



Kliniczne zastosowania tomografii dwuenergetycznej

Clinical applications of dual energy tomography

Jakub Knurek

Wydział Farmaceutyczny, Uniwersytet Medyczny w Lublinie, tel. +48 724 507 225, e-mail: jakubknurek@umlub.pl

Wprowadzenie

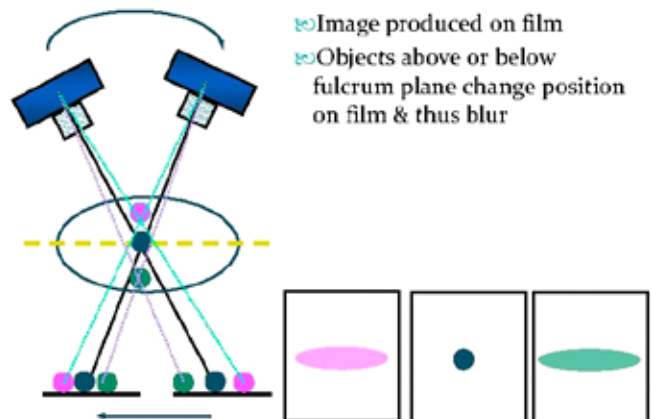
Tomografia komputerowa (TK) szybko przekształciła się z innowacyjnego i specjalistycznego narzędzia w podstawę medycyny w każdym środowisku służby zdrowia. Ogólna zasada działania współczesnego tomografu komputerowego jest bardzo prosta. Lampa rentgenowska emituje promieniowanie X, które przenika przez ciało pacjenta, a następnie rejestrowane jest przez detektor. Obliczając stosunek natężenia wiązki, którą emituje promieniowanie, do natężenia zarejestrowanej wiązki, można określić współczynnik osłabienia tejże wiązki.

Najprostszą metodą tomografii jest tomografia planarna, czyli tzw. zdjęcia warstwowe. Lampa rentgenowska przy takiej metodzie przesuwa się po linii prostej w jednym kierunku, natomiast film przesuwa się w kierunku przeciwnym. W miarę tych przesunięć lampa rentgenowska nadal emituje promieniowanie, dzięki czemu większość struktur w badanej części ciała jest zamazana przez ruch. W centrum uwagi znajdują się tylko te obiekty, które leżą w płaszczyźnie pokrywającej się z punktem obrotu linii pomiędzy lampą a filmem [1]. Schemat metody planarnej przedstawiono na rycinie 1.

Nieco bardziej skomplikowana technika, znana jako tomografia wielokierunkowa lub kołowa, daje jeszcze ostrzejszy obraz poprzez poruszanie filmem i lampą rentgenowską w układzie

kołowym lub eliptycznym. Tak długo, jak długo zarówno lampa, jak i film poruszają się synchronicznie, można uzyskać wyraźny obraz obiektów w płaszczyźnie ogniskowej. Te metody tomograficzne zostały wykorzystane do badania nerek i innych struktur brzusznych, które są otoczone tkankami o prawie takiej samej gęstości, a więc nie mogą być rozróżnione za pomocą konwencjonalnych technik rentgenowskich.

304



Ryc. 1 Schemat metody tomografii planarnej

Źródło: Ryc. 1. na podstawie I. Androulakis: The effect of heart rate on CAC scoring, University of Crete, Athens 2017, 19.

Streszczenie

Głównym celem publikacji jest wyjaśnienie i ustalenie zastosowania najnowszych technik obrazowania tomografii komputerowej w medycynie przy użyciu dwuenergetycznego źródła promieniowania. Technika ta powszechnie została wdrożona dopiero w 2005 roku ze względu na ograniczenia technologiczne, co stanowi novum w tej dziedzinie nauki.

Słowa kluczowe: tomografia dwuenergetyczna, kardiologia, nefrologia, neuroradiologia

Abstract

The main purpose of the publication is to explain and determine the application the latest tomography imaging techniques in medicine using dual energy radiation sources. This technique has been widely implemented only in 2005 due to technological limitations, which is a novelty in this field of science.

Key words: dual energy tomography, cardiology, nephrology, neuroradiology

otrzymano / received:

03.08.2021

poprawiono / corrected:

30.08.2021

zaakceptowano / accepted:

04.09.2021

Zostały one również wykorzystane do badania małych kości i innych struktur ucha, które są otoczone przez stosunkowo gęstą kość skroniową [2].

Bardziej złożoną techniką, którą nazywa się tomografią komputerową (CT) lub komputerową tomografią osiową (CAT), jest technika, która została opracowana przez Godfreya Hounsfielda z Wielkiej Brytanii oraz Allena Cormacka ze Stanów Zjednoczonych na początku lat siedemdziesiątych. Od tego czasu znalazła powszechne zastosowanie. W procedurze tej wąska wiązka promieni rentgenowskich przenika przez obszar ciała. Rejestruje się ją nie na kliszy, ale poprzez detektor promieniowania jako wzór impulsów elektrycznych. Dane z takich przeskoków są przetwarzane przez komputer, który wykorzystuje informacje o absorpcji promieniowania do oceny gęstości tkanek w tysiącach punktów. Na ekranie, który przypomina telewizor, pojawiają się punkty o różnej wartości, będące wartościami gęstości, co pozwala na uzyskanie szczegółowego i przekrojowego obrazu badanej struktury wewnętrznej [3].

Za pomocą tomografii komputerowej (Ryc. 2) można zdiagnozować potencjalnie zagrażające życiu stany chorobowe, takie jak krwotok, skrzepy krwi lub rak. Wczesna diagnoza tych stanów może potencjalnie uratować życie. Jednakże tomografia komputerowa wykorzystuje promieniowanie rentgenowskie, a każde promieniowanie rentgenowskie wytwarza promieniowanie jonizujące.



Ryc. 2 Tomograf komputerowy

Źródło: ZnanyLekarz.pl, Tomografia komputerowa z kontrastem – na czym polega, jak się przygotowac, <https://badania.znanylekarz.pl/blog/tomografia-komputerowa-z-kontrastem-na-czym-polega-jak-sie-przygotowac/>

Promieniowanie jonizujące może potencjalnie powodować biologiczne skutki w żywych tkankach. Jest to ryzyko, które zwiększa się wraz z liczbą ekspozycji zsumowanych w ciągu całego życia danej osoby. Ryzyko zachorowania na raka w wyniku narażenia na promieniowanie jest jednak na ogół niewielkie [3].

W przypadku konwencjonalnej, jednoenergetycznej tomografii komputerowej (SECT) wiązka polichromatyczna jest emitowana przez jedno źródło (lampę rentgenowską), przechodzi przez pacjenta, co powoduje tłumienie wiązki i jest

przechwytywana przez szereg komórek detekcyjnych. Uzyskane dane projekcyjne, po wstępnym przetworzeniu i rekonstrukcji za pomocą zaawansowanych algorytmów komputerowych, są wykorzystywane do interpretacji diagnostycznej. Z drugiej strony, dzięki technologii DECT (*dual energy computed tomography*), dane projekcyjne są uzyskiwane dla 2 różnych widm energii zamiast dla jednego, a uzyskane informacje są następnie mieszane w celu stworzenia obrazów do rutynowej interpretacji diagnostycznej. Główną zaletą DECT w porównaniu z SECT jest to, że dzięki pozyskiwaniu danych dla 2 różnych widm energii możliwe jest wykorzystanie zaawansowanych algorytmów komputerowych do łączenia różnych danych energetycznych w celu oceny tłumienia tkanki przy różnych energiach, a nie przy jednej efektywnej energii. Ponieważ różne rodzaje materiałów i testów tkankowych osłabiają promieniowanie rentgenowskie, w różnych energiach w zależności od ich składu pierwiastkowego, DECT może być stosowany do przeprowadzania charakterystyki tkanek w sposób wykraczający poza to, co jest możliwe przy konwencjonalnym SECT. W celu pomyślnego wykonania skanowania DECT i charakterystyki materiału należy wziąć pod uwagę następujące podstawowe względy związane z typem skanera i scharakteryzowanymi tkankami [4].

Podwójna energia TK, znana również jako spektralna TK, jest techniką tomografii komputerowej, która wykorzystuje dwa oddzielne widma energii fotonów rentgenowskich, pozwalając na prześwietlenie materiałów, które mają różne właściwości tłumienia przy różnych energiach. Podczas gdy konwencjonalna tomografia komputerowa z pojedynczą energią daje jeden zestaw obrazów, dane o podwójnej energii (wartości tłumienia przy dwóch widmach energii) mogą być wykorzystane do rekonstrukcji wielu typów obrazów: średnie ważone obrazy (symulujące widma pojedynczej energii), wirtualne obrazy monoenergetyczne (tłumienie przy pojedynczej energii fotonu zamiast widma), obrazy rozkładu materiału (mapowanie lub usuwanie substancji o znanych właściwościach tłumienia, takich jak jod, wapń lub kwas moczowy), wirtualne obrazy bez kontrastu (usuwanie jodu), stężenie jodu (mapy jodu), tłumienie wapnia (usuwanie wapnia), tłumienie kwasu moczowego (usuwanie kwasu moczowego), mapy gęstości elektronów i efektywnej liczby atomowej jako techniki akwizycji. Istnieją różne technologie akwizycji DECT dostępne u różnych dostawców [4].

Wirtualne obrazowanie bez wzmocnienia kontrastowego

W tomografii komputerowej z podwójną energią, oprócz informacji specyficznych dla danego materiału, można również syntetyzować monoenergetyczne obrazy przy różnych energiach, które mogą być wykorzystywane do rutynowej diagnostyki podobnej do konwencjonalnych obrazów polienergetycznych uzyskiwanych przy pojedynczym potencjale lampy rentgenowskiej. Obrazy te zmniejszają artefakty utwardzające wiązkę, nawet w przypadku zastosowania metod opartych na zdjęciach. Ze



względem na gwałtowny wzrost tłumienia jodu powyżej 33 keV, sygnał jodu wzrasta dla energii fotonów, które są nieco powyżej 33 keV. Optymalna energia, przy której można dokonać syntezy wirtualnego monoenergetycznego obrazu, zależy od kilku czynników, w tym od wielkości pacjenta i wykorzystania metod redukcji szumów energetycznych w celu rozwiązania problemu wzrostu szumów, które w przeciwnym razie wystąpiłyby przy niższych ustawieniach energetycznych. W praktyce optymalny stosunek kontrastu do szumu dla jodu występuje przy wirtualnych monoenergetycznych energiach 40-70 keV [5].

Metoda ta wymaga dwuźródłowego systemu TK, w którym każda lampa rentgenowska wytwarza różne widma energii promieniowania rentgenowskiego. Najbardziej uderzającą zaletą tej metody jest to, że napięcie lampy, prąd lampy i filtr są regulowane, aby zmaksymalizować dwuenergetyczny kontrast spektralny i wydajność dawki promieniowania w zależności od wielkości ciała pacjenta i celu diagnostycznego. Dla pierwszej (80 kVp/140 kVp), drugiej (dodatkowo dostępne pary: 80 kVp/140 Sn kVp, 100 kVp/140 Sn kVp) i trzeciej (dodatkowo dostępne pary) dostępne są różne kombinacje napięcia lampy z filtrem cynowym lub bez niego: 70 kVp/150 Sn kVp, 80 kVp/150 Sn kVp, 90 kVp/150 Sn kVp, 100 kVp/150 Sn kVp generacji dwuźródłowego systemu CT, ze stopniowym wzrostem wielkości dwuźródłowej separacji widmowej od pierwszej do trzeciej generacji [5].

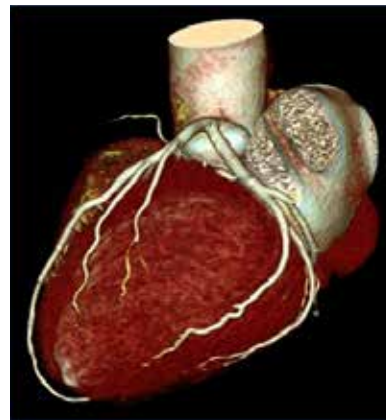
Spośród nich połączenie 70 kVp i 150 kVp z filtrem cynowym dostępnym w tomografii komputerowej trzeciej generacji o podwójnym źródle energii zapewnia obecnie najwyższy dwuenergetyczny kontrast spektralny i wydaje się być szczególnie użyteczne w ocenie małych elementów ciała, takich jak badanie całego ciała u dzieci lub kończyn u dorosłych. Jednak promieniowanie rozproszone poprzecznie nieuchronnie pogarsza jakość obrazu TK o podwójnej energii ze względu na unikalną ortogonalną geometrię pomiędzy dwiema parami rurki-czujnika; co więcej, niekorzystny efekt może nie zostać całkowicie wyeliminowany pomimo użycia niewielkiej ilości elementów detekcyjnych do pomiaru i korekty promieniowania rozproszonego poprzecznie. Przesunięcie kątowe (około 90° dla pierwszej generacji oraz 95° dla drugiej i trzeciej generacji) pomiędzy dwoma rurkami powoduje niewielką różnicę czasową, która może być rozpoznana jako artefakty ruchu i wokółty szybko poruszających się struktur, takich jak serce [5].

Przetwarzanie dwuenergetyczne typu projekcja-domena jest trudne do wykonania ze względu na różnicę czasową pomiędzy dwoma zestawami danych projekcyjnych, dlatego też do rekonstrukcji obrazów dwuenergetycznych w metodzie wymagany jest algorytm oparty na obrazie. Ze względu na mniejszy detektor, pole widzenia (FOV) TK dwuenergetycznej jest ograniczone do 26, 33 lub 35 cm w zależności od generacji systemu TK dwuźródłowego. Niemniej jednak docelowy organ lub struktura znajduje się zwykle w polu widzenia dwuenergetycznego FOV, a anatomia poza polem widzenia dwuenergetycznego FOV może być oceniona, ponieważ większe dane z detektora są dostępne do rekonstrukcji obrazu [5].

Ocena naczyń wieńcowych w kardiologii

Najnowsze wytyczne dotyczące właściwego stosowania TK serca obejmują ocenę choroby wieńcowej, morfologię serca, struktury wewnątrz- i zewnątrzsercowe oraz ocenę czynnościową i strukturalną mięśnia sercowego w określonych warunkach. Oprócz CTA wieńcowego coraz większego znaczenia nabierają nowe zastosowania, takie jak obliczanie rezerwy frakcyjnej przepływu wywołanego TK (CT-FFR), ocena funkcji mięśnia sercowego i obrazowanie perfuzji, a także planowanie przedinterwencyjne w chorobie zastawek serca czy uprzednia ablacja żył płucnych w migotaniu przedsionków. Szczególnie te zastosowania pozaustrojowe cieszą się coraz większym zainteresowaniem w dziedzinie TK serca i oczekuje się, że będą stopniowo wprowadzane do codziennej rutyny klinicznej [5].

TK jest wykorzystywana do: a) angiografii wieńcowej (CTA), (Ryc. 3) oraz b) punktacji wapnia wieńcowego (Ryc. 4).



Ryc. 3 Badanie tomograficzne tętnic wieńcowych z podaniem kontrastu do naczyń wieńcowych

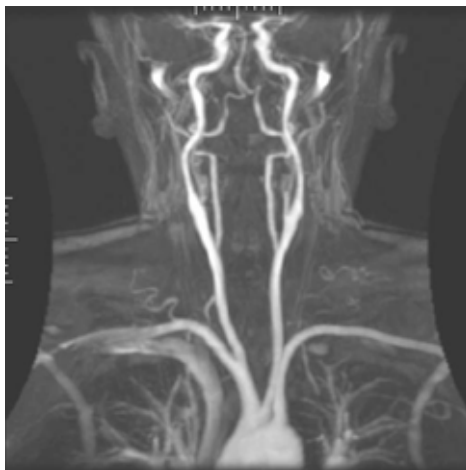
Źródło: M. Kostkiewicz: Na czym polega tomografia komputerowa tętnic wieńcowych?, Departament Rodziny, Zdrowia i Spraw Społecznych Urząd Marszałkowski Województwa Małopolskiego, <https://www.profilaktykawmalopolsce.pl/centrum-wiedzy/975-na-czym-polega-tomografia-komputerowa-tetnic-wiencowych>



Ryc. 4 Ocena uwapnienia tętnic wieńcowych (Calcium Score). Wskaźnik uwapnienia wg skali Agatston – 659, który oznacza wysokie ryzyko obecności zwężeń i przyszłych chorób wieńcowych. Strzałkami oznaczono zwapnienia w tętnicach wieńcowych

Źródło: Ryc. 4. A. Lenart-Migdalska: Co to jest wskaźnik Calcium-score tętnic wieńcowych i jakie ma zastosowanie?, Departament Rodziny, Zdrowia i Spraw Społecznych Urząd Marszałkowski Województwa Małopolskiego, <https://www.profilaktykawmalopolsce.pl/centrum-wiedzy/861-co-to-jest-wskaznik-calcium-score-tetnic-wiencowych-i-jakie-ma-zastosowanie>

Tętnice wieńcowe są konwencjonalnie wizualizowane za pomocą inwazyjnej angiografii wieńcowej, która wymaga wprowadzenia bardzo małej rurki (cewnika) do naczynia krwionośnego w pachwinie lub ramieniu, wstrzyknięcia środka kontrastowego, gdy końcówka cewnika znajduje się w pożądanym miejscu, oraz wykonania zdjęć pod kontrolą rentgena (Ryc. 5).



Ryc. 5 Obraz uzyskany za pomocą angiografii MR

Źródło: Ofir Glazer, Bio-Medical Engineering Department, Tel-Aviv University, Israel. Part of M.Sc. final project, tutored by Dr. Hayit Greenspan.

Tętnice wieńcowe mogą być alternatywnie wizualizowane za pomocą nowoczesnej tomografii komputerowej. Zazwyczaj robi się to za pomocą wielodetektorowej TK (MDCT), ale wcześniej również za pomocą TK z wiązką elektronów (EBCT) [7].

Podobnie ocena zwapnień wieńcowych jest wykonywana albo przy użyciu MDCT (wcześniej również przy użyciu EBCT). Zwapnienie wieńcowe jest zwykle definiowane jako tablica składająca się z co najmniej 3 kolejnych pikseli (typowa powierzchnia około 1 mm²) o gęstości większej lub równej 130 jednostek Hounsfielda. W wielu obecnych zastosowaniach angiograficznych TK 16 skanerów MDCT stanowi minimalny poziom potrzebnej technologii, a 64 skanery plasterkowe są potrzebne do dobrej wizualizacji zmian chorobowych. Obecne badania wskazują, że 64-krawędziowa angiografia TK jest bardzo dokładna przy wykluczeniu znacznego zwężenia tętnic wieńcowych (> 50% zwężenia luminalnego), a ujemne wartości predykcyjne przekraczają 95%, chyba że występuje duże zwapnienie tętnic [6].

Ocena układu moczowego w kamicy nerkowej

Ostra bolesność lędźwiowa spowodowana kamiką nerkową lub moczowodową jest częstym rozpoznaniem na oddziale ratunkowym. Sam kamień w nerce nie daje podstaw do postępowania w nagłych wypadkach poza kontekstem nałożonego zakażenia, ale kamień uderzony w obrębie moczowodu wymaga szybkiej diagnozy, skierowania urologicznego i pilnej interwencji

w określonych okolicznościach. Klasyczne objawy kliniczne kolki moczowodowej, takie jak ból lędźwiowy, który promieniuje do pachwiny, wymioty i mikroskopijny krwiak, często nakładają się na inne objawy kliniczne, takie jak odmiedniczkowe zapalenie nerek, zapalenie wyrostka robaczkowego, problemy ginekologiczne lub zapalenie uchyłków. Dlatego też obrazowanie odgrywa ważną rolę w uzyskaniu dokładnej diagnozy z tym obrazem klinicznym, tak aby pacjent mógł być szybko wprowadzony na właściwą drogę postępowania klinicznego. Większość (70%) wykrytych kamieni to szczawian wapnia i/lub skład fosforanowy, 8% to kamica kwasu moczowego, a 3% to kamica cysteinowa. Mogą one występować jako małe kamienie lub kamienie z rogówki, które wypełniają wiele układów zbiorczych. Leczenie kamicy dróg moczowych może obejmować pozaustrojową litotrypsję fal uderzeniowych, wsteczną ureteroskopię z fragmentaryzacją laserową oraz nefrolitotomię przezskórną [6].

Tomografia komputerowa z podwójną energią dostarcza nie tylko doskonałych szczegółów morfologicznych, ale może również dostarczyć informacji specyficznych dla materiału i ilościowych, które mogą być szczególnie przydatne w obrazowaniu układu moczowo-płciowego. Wykrycie kamienia w nerce lub moczowodzie w trybie nagłym jest ważne, aby pacjenci mogli zostać skierowani do terminowego postępowania klinicznego, ale równie ważna jest strategia obrazowania kontrolnego, zwłaszcza w przypadku pacjentów leczonych zachowawczo – to znaczy oczekujących na samoistne przejście kamienia. Do chwili obecnej istnieje wiele rozbieżnych podejść do monitorowania tych pacjentów. Niektóre kamienie mogą nie być uwidocznione na zdjęciu RTG zwykłym, a potencjalnie można użyć tomografii komputerowej do określenia, czy późniejsza obserwacja na zdjęciu zwykłym jest możliwa w zależności od ich widoczności na zdjęciu wstępnym na dwuenergetycznej tomografii komputerowej (Ryc. 6). Dokładne rozpoznanie obrazowe jest niezbędne, aby zapobiec konieczności poddania się przez pacjenta niepożądanej interwencji endourologicznej [6].



Ryc. 6 Tomografia komputerowa z zaznaczonym strzałkami kamieniem w moczowodzie prawym u pacjenta z kolką nerkową prawostronną

Źródło: Igor Frulenko, 2013, <http://www.urolog.info.pl/kamica-moczowodowa>

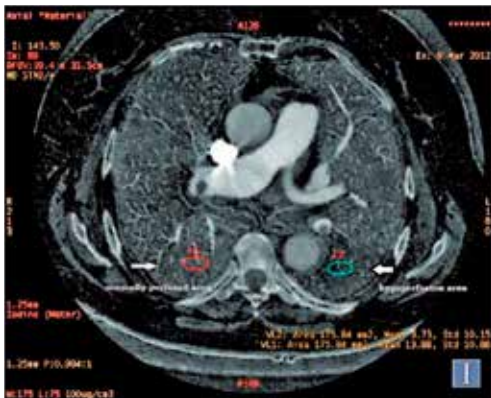


Obrazowanie substrykcyjne w neuroradiologii

Obrazowanie substrykcyjne tomografii komputerowej (SCT) jest techniką wykorzystującą programową korekcję ruchu pomiędzy tomografią niewzmocnioną a wzmacnioną w celu uzyskania dystrybucji jodu w mięszu płucnym. Technika ta została wdrożona w praktyce klinicznej do oceny perfuzji płuc w TK w angiografiach płucnej (CTPA) u pacjentów z podejrzeniem ostrej i przewlekłej zatorowości płucnej, z dopuszczalną dawką promieniowania (Ryc. 7, 8) [7, 8].



Ryc. 7 Dwuenergetyczna tomografia komputerowa. Mapa zatorowości płucnej. Kolor czerwony oznacza prawidłową perfuzję; kolor niebieski to ogniskowe ubytki perfuzji płucnej głównie w segmentach 10 obu płuc
Źródło: J. Kurcz, J. Garcarek, M. Guziński, A. Czarnecka, M. Sęsiadek: *Multislice Computed Tomography Angiography as an Imaging Modality of Choice in Patients with Suspicion of Pulmonary Embolism – Own Experiences and Modern Imaging Techniques*, *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 22, 2013, 705-713.



Ryc. 8 Dwuenergetyczna tomografia komputerowa. Stosunek stężenia jodu/woda jest wyraźnie obniżony w segmentach 10 obu płuc, co odzwierciedla zaburzenie perfuzji
Źródło: J. Kurcz, J. Garcarek, M. Guziński, A. Czarnecka, M. Sęsiadek: *Multislice Computed Tomography Angiography as an Imaging Modality of Choice in Patients with Suspicion of Pulmonary Embolism – Own Experiences and Modern Imaging Techniques*, *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 22, 2013, 705-713.

Rola neuroradiologii w diagnostyce schorzeń neuropatologicznych stale rośnie wraz z rozwojem nowoczesnych technologii. Obrazowanie przekrojowe, w tym tomografia komputerowa (TK), zrewolucjonizowało podejście diagnostyczne do patologii ośrodkowego i obwodowego układu nerwowego. Nowsze zaawansowane techniki obrazowania, w tym funkcjonalny MRI, dyfuzyjne

obrazowanie tensorowe i obrazowanie perfuzyjne, dostarczają nowych cennych informacji, które ułatwiają diagnozowanie i monitorowanie reakcji na leczenie. Znajomość badań obrazowania neuroradiologicznego i podstawowych wzorów neuroobrazowania jest zatem nieoceniona dla praktykującego neuropatologa, a neuroradiolog i neuropatolog powinni współpracować w celu dostarczenia klinicznie użytecznych informacji (Ryc. 9) [9].



Ryc. 9 Instalacja TK na sali operacyjnej zintegrowana z systemem neuronawigacji
Źródło: M. Witułski, B. Bobek-Billewicz: *Tomografia komputerowa w neuroradiologii*, *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, 14, 2008, 249-250.

Neuroradiologia przeszła ogromny rozwój w ciągu ostatnich 40 lat. Tomografia komputerowa (TK) i rezonans magnetyczny (MRI), wprowadzone do obrazowania ludzi *in vivo* odpowiednio w 1972 i 1974 roku, znacznie poprawiły nieinwazyjną diagnostykę zaburzeń ośrodkowego układu nerwowego (OUN). Metody te odgrywają również coraz większą rolę w wyborze strategii leczenia, jak również w monitorowaniu efektów leczenia. Poza obrazowaniem morfologicznym o wysokiej rozdzielczości TK i MRI mogą dostarczać informacji funkcjonalnych/fizjologicznych, np. o perfuzji mózgu, dyfuzji i aktywności neuronów. Obecnie TK i MRI są dominującymi metodami obrazowania diagnostycznego w neuroradiologii, ale dodatkowe narzędzia stanowią techniki medycyny nuklearnej. Te ostatnie metody są coraz częściej łączone z TK i MRI w celu obrazowania sekwencyjnego lub jednoczesnego, tzw. obrazowania hybrydowego, np. pozytonowej tomografii emisyjnej (PET)/CT i PET/MR [10].

Konwencjonalna angiografia, z wewnątrzżyłowym podaniem środka kontrastowego, odgrywa coraz mniejszą rolę diagnostyczną, ale jest szeroko stosowana w leczeniu wewnątrznaczyniowym tętniaków i zniekształceń tętniczo-żylnych, a także do trombektomii w ostrym udarze mózgu. Dlatego też leczenie neuroradiologiczne z wykorzystaniem cewników wewnątrznaczyniowych zastąpiło kilka bardziej inwazyjnych technik neurochirurgicznych. TK mielografia, czyli tomografia komputerowa kanału kręgowego po podaniu środka kontrastowego dożylnego, jest wykonywana tylko u chorych z przeciwwskazaniami do wykonania MRI, ponieważ jest inwazyjna i dostarcza mniej informacji niż MRI (Ryc. 10).

Konwencjonalna radiografia czaszki i kanału kręgowego dostarcza bardzo ograniczonych informacji i jest rzadko stosowana w neuroradiologii [11].

Neuropatologia i neuroradiologia mają synergistyczny wpływ na poprawę dokładności diagnostycznej różnych chorób w OUN, zwłaszcza w przypadku guzów, w których wykonuje się biopsję/wycięcie neurochirurgiczne. Ocena neuroradiologiczna potwierdza lub zmienia przedoperacyjne prawdopodobieństwo

Redukcja artefaktów w obrębie obiektów metalicznych

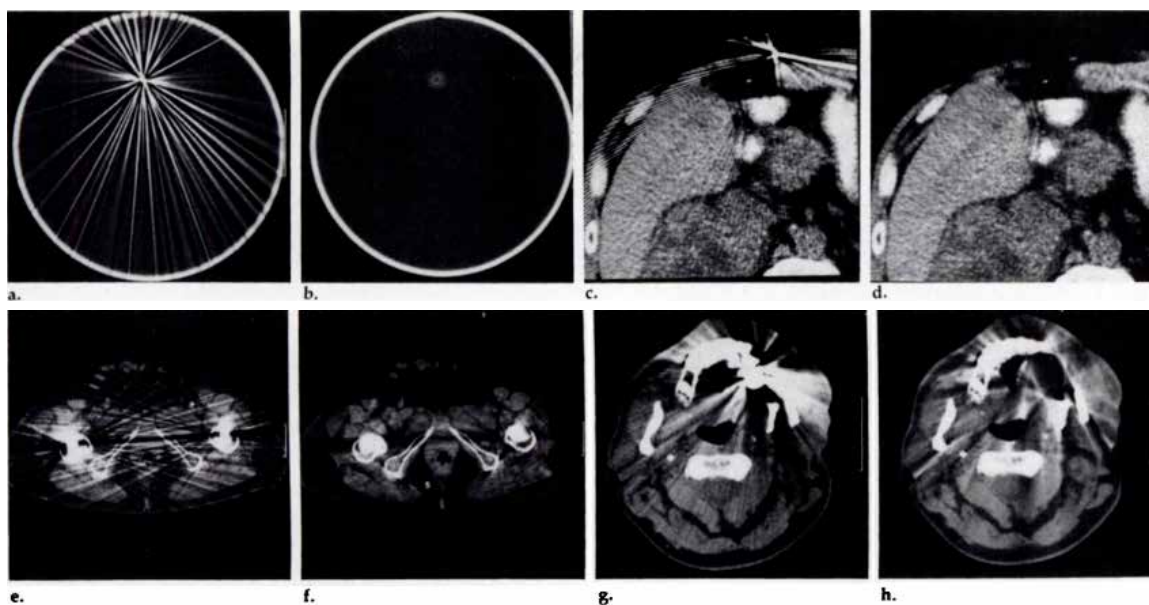


Ryc. 10 Punkcja przy zastosowaniu mielografii
 Źródło: Materiały własne.

rozpoznania neuroradiologicznego, podobnie jak wnioski obrazowe neuroradiologa mogą być pomocne w trudnych przypadkach. Wzajemna wymiana wiedzy pomiędzy neuroradiologami i neuropatologami podczas interdyscyplinarnych konferencji klinicznych ma również ogromne znaczenie dla korelacji wyników uzyskanych w obu specjalnościach. Pozwala to na zwiększenie neuroradiologicznej dokładności w ocenie obrazowej zmian patologicznych, w których nie można wykonać biopsji lub wycięcia. Innym ważnym aspektem jest współpraca naukowo-badawcza w zakresie neuropatologii i neuroradiologii, która przyspiesza wdrażanie metod analizy pierwszego planu w praktyce klinicznej [11].

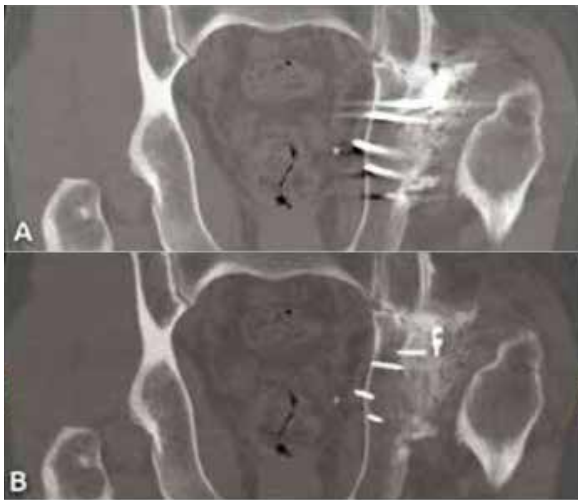
Artefakty smug z obiektów o dużej tłumienności są częstym problemem w tomografii komputerowej. Ten rodzaj artefaktów pojawia się zazwyczaj na metalowych implantach, takich jak plombi stomatologiczne, protezy biodrowe, zaimplantowane pojemniki na znaczniki i nasiona do terapii rozgałęzionej. Artefakty te nie tylko rozmywają obrazy TK i prowadzą do nieścisłości w diagnostyce, ale także utrudniają rozgraniczenie struktur anatomicznych, co jest ważne w zabiegach interwencyjnych prowadzonych pod kontrolą obrazu. Z matematycznego punktu widzenia artefakty wywodzą się z ciemnych cieni na mierzonym sinogramie, które obecne są z powodu silnego tłumienia obiektów metalowych podczas przechodzenia przez nie promieni rentgenowskich. Te „metalowe cienie” dostarczają niewiele informacji potrzebnych do rekonstrukcji obrazu. Jak radzić sobie z „brakującymi danymi”, jest istotą usuwania metalowych artefaktów podczas rekonstrukcji (Ryc. 11) [12].

W ciągu ostatnich trzech dekad zaproponowano wiele metod, aby rozwiązać opisany powyżej problem. Metody te można zasadniczo podzielić na dwie klasy. Jedną z nich jest identyfikacja skażonego metalem regionu w przestrzeni projekcyjnej, a następnie uzupełnienie brakujących danych za pomocą różnych schematów interpolacji w oparciu o niezanieczyszczone dane projekcyjne (Ryc. 12). Obrazy TK są następnie rekonstruowane z uzupełnionych danych projekcyjnych za pomocą algorytmów analitycznych typu FBP. Algorytmy oparte na interpolacji mogą przyjmować nie-realistyczne założenia co do brakujących danych, co z kolei prowadzi do wyraźnych błędów w odtwarzanych obrazach. Alternatywnie, artefakty metalowe są redukowane za pomocą opartych na modelu algorytmów rekonstrukcji iteracyjnej [12].



Ryc. 11 Skany CT obiektów o coraz bardziej złożonej geometrii. Przesuwanie zacisków chirurgicznych w fantomie wodnym (a, b) i u człowieka (c, d). Część miednicy zawiera dwa elementy metalowe (e, f). Tomografia komputerowa szczęki z wypełnieniami dentystycznymi (g, h). a, c, e i g są oryginalnymi obrazami; b, d, f i h zostały poddane redukcji artefaktów.

Źródło: Materiały własne.



Ryc. 12 Redukcja artefaktów metalicznych. A) Obraz bez redukcji artefaktów, widoczne artefakty uniemożliwiające prawidłową ocenę. B) Zastosowanie tomografii wieloenergetycznej wraz z algorytmami redukcji artefaktów (MARs) – brak artefaktów umożliwia prawidłową ocenę zmian
Źródło: [13].

Cienie metalowe są ręcznie lub automatycznie segmentowane w dziedzinie projekcji, a rekonstrukcja iteracyjna jest stosowana w celu lepszej interpretacji regionów z niekompletną bazą danych projekcji na podstawie niektórych czynników fizycznych. W porównaniu z algorytmami rekonstrukcji analitycznej, technika iteracyjna skuteczniej wykorzystuje wcześniejszą wiedzę o fizyce obrazu, właściwościach szumu i geometrii obrazu systemu, co pozwala na uzyskanie lepszych obrazów. Skuteczność metody może jednak ucierpieć z powodu niedokładności segmentacji obiektu metalowego w przestrzeni projekcyjnej. Istnieje również kilka indywidualnych technik redukcji artefaktów metalowych, ale podejście systemowe jest bardzo pożądane [14].

Niezbędnym krokiem w celu zapewnienia powodzenia iteracyjnego skanowania TK jest wiedza na temat kształtu i lokalizacji, a czasem nawet współczynników tłumienia metalowych obiektów w dziedzinie obrazu. Jedną z takich metod jest metoda rekonstrukcji obrazu zdolna do autoidentyfikacji kształtu i lokalizacji metalowych obiektów w przestrzeni obrazu w oparciu o metodę najmniejszych kwadratów ważonych (PWLS). Uzyskany obraz binarny zawiera tylko metal i tło, a projekcja obrazu do przestrzeni projekcyjnej zapewnia dokładną informację o uszkodzeniu metalu w projekcji. W tej pracy opracowaliśmy metodę optymalizacji o ograniczonym zakresie, która pozwala na efektywne wykorzystanie tych informacji do określenia rozkładu gęstości tkanki w pozostałej części skanowanego pacjenta [12].

Algorytmy rekonstrukcji iteracyjnej oparte na statystykach są zwykle formułowane jako nieskrępowane modele optymalizacji, które minimalizują lub maksymalizują funkcję kosztową, zbudowaną na podstawie charakterystyki szumu mierzonych danych. W funkcji obiektywnej zazwyczaj występują dwa terminy: termin wierności danych i termin regularności, który wykorzystuje wcześniejsze informacje do regulacji rozwiązania. Takie sformułowanie jest sensowne w przypadku w pełni próbkowanych

systemów tomograficznych, gdzie istnieje unikalny obraz, który minimalizuje funkcję wierności danych i celu. Jednakże gdy brakuje części danych projekcyjnych w postaci metalowych cieni, na ogół nie ma unikalnego rozwiązania funkcji wierności danych i celu.

W tej sytuacji naturalne jest stosowanie ograniczonego modelu optymalizacji, w którym wierność danych staje się ograniczeniem nierówności w celu określenia możliwego zbioru obrazów, które zgadzają się z dostępnymi danymi pomiarowymi w ramach określonej tolerancji, podczas gdy regularność obrazu jest przekształcana na funkcję obiektywu i wykorzystywana do wyboru optymalnego obrazu z możliwego zbioru. Sformułowanie ograniczeń optymalizacyjnych jest również elastyczne i pozwala na łatwe włączenie innych ograniczeń, takich jak pozytywność obrazu, wartości skrajne oraz chropowatość [12].

Piśmiennictwo

1. P. Allisy-Roberts, J. Williams: *Farr's Physics for Medical Imaging*, Saunders Ltd., Edinburgh 2008.
2. J. Littleton: *Conventional Tomography. A History of the Radiological Sciences*, American Roentgen Ray Society, Leesburg 2015, 369-401.
3. R. Cierniak: *Tomografia komputerowa. Budowa urządzeń CT. Algorytmy rekonstrukcyjne*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2005, 80-81, 100-102.
4. H. Alsleem, R. Davidson: *Factors Affecting Contrast-Detail Performance in Computed Tomography. A Review*, Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences, 44, 2013, 62-70.
5. G. Budzik, P. Turek: *Proces rekonstrukcji obrazów tomograficznych*, Problemy Nauk Stosowanych, 4, 2016, 57-64.
6. G. Budzik, T. Dziubek, P. Turek: *Budowa tomograficznych systemów pomiarowych*, Problemy Nauk Stosowanych, 3, 2015, 5-14.
7. A. Skornicz, M. Madziarski, A. Gajek, K. Madziarska: *Zatorowość płucna – przegląd metod diagnostyki obrazowej*, Folia Cardiologica 13, 2018, 519-520.
8. J. Kurcz, J. Garcarek, M. Guziński, A. Czarnecka, M. Sasiadek: *Multislice computed tomography angiography as an imaging modality of choice in patients with suspicion of pulmonary embolism – own experiences and modern imaging techniques*, Advances in Clinical and Experimental Medicine, 22, 2013, 705-713.
9. M. Witulski, B. Bobek-Billewicz: *Tomografia komputerowa w neuroradiologii*, Acta Bio-Optica et Informatica Medica, 14, 2008, 249-250.
10. W. Windorbska, A. Lewandowska: *Pozytonowa tomografia emisyjna – nowe narzędzie diagnostyczne w onkologii*, NOWOTWORY Journal of Oncology, 54, 2004, 50-53.
11. N. Leeds, S. Kieffer: *Evolution of diagnostic neuroradiology from 1904 to 1999*, Radiology, 217, 2000, 309-318.
12. W. Kalender, R. Hebel, J. Ebersberger: *Reduction of CT artifacts caused by metallic implants*, Radiology 164, 1987, 576-577.
13. T. Kraśnicki, M. Guziński, P. Podgórski, M. Sasiadek: *Tomografia komputerowa wieloenergetyczna – podstawy działania i główne zastosowania kliniczne*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 4, 2012, 181-183.
14. F. Bamberg, A. Dierks, K. Nikolaou, M. Reiser, C. Becker, T. Johnson: *Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation*, European Radiology, 21, 2011, 1424-1429.