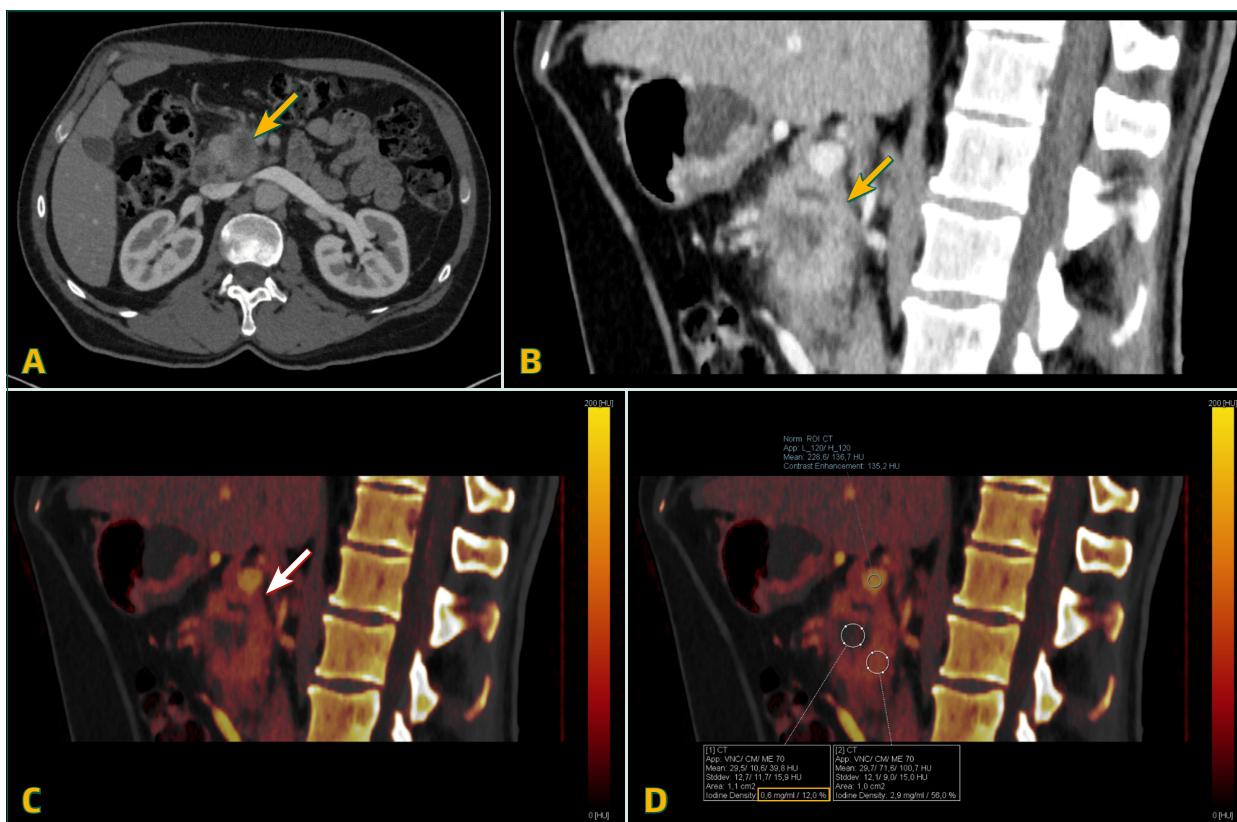
A jódterkép olyan anyagspecifikus PCD-CT-rekonstrukció, amely a jódot tartalmazó voxel kiemelésével lehetővé teszi a jódkoncentráció mérését és ezáltal különböző szervek vagy léziók perfúziójának számszerű megítélését (4. ábra). A jódterkép fontos klinikai alkalmazási területe lehet – többek között – a pulmonalis embólia diagnosztikája, ahol a perfúziós rendellenességek kvantifikálása hasznos lehet az antikoaguláns kezelés hatékonyságának megállapításában.⁸

Kontrasztanyagdózis

A CT-képképzés során a natív sorozat sokszor nem eléggé informatív a pontos diagnózis felállításához, ezért a szövetek közötti különbségek kiemelésére, a szöveti felbontás növelésére kontrasztanyagot alkalmazunk, azonban a jódalapú CT-kontrasztanyag mellékhatásként akut vesekárosodást okozhat. Míg a fiatalabb betegpopulációban az ionizáló sugárterhelés jelenti az elsődleges problémát a CT-vizsgálatok kapcsán, addig az idősebb betegpopulációban a vesefunkció beszűkülése jelentheti az iv. kontrasztanyag CT-vizsgálatok korlátját.

A jódterhelés csökkentése – a magas jel megtartása mellett – a csőfeszültség csökkentésével (<70 keV) és virtuális monoenergetikus képek használatával érhető el. Zhou és mtsai PCD-CT-vel különböző méretű és koncentrációjú jódtartalmú fantomokat vizsgálva kimutatták, hogy már egészen alacsony, 0,2 mg/ml jódkoncentráció is érzékelhető egy 8 mm nagyságú objektum esetében.⁹ Szintén fantomvizsgálatok során állapították meg, hogy az iteratív rekonstrukció nélküli és 60 keV alatti virtuális monoenergetikus képeknél a PCD-CT-képek kontraszt-zaj aránya 120 és 90 kVp mellett akár 55–75%-kal magasabb volt az EID-CT-felvételekhez képest.¹⁰

A PCD-CT a K-héj-képképzés révén képes az anyagspecifikus képképzésre, így különböző típusú kontrasztanyagok megkülönböztetésére is. Ennek segítségével – egyelőre csak állatkísérletekben alkalmazott – multikontraszt vizsgálatokra is lehetőség nyílik. Symons és mtsai kutya modellen végzett multikontrasztos vizsgálatban a szívizom korai és késői halmozását tanulmányozta iv.



4. ábra. Artériás fázisú sorozat (A, B) és jódterképezés (C, D) pancreasfejen adenocarcinoma PCD-CT-vizsgálata során

Megfigyelhető a kisméretű halmozás, és a jódterképen kvantifikálható a kontrasztanyag mennyisége a tumorban (0,6 mg/ml)

jód- és gadolínium alapú kontrasztanyagok egyidejű használatával. A gadolínium tartalmú kontrasztanyagot 10 perccel a PCD-CT-leképezést megelőzően, míg a jód tartalmút közvetlenül a leképezés előtt adták be intravénásan. A korai jód- és a késői gadolínium-terképek együttes megjelenítése lehetővé tette a heges és az ép szívmembrán precíz elkülönítését.¹¹ Muenzel és mtsai vastagbél fantomon végzett vizsgálatuk során a lument nem ionos jód alapú kontrasztanyaggal töltötték fel, míg a vastagbél fantom falára gadolíniummal töltött kapszulát helyeztek el, amely kontrasztanyagot halmozó polipot reprezentált. Habár hagyományos CT-képalkotással mindkét terület 110 HU denzitásúnak bizonyult, a PCD-CT spektrális képalkotása segítségével a jód- és gadolínium tartalmú képletek elkülöníthetők voltak egymástól, és meghatározható volt az abszolút koncentrációjuk is.¹² A multikontrasztos vizsgálatok nyújtotta előnyöket szintetikus májmodellen is vizsgálták: artériás

fázisú jód alapú és portális fázisú gadolínium-kontrasztanyag iv. adása mellett a cysta, a haemangioma, a hepatocellularis carcinoma és a metastasis is karakterizálható volt gadolínium- és jódterkép segítségével.¹³ In vivo nyúl kísérletben, hasonló felépítésű, kettős kontrasztos vizsgálatban a gadolínium- és a jód alapú kontrasztanyag koncentrációjának kvantitatív meghatározását végezték a májparenchymában és az arteria hepaticában a PCD-CT spektrális képalkotása segítségével.¹⁴

PCD-CT-vizsgálatok során a kontrasztanyagok használhatók célspecifikus nanorészecskékkel kombinálva is. Mivel a vese ezeket a nanorészecskéket nem képes kiválasztani, ezért azok 24 órát meghaladóan maradnak a szervezetben, specifikus sejteket célozva. Míg a hagyományos CT-képalkotás ezeket a jelölt részecskéket alacsony koncentrációjuk miatt nem képes kimutatni, a PCD-CT a K-héj-képalkotó technológia segítségével viszont képes lehet azonosítani azokat. In vitro és

in vivo vizsgálatokban arany nanorészecskével jelölt luteinizáló hormon releasing-hormon fokozott felvételét mutatták ki petefészekdaganat sejtjeiben spektrális PCD-CT segítségével.¹⁵ Szintén in vitro vizsgálat bizonyította, hogy arany nanorészecskével jelölt monoklonális antitestek lymphomasejtekben és emlőcarcinoma-sejtekben történő felvétele meghatározható és kvantifikálható spektrális PCD-CT segítségével.¹⁶ Ez, a jelenleg még kutatási fázisban lévő, de ígéretes spektrális molekuláris képalkotó módszer elősegítheti a tumorok heterogenitásának meghatározását és a hatékonyabb, személyre szabott terápia megtervezését daganatos betegségekben.

A fotonzámláló detektoros CT klinikai felhasználása

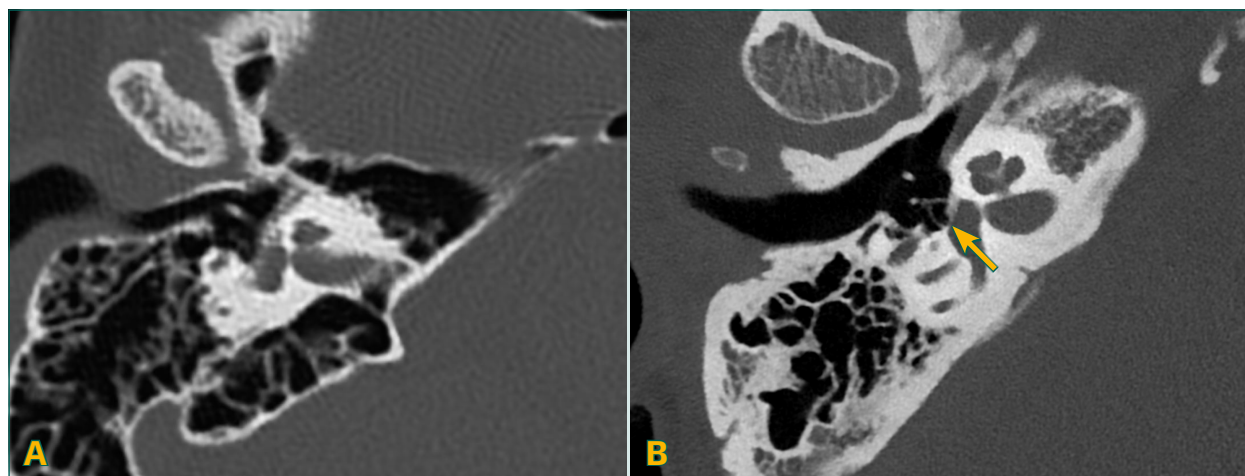
Fej-nyaki képalkotás

A rutin klinikai CT-képalkotás térbeli felbontásának alsó határértéke 0,5–0,6 mm.¹⁷ A klinikailag releváns temporalis csontszerkezetek azonban szubmilliméteres méretűek, ezért nagy felbontású képalkotást tesznek szükségessé. A temporalis csont nagy felbontású CT (HRCT)-vel való vizsgálata nagy sugárdózist igényel: intézetünkben a belső fül hagyományos EID-CT-n készült HRCT-vizsgálatában az átlag DLP 760 mGy·cm.

A PCD-CT-leképezés nagyobb térbeli felbontást biztosít jelentősen kisebb sugárdózis mellett (5. ábra): a sugárterhelés a hagyományos energiaintegráló detektorokkal készült felvételekhez képest jelentősen csökkent,¹⁸ intézetünkben az átlag DLP 230 mGy·cm.

A cochlearis implantációt megelőzően végzett, preoperatív PCD-CT-vizsgálat lehetővé teszi a temporalis csont finom anatómiai struktúráinak értékelését, vizualizálja a csontos labirintus legapróbb részleteit is. Cochlearis idegapláziában – az ismert szűkebb belső hallójárat csatorna mellett – modiolus-hiperattenuáció látható, melynek precíz leképezése fontos, mivel akár ki is zárhatja a sikeres cochlearis implantáció lehetőségét.¹⁹ Hasonlóképpen, a hallócsontláncolat integritásának megállapítása kulcsfontosságú a konduktív halláskárosodás értékelése során, a kiváló térbeli felbontású képalkotás ebben is segít. Zhou és mtsai kimutatták, hogy olyan kisebb, temporalis csontot érintő rendellenességek kimutatásában is felülmúlja a PCD-CT-képalkotás a hagyományos EID-CT-t, mint az otosclerosis, az osteolysis és a tympanosclerosis.¹⁸

A sugárkeményedési műtermékek csökkentésével a PCD-CT segíti az arteria carotis interna belső, csonthoz közel elhelyezkedő szegmenseinek képalkotását,²⁰ a cochlearis implantáció után kialakuló intercochlearis sclerosis megítélését és a cochlearis implantáció kiértékelését²¹ (6. ábra).



5. ábra. Diszkrét feneztrális otosclerosis leképezése két, 30-as éveiben járó betegben hagyományos EID-CT-készülékkel, 0,63 mm szeletvastagsággal (A) és PCD-CT-vel, 0,2 mm szeletvastagsággal (B) Megfigyelhető a PCD-CT-vel készült felvételen a szubmilliméteres eltérések kiváló karakterizálhatósága. Az ionizáló sugárterhelés mértékét mutató átlag Dose Length Product (DLP) a PCD-CT esetében 230 mGy·cm, míg az EID-CT esetében 760 mGy·cm volt.

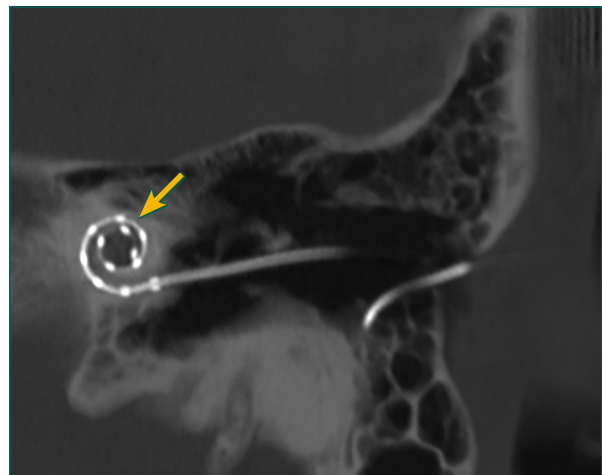
A gége- és hypopharynx-tumorok stádiummeghatározásánál elengedhetetlen a gégeporc-invázió mértékének meghatározása. Mivel a hagyományos CT-felvételeken a nem csontosodott gégeporc denzitása hasonló a daganatokéhoz, az anyagszelektív képalkotás a stádiummeghatározás pontosabbá tételét eredményezheti.²² Ezen kívül az anyagszelektív képalkotás segítségével a porc szerkezetében magasabb szenzitivitással mutatható ki az aszimmetrikus sclerosis és a lysis, ami tumoros érintettséget jelez.

Mellkasi képalkotás

A mellkasi CT-vizsgálat alapvető diagnosztikai módszer a tüdődaganat kimutatására, a korai felismerés érdekében számos országban alacsony dózisu CT-protokollokon alapuló tüdőrákszűrési programokat vezettek be. Ezen szűrőprogramok diagnosztikai előnyeit azonban egyensúlyban kell tartani az ionizáló sugárzás, a felüldiagnosztizálás és az álpozitív leletek járulékos kockázatával. Ezért a csökkentett dózisu protokollok és a nagy felbontású leképezés különösen hasznos a tüdődaganat CT-alapú szűrésében.

Zhou és mtsai mellkasi fantomokon végzett vizsgálata során kimutatták, hogy a PCD-CT-képalkotás ultranagy felbontású beállítása pontosabb megítélést eredményezett a kisebb (<5 mm), spikulált kontúrú, szabálytalan alakú, értorzulással társuló tüdőnodulusok esetében.²³ Symons és mtsai tünetmentes önkéntesek vizsgálata során megállapították, hogy a csökkentett dózisu, nonkontrasztos PCD-CT-vizsgálat testtömegindextől függetlenül alacsonyabb képzajt, jobb diagnosztikai képminőséget, csökkent sugárkeményedési műterméket és a tüdőnodulusok esetében jobb kontraszt/zaj arányt biztosít.²⁴

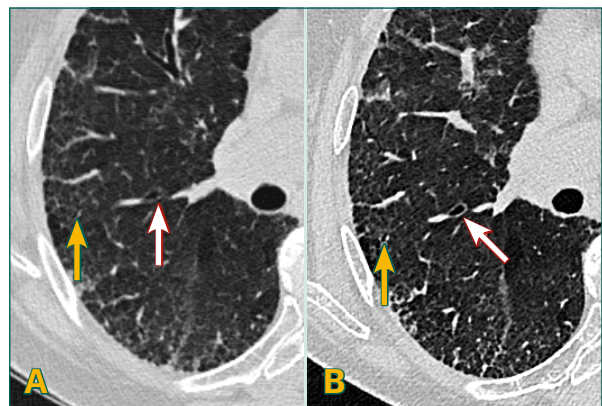
A PCD-CT másik fontos felhasználási területe lehet az interstitialis tüdőbetegségek képalkotó diagnosztikája, hiszen a finom radiomorfológiai elváltozások pontos leképezése ugyanolyan fontos szerepet játszik a diagnózisban, mint a klinikai és laboratóriumi paraméterek. A HRCT forradalmasította az interstitialis tüdőbetegségek képalkotói diagnosztikáját: a nagy térbeli felbontás elvárt követelmény az olyan kulcsfontosságú jelek azonosításához, mint az intralobuláris retikulációk, a bronchiectasia és a lépesméz-rajzolat



6. ábra. Cochlearis implantátum leképezése PCD-CT-vel egy 19 éves betegben, 0,4 mm szeletvastagsággal

Az elektródák a cochleán belül ábrázolódnak, integritásuk megtartott. A csökkentett fémes műtermékek miatt a cochlearis implantátum környezete is jól megítélhető, érdemi sugárkeményedési műtermék nem látható, a sugárdózis alacsony volt (DLP: 260 mGy·cm).

(„honeycombing”). Humán klinikai vizsgálat során két, független radiológus elemezte a nagy felbontású EID-CT és PCD-CT mellkasi képeket, és ennek alapján megállapították, hogy a harmad- és negyedrendbeli bronchusok falának megítélésében jobb minőségű leképezést biztosít



7. ábra. Krónikus hyperszenzitiv pneumonitis EID-CT (A) és 5 hónappal későbbi kontroll-PCD-CT (B) vizsgálata

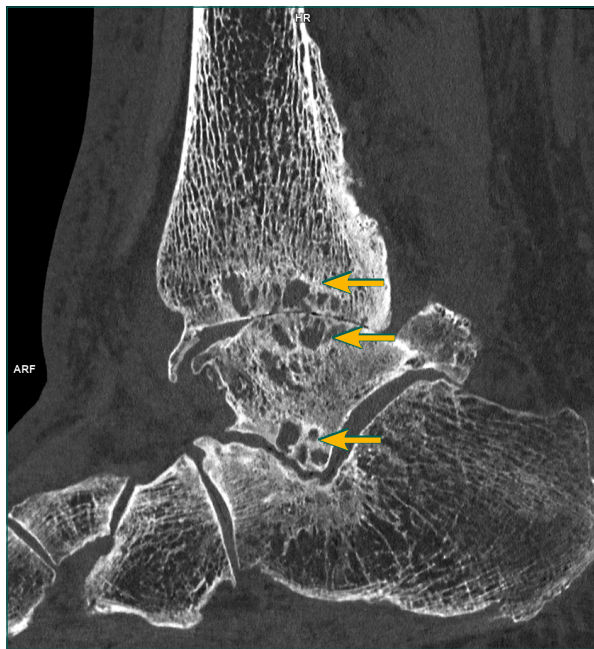
Megfigyelhető a PCD-CT jobb térbeli felbontása a bronchiectasia (fehér nyíl) és a bronchiolectasia (sárga nyíl) leképezésében, emellett a kontroll-PCD-CT-vizsgálat dózisterhelése 130 mGy·cm-rel alacsonyabb is volt.

a PCD-CT-képkalkotás²⁵ (7. ábra). Intézetünkben végzett keresztmetszeti vizsgálat igazolta, hogy az ultranagy felbontású PCD-CT-vizsgálatok részletgazdagabb leképezést biztosítanak rheumatoid arthritishez társuló interstitialis tüdőbetegségben szenvedő betegcsoportban.²⁶

A pulmonalis vascularis CT-képkalkotás fontos az érrendszert érintő tüdőbetegségek (pl. krónikus obstruktív tüdőbetegségek, krónikus thromboemboliás pulmonalis hipertónia) esetén. A PCD-CT a nagy térbeli felbontásának köszönhetően megbízhatóbban tudja kimutatni a proximális és distalis pulmonalis vascularis érintettségét, emellett a jódtérkép meghatározása segít kimutatni a keringésből kiesett tüdőterületeket.²⁷

Muszkuloszkeletális képkalkotás

Muszkuloszkeletális képkalkotásban a PCD-CT számos előnyt nyújthat. Egyrészt kiváló térbeli felbontása révén részletgazdagabban ábrázolhatók a kalcifikált és ossealis struktúrák: többek között a gyulladással eredetű eróziók, a degeneratív jellegű



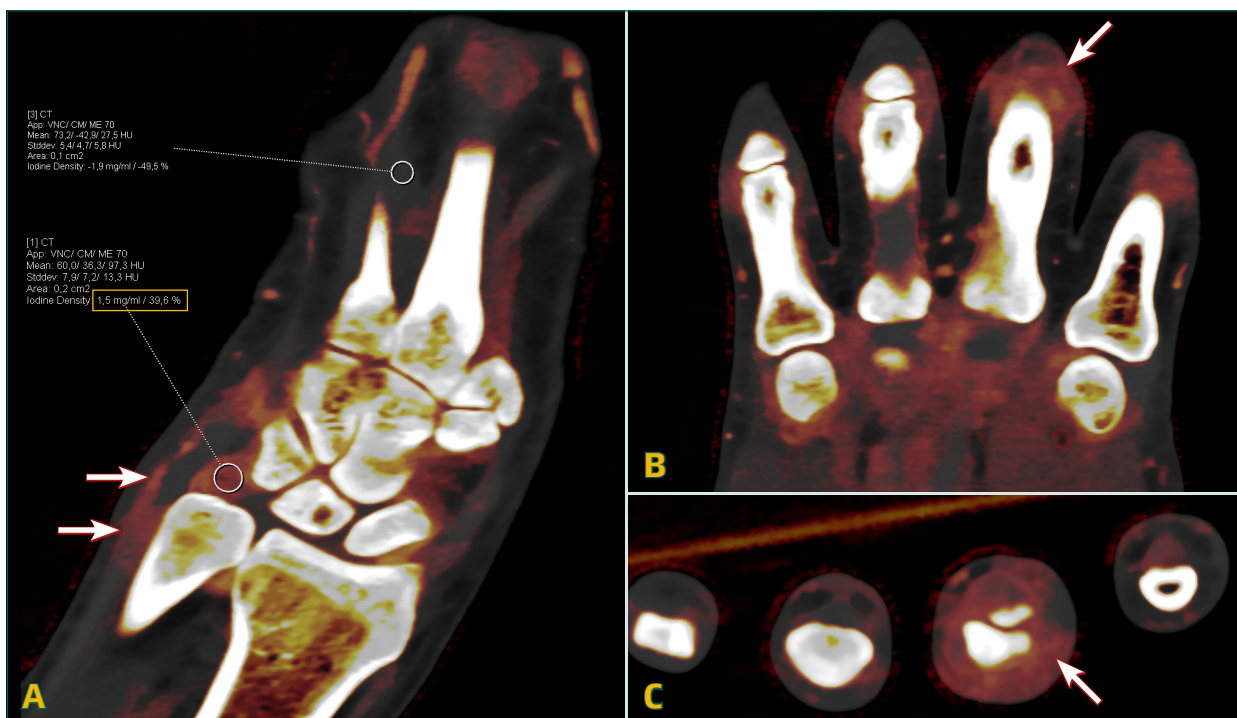
8. ábra. 39 éves beteg boka-PCD-CT-vizsgálata 0,2 mm szeletvastagsággal (DLP: 138 mGy·cm)

Az előrehaladott arthrosis jelei láthatók kiváló térbeli felbontásban: az ízületi rés beszűkülése, a subchondralis cysták és a sclerosis részletgazdagon ábrázolódnak a felső és alsó ugróízületben

eltérések (8. ábra) és a légyszöveti meszesedések. Másrészt itt a sugárkeményedési műtermékek csökkentése a csontok és protézisek melletti szövetek megítélése miatt kiemelkedő jelentőséggel bír. Emellett virtuális kalciumkivonásos rekonstrukcióval kimutathatóvá válik a csontvelődéma, ami MR-kontraindikáció esetén ortopédiai és reumatológiai kórképek diagnosztikájában kaphat szerepet. Gyulladásos arthropathiák esetében az aktivitásra utaló csontvelődéma szintén azonosítható lehet, és kimutathatóvá válnak kisebb subchondralis frakturák és egyes ízületi szabadtestek. Szkeletális térfoglalások esetében a periostealis reakció részletesebb elemzésén kívül a peritumorális ödéma is azonosíthatóvá válik, jódtérképezéssel akár a környező lágyrészek involváltsága is kimutatható.² Ezekon kívül a PCD-CT spektrális képkalkotása felhasználható lehet a kristálydepozitumok elemzésére, így szerepet játszhat a kristályarthropathiák diagnosztikájában.⁸

A fémes műtermékek csökkentése révén a posztoperatív fémes rögzítések, protézisek melletti lágyrészek – többek között a periprosztetikus „impingement” – pontosabb megítélésére is lehetőség nyílik. A PCD-CT-képek natívan is jobb légyszöveti kontraszttal rendelkeznek, mint a hagyományos CT-képkalkotás: a hidroxiprolin- és hidroxilizin-tartalmú struktúrák, mint a ligamentumok, könnyebben megítélhetők, így a szalagsérülések kimutathatóvá válhatnak. Jódtérképezés segítségével a lágyrészek gyulladással eltérései, az enthesitis és a peritendinitis válnak ábrázolhatóvá (9. ábra). A PCD-CT-képkalkotás segíti a hialinporcok eltéréseinek is a pontosabban megítélését, általa a mélyebb porcfissurák és a jelentősebb chondropathia is azonosíthatóvá válik általa.²⁸ Továbbá a csontsűrűség megállapításában és az osteoporosis diagnózisában is szerepet kaphat a PCD-CT, amennyiben az oszteodenzitometria nem elég informatív.²⁹

A PCD-CT két különböző típusú kontrasztanyag egyidejű leképezésével segítheti az osteoarthritis diagnosztikáját: Paakkari és mtsai kadáver-térdízületből vett mintákat vizsgáltak nemionos gadoliniumalapú gaditeridol és egy új, kationos jódalapú kontrasztanyag egyidejű alkalmazásával.³⁰ A gadoliniumalapú kontrasztanyag a víztartalmú struktúrákat, míg a kationos jódalapú kontrasztanyag a proteoglikántartalmú struktúrákat emelte ki. A kutatás szemléltette, hogy ez az újfajta leképezés



9. ábra. 46 éves beteg csukló-kéz régiójának PCD-CT-vizsgálata (DLP: 589 mGy·cm)

A jódterképes rekonstrukciókon látszódik, hogy a lágyrészek kiszélesedtek és fokozott kontrasztanyag-halmozást mutatnak (nyilak) az extensor carpi ulnaris mentén (tenosynovitis) (A) és a III-es PIP ízületekben (synovitis) (B, C). A magasabb jódkoncentrációt mutató területek (1,5 mg/ml) gyulladásos aktivitásra utalnak.

az osteoarthritis részletesebb képalkotásában és pontosabb követésében lehet később klinikailag is releváns.

A PCD-CT kiváló térbeli felbontása révén segíthet a kisebb ossealis metasztatikus góccok azonosításában, továbbá a valódi daganatnövekedés és az onkológiai terápiával összefüggő szklerotikus elváltozások elkülönítésében.³¹

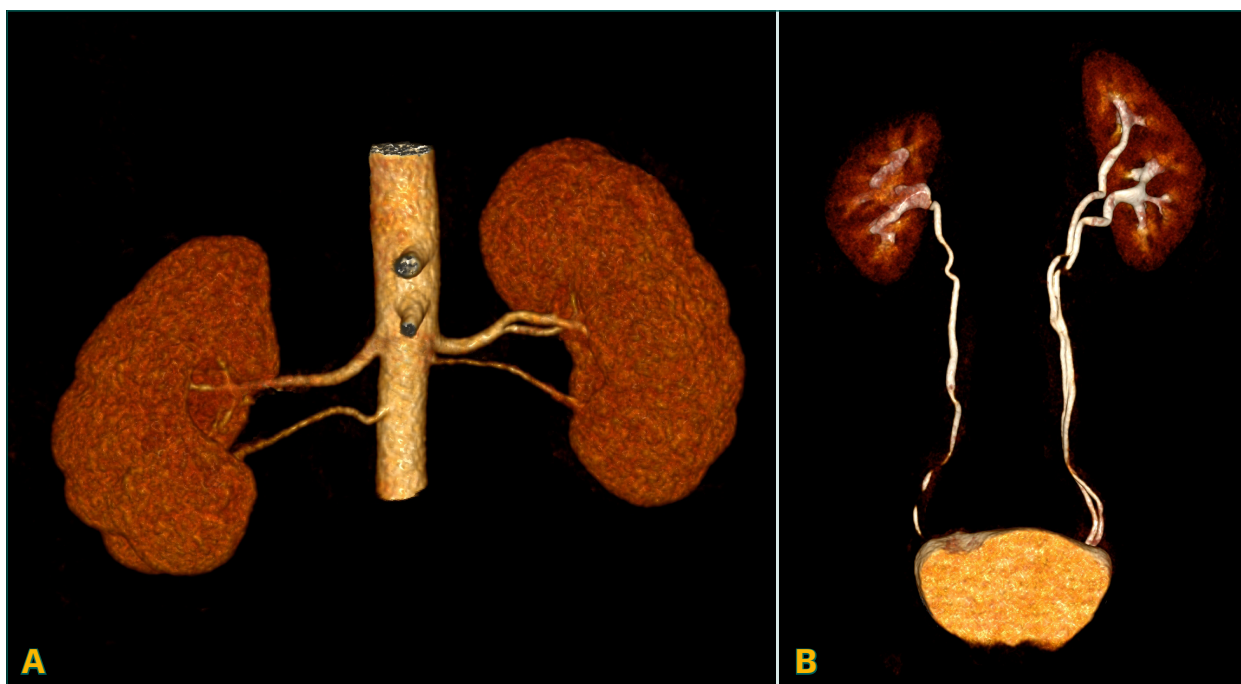
Hasi képalkotás

A CT-vizsgálatok mintegy harmadát hasi vizsgálatok adják világszerte, azonban több diagnosztikus limitációval is szembe kell nézni ezen a területen, elsősorban a pancreas képalkotása során. A hasnyálmirigy-adenocarcinoma az egyik olyan daganattípus, amelynek diagnózisa gyakran késve kerül felállításra, ráadásul a vascularis érintettség mértékének precíz meghatározása a reszekabilitás megállapításában döntő fontosságú.³² Egy közelmúltban végzett metaanalízis kimutatta, hogy a hagyományos CT szenzitivitása 91%, specificitása pedig 85% a hasnyálmirigy-daganatok kimutatásában,³³

azonban a kis méretű, izodenz adenocarcinoma – amely csak indirekt jelek formájában, a hasnyálmirigy- és epevezeték obstrukciójaként nyilvánul meg – sok esetben nem differenciálható a hagyományos CT-képeken.³⁴ A hasnyálmirigy-gyulladással kísért adenocarcinoma esetenként a stádium túlbecslését eredményezheti: az arteria mesenterica superior körüli lágyrész-megvastagodást okozhatja daganatinvázió, de akut vagy krónikus pancreatitisben is kialakulhat.³²

Neoadjuváns terápia után készült kontroll-CT-vizsgálat értelmezése szintén kihívások elé állítja a radiológusokat: nehézséget jelenthet a nekrozis, fibrózis vagy ödéma megkülönböztetése az esetleges tumorreziduumtól. A CT gyakran túlbecsüli a daganat méretét, következésképpen alulbecsüli a neoadjuváns terápia hatékonyságát. Ez bizonyos esetekben azt eredményezi, hogy az érrendszeri érintettség túlbecslése miatt a daganatot továbbra is irrezekabilisnak véleményezik.³⁵

Egyes hasnyálmirigyciszták premalignusak, és idővel mucintermelő adenocarcinomává alakulhatnak át: a nagyobb kiterjedésű cisztás elváltozások



10. ábra. 53 éves veseélődonor-jelölt többfázisú has-kismedencei kontrasztanyagós PCD-CT-vizsgálata (tDLP: 812 mGy·cm)

Az angiográfiai fázisból (A) és a késői fázisból (B) készített 3D rekonstrukciók mindkét vesében egy-egy 2 mm-es járulékos artériát mutatnak, valamint a bal oldalon kettős üregrendszer és ureter ábrázolódik.

esetében jellemzően különbséget lehet tenni a jóindulatú és a premalignus elváltozás között, de apró léziók vizsgálatakor a karakterizálás sok esetben korlátozott. A CT-képalkotás legújabb fejlesztéseként a fotonyszámláló technológia várhatóan képes lesz a jelenleg rutinszerűen alkalmazott CT-képalkotás számos korlátján túllépni. A nagyobb térbeli felbontás és kevesebb műtermék lehetővé teszi a vascularis érintettség pontosabb meghatározását, ami a stádiummeghatározás pontosságának növelését eredményezi.

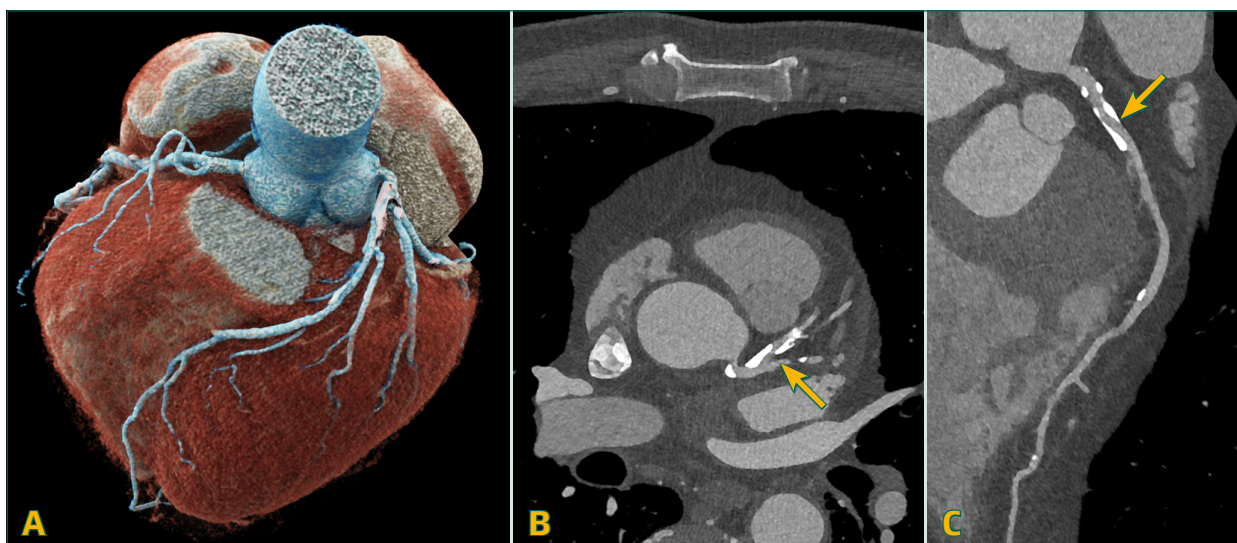
A vesék és a kiválasztórendszer leképezése szintén fontos területe lehet a PCD-CT klinikai alkalmazásának. Vesekövességben a méret, a morfológia, a lokalizáció és a kövek összetétele együttesen határozza meg a terápiás stratégiát, és a PCD-CT-képalkotás mindezekről egyidejűleg képes releváns radiológiai információt biztosítani. In vivo vizsgálatok kimutatták, hogy nagy térbeli felbontásának köszönhetően a PCD-CT kisebb (<3 mm) veseköveket is képes nagy biztonsággal kimutatni,^{36,37} emellett segíthet a kövek molekuláris összetételének meghatározásában is.³⁸ Ex vivo vizsgálat kimutatja, hogy a PCD-CT képes differenciálni egymástól

a húgysav- és ciszteinköveket, míg a kalcium-oxalát-monohidrát- és az apatitköveket nem tudta megbízhatóan elkülöníteni egymástól.

Emellett a vese anatómiájának pontos preoperatív leképezése kulcsfontosságú tényező az élődonorból történő graft laparoszkoós eltávolításánál. A laparoszkoós beavatkozás alatti korlátozott látási viszonyok miatt elengedhetetlen a transzplantáció előtt a vese érrendszerének és üregrendszerének részletes feltérképezése (10. ábra). A vesék vizsgálata jellemzően nagy ionizáló sugárterhelést jelentő, többfázisú leképezést igényel, és ennek minimalizálása az egészséges donorjelöltekben szintén fontos szempont.

Cardiovascularis képalkotás

A koszorúerek kalciumpontszámának (CAC) meghatározása számszerűsíti az atherosclerosis mértékét. Azonban a meszes plakkok pontos megítélését a hagyományos CT-képalkotásnál az ún. „blooming” műtermékek gyakran befolyásolják. A „blooming” műterméket olyan apró, de magas denzitású struktúrák, például artériák meszesedése és fémtárgyak

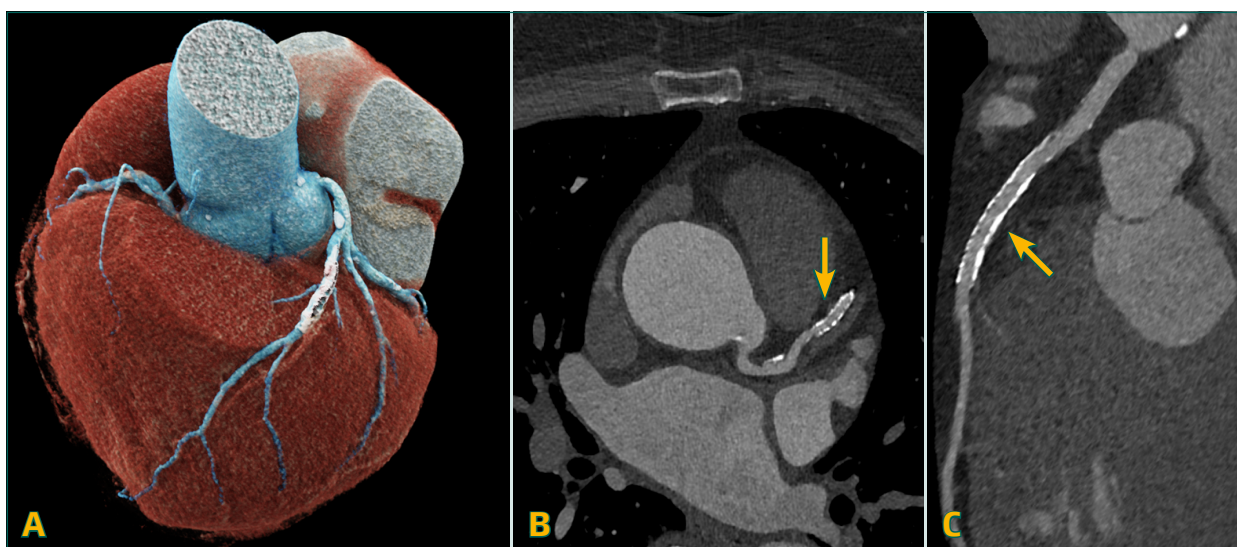


11. ábra. PCD-CT-koronarográfia 0,2 mm szeletvastagsággal egy 78 éves, magas kalciumscore-ral rendelkező betegben

3D rekonstrukció a bal koszorúér-rendszeréről (A) és multiplanáris rekonstrukciók a bal elülső leszálló koszorúerről (B, C), amelyeken kiterjedt atherosclerotikus plakkok figyelhetők meg. A rendkívül magas, 1450-et elérő kalciumscore ellenére diagnosztikus értékű vizsgálat készült, a sugárkeményedési („blooming”) műtermékek minimálisak.

okozzák, melyek ennek következtében valódi méretüknél nagyobbak tűnnek. Kutatások kimutatták, hogy a 75%-kal csökkentett sugárdózisú PCD-CAC-vizsgálatok a diagnosztikai képminőséget megőrizték és a „blooming” műterméket csökkentették az EID-CT-vizsgálatokkal összevetve³⁹ (11. ábra). A fenti

műtermékek miatt az endovascularis sztentek értékelése továbbra is korlátozott a hagyományos CT-képekalkotásban, különösen a sztent lumenének megítélése lehet bizonytalan. Ennek a diagnosztikus problémának a tekintetében is előrelépést nyújthat a PCD-CT (12. ábra); Mannil és mtsai kimutatták,



12. ábra. PCD-CT-koronarográfia 0,2 mm szeletvastagsággal egy 62 éves betegben

3D rekonstrukció a bal koszorúér-rendszeréről (A) és multiplanáris rekonstrukciók a bal elülső leszálló koszorúerről (B, C) a benne elhelyezett sztenttel. A sugárkeményedési műtermékek a sztent környezetében minimálisak, a lumen és a környező lágyrészek jól megítélhetők.

hogy a PCD-CT-leképezés 16%-kal szenzitívebben ábrázolja a sztenten belüli lument és annak esetleges szűkületeit, miközben hatékonyan csökkenti a „blooming” műtermékeket.⁴⁰

Összefoglalás

Az újonnan kifejlesztett, fotonzámláló detektoros technológián alapuló komputertomográfias képalkotás új perspektívát nyitott számos diagnosztikai terület és kórkép esetében. A térbeli felbontás javításával és az elektronikus zaj csökkentésével a leképezés valóságosabb, a diagnózis pontosabb lehet. Az ionizáló sugárdózis csökkentése révén pedig tovább javítható a betegbiztonság, aminek

a sorozatos kontroll-CT-vizsgálatokon áteső onkológiai betegek esetében van kiemelt jelentősége. A sugárkeményedési és a „blooming” műtermékek korrekciójának lehetősége fontos előnyt jelent az implantátummal, protézissel élő betegek vizsgálatakor és a CT-koronarográfias vizsgálatok során. A fenti paraméterek kvantitatív jellemző fejlesztése mellett új kvalitásokat is biztosít a PCD-CT-képkalkotás: az energiaküszöbök konfigurálhatósága lehetővé teszi a szimultán multienergiás és a virtuális nonkontrasztos képalkotást, míg a K-héj-képkalkotás lehetőséget teremt egyidejűleg alkalmazott, különböző típusú kontrasztanyagok differenciált leképezésére és ennek révén eltérő szöveti tulajdonságok szimultán vizsgálatára.

IRODALOMJEGYZÉK

1. Flohr T, Petersilka M, Henning A, Ulzheimer S, Ferda J, et al.: Photon-counting CT review. *Phys Med* 2020; 79: 126-136. doi:10.1016/j.ejomp.2020.10.030
2. Willemink M, Persson M, Pourmorteza A, Pelc N, Fleischmann D: Photon-counting CT: technical principles and clinical prospects. *Radiology* 2018; 289(2): 293-312. doi:10.1148/radiol.2018172656
3. FDA Clears First Major Imaging Device Advancement for Computed Tomography in Nearly a Decade. U.S. Food and Drug Administration. Retrieved 16 January 2022, from <https://www.fda.gov/news-events/press-announcements/fda-clears-first-major-imaging-device-advancement-computed-tomography-nearly-decade>
4. Leng S, Bruesewitz M, Tao S, Rajendran K, Halawish A, et al.: Photon-counting detector CT: System design and clinical applications of an emerging technology. *RadioGraphics* 2019; 39(3): 729-743. doi:10.1148/rg.2019180115
5. Wang J, Fleischmann D: Improving Spatial Resolution at CT: Development, Benefits, and Pitfalls. *Radiology* 2018; 289(1): 261-262. doi:10.1148/radiol.2018181156
6. Yu Z, Leng S, Kappler S, Hahn K, Li Z, et al.: 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. *J Med Imag* 2016; 3(4): 043503. doi:10.1117/1.JMI.3.4.043503
7. Boas F, Fleischmann D: CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging Med* 2012; 4(2): 229-240. doi:10.2217/iim.12.13
8. Rajiah P, Parakh A, Kay F, Baruah D, Kambadakone A, et al.: Update on multienergy CT: physics, principles, and applications. *RadioGraphics* 2020; 40(5): 1284-1308. doi:10.1148/rg.2020200038
9. Zhou W, Schornak R, Michalak G, Weaver J, Abdurakhimova D, et al.: Determination of optimal image type and lowest detectable concentration for iodine detection on a photon counting detector-based multi-energy CT system. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng* 2018; 10573: 105734U. doi:10.1117/12.2294949
10. Booiy R, van der Werf NR, Dijkshoorn ML, van der Lugt A, van Straten M: Assessment of iodine contrast-to-noise ratio in virtual monoenergetic images reconstructed from dual-source energy-integrating CT and photon-counting CT data. *Diagnostics (Basel)* 2022; 12(6): 1467. doi:10.3390/diagnostics12061467
11. Symons R, Cork T, Lakshmanan M, Evers R, Davies-Venn C, et al.: Dual-contrast agent photon-counting computed tomography of the heart: initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging* 2017; 33(8): 1253-1261. doi:10.1007/s10554-017-1104-4
12. Muenzel D, Bar-Ness D, Roessl E, Bleviss I, Bartels M, et al.: Spectral photon-counting CT: Initial experience with dual-contrast agent K-edge colonography. *Radiology* 2017; 283(3): 723-728. doi:10.1148/radiol.2016160890
13. Muenzel D, Daerr H, Proksa R, Fingerle A, Kopp F, et al.: Simultaneous dual-contrast multi-phase liver imaging using spectral photon-counting computed tomography: A proof-of-concept study. *Eur Radiol Exp* 2017; 1(1): 25. doi:10.1186/s41747-017-0030-5
14. Si-Mohamed S, Tatarde-Leitman V, Laugerette A, Sigovan M, Pfeiffer D, et al.: Spectral photon-counting computed tomography (SPCCT): In-vivo single-acquisition multi-phase liver imaging with a dual contrast agent protocol. *Sci Rep* 2019; 9(1): 8458. doi:10.1038/s41598-019-44821-z
15. Kumar D, Moghiseh M, Chitcholtan K, Mutreja I, Lowe C, et al.: LHRH conjugated gold nanoparticles assisted efficient ovarian cancer targeting evaluated via spectral photon-counting CT imaging: a proof-of-concept research. *J Mater Chem B* 2023; 11(9): 1916-1928. doi:10.1039/D3TB90088F
16. Moghiseh M, Lowe C, Lewis JG, Kumar D, Butler A, et al.: Spectral photon-counting molecular imaging for quantification of monoclonal antibody-conjugated gold nanoparticles targeted to lymphoma and breast cancer: an in vitro study. *Contrast Media Mol Imaging* 2018; 2018: 2136840. doi:10.1155/2018/2136840
17. Flohr T, Ulzheimer S, Petersilka M, Schmidt B: Basic principles and clinical potential of photon-counting detector CT. *Chin J Acad Radiol* 2020; 3(1): 19-34. doi:10.1007/s42058-020-00029-z

18. Zhou, W, Lane J, Carlson M, Bruesewitz M, Witte R, et al.: Comparison of a photon-counting-detector ct with an energy-integrating-detector ct for temporal bone imaging: A cadaveric study. *Am J Neuroradiol* 2020; 39(9): 1733-1738. doi:10.3174/ajnr.A5768
19. Glastonbury CM, Davidson HC, Harnsberger HR, Butler J, Kertesz TR, et al.: Imaging findings of cochlear nerve deficiency. *Am J Neuroradiol* 2002; 23(4): 635-643. PMID: PMC7975095.
20. Symons R, Reich D, Bagheri M, Cork T, Krauss B, et al.: Photon-counting computed tomography for vascular imaging of the head and neck. *Invest Radiol* 2018; 53(3): 135-142. doi:10.1097/RLI.0000000000000418
21. Heutink, F, Klabbers T, Huinck W, Lucev F, van der Woude W, et al.: Ultra-high-resolution CT to detect intracochlear new bone formation after cochlear implantation. *Radiology* 2022; 302(3): 605-612. doi:10.1148/radiol.211400
22. Kuno H, Onaya H, Iwata R, Kobayashi T, Fujii S, et al.: Evaluation of cartilage invasion by laryngeal and hypolaryngeal squamous cell carcinoma with dual-energy CT. *Radiology* 2012; 265: 488-496. doi:10.1148/radiol.12111719
23. Zhou W, Montoya J, Gutjahr R, Ferrero A, Halaweish A, Kappler S, et al.: Lung nodule volume quantification and shape differentiation with an ultra-high resolution technique on a photon-counting detector computed tomography system. *J Med Imaging* 2017; 4(04): 1. doi:10.1117/1.JMI.4.4.043502
24. Symons R, Pourmorteza A, Sandfort V, Ahlman M, Cropper T, et al.: Feasibility of dose-reduced chest ct with photon-counting detectors: Initial results in humans. *Radiology* 2018; 285(3): 980-989. doi:10.1148/radiol.2017162587
25. Bartlett D, Koo C, Bartholmai B, Rajendran K, Weaver J, et al.: High-resolution chest computed tomography imaging of the lungs: Impact of 1024 matrix reconstruction and photon-counting-detector CT. *Invest Radiol* 2019; 54(3): 129-137. doi:10.1097/RLI.0000000000000524
26. Marton N, Gyebnar J, Fritsch K, Majnik J, Nagy G, et al.: Photon-counting computed tomography in the assessment of rheumatoid arthritis-associated interstitial lung disease: an initial experience. *Diagn Interv Radiol* 2023; 29: 291-299. doi:10.4274/dir.2023.22195
27. Si-Mohamed SA, Miallhes J, Rodesch P-A, Bocalini S, Lacombe H, et al.: Spectral photon-counting CT technology in chest imaging. *J Clin Med* 2021; 10: 5757. doi:10.3390/jcm10245757
28. Chappard C, Abascal J, Olivier C, Si-Mohamed S, Bousset L, et al.: Virtual monoenergetic images from photon-counting spectral computed tomography to assess knee osteoarthritis. *Eur Radiol Exp* 2022; 6(10). doi:10.1186/s41747-021-00261-x
29. Nowak T, Eberhard M, Schmidt B, Frey D, Distler O, et al.: Bone mineral density quantification from localizer radiographs: Accuracy and precision of energy-integrating detector CT and photon-counting detector CT. *Radiology* 2021; 298(1): 147-152. doi:10.1148/radiol.2020202767
30. Paakkari P, Inkinen SI, Honkanen MKM, Prakash M, Shaikh Ret al.: Quantitative dual contrast photon-counting computed tomography for assessment of articular cartilage health. *Sci Rep* 2021; 11: 5556. doi:10.1038/s41598-021-84800-x
31. Tortora M, Gemini L, D'Iglio I, Ugga L, Spadarella G, et al.: Spectral photon-counting computed tomography: A review on technical principles and clinical applications. *J Imaging* 2022; 8(4): 112. doi:10.3390/jimaging8040112
32. Miura F, Takada T, Amano H, Yoshida M, Furui S, et al.: Diagnosis of pancreatic cancer. *HPB (Oxford)* 2006; 8(5): 337-342. doi:10.1080/13651820500540949
33. Bipat S, Phoa S, van Delden O, Bossuyt P, Gouma D, et al.: Ultrasonography, computed tomography and magnetic resonance imaging for diagnosis and determining resectability of pancreatic adenocarcinoma. *J Comput Assist Tomogr* 2005; 29(4): 438-445. doi:10.1097/01.rct.0000164513.23407.b3
34. Yoon S, Lee J, Cho J, Lee K, Kim J, et al.: Small (<20 mm) pancreatic adenocarcinomas: analysis of enhancement patterns and secondary signs with multiphasic multidetector CT. *Radiology* 2011; 259(2): 442-452. doi:10.1148/radiol.11101133
35. Cassinotto C, Mouries A, Lafourcade J, Terrebbonne E, Belleannée G, et al.: Locally advanced pancreatic adenocarcinoma: Reassessment of response with CT after neoadjuvant chemotherapy and radiation therapy. *Radiology* 2014; 273(1): 108-116. doi:10.1148/radiol.14132914
36. Marcus RP, Fletcher JG, Ferrero A, Leng S, Halaweish AF, Gutjahr R, et al.: Detection and characterization of renal stones by using photon-counting-based CT. *Radiology* 2018; 289: 436-442. doi:10.1148/radiol.2018180126
37. Gutjahr R, Polster C, Henning A, Kappler S, Leng S, McCollough CH, et al.: Dual energy CT kidney stone differentiation in photon counting computed tomography. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng* 2017; 10132. doi:10.1117/12.2252021
38. Wehrse E, Klein L, Rotkopf L, Wagner W, Uhrig M, et al.: Photon-counting detectors in computed tomography: from quantum physics to clinical practice. *Der Radiologe* 2021; 61(Suppl 1): 1-10. doi:10.1007/s00117-021-00812-8
39. Symons R, Sandfort V, Mallek M, Ulzheimer S, Pourmorteza A: Coronary artery calcium scoring with photon-counting CT: first in vivo human experience. *Intern J Cardiovasc Imaging* 2019; 35(4): 733-739. doi:10.1007/s10554-018-1499-6
40. Mannil M, Hicketier T, von Spiczak J, Baer M, Henning A, et al.: Photon-counting CT: high-resolution imaging of coronary stents. *Invest Radiol* 2018; 53(3): 143-149. doi:10.1097/RLI.0000000000000420