

Otrzymano: 2005.02.28

Zaakceptowano: 2005.09.02

Clinical verification of the possibility of dose reduction in CT scanning of the brain

Możliwość redukcji dawek w tomograficznych badaniach mózgowia – weryfikacja kliniczna

Marzanna Obrzut¹, Anna Maria Staniszevska²

¹ Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego, Rzeszów, Polska

² Zakład Ochrony Radiologicznej Instytutu Medycyny Pracy im. prof. J. Nofera, Łódź, Polska

Adres autora: Marzanna Obrzut, Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny, Ul. Chopina 2, 35-057 Rzeszów, e-mail: m.obrzut@interia.pl

Summary

Background:

Computed tomography is a significant source of the population's exposure to ionizing radiation. Clinical verification of the possibility of patient dose reduction in CT scanning of the brain was the aim of this study.

Material/Methods:

A Siemens Somatom AR Star was used in the investigations. First, image quality indicators (contrast and spatial resolution) were analyzed in relation to the intensity of the scanning x-ray beam using a Catphan phantom. Dosimetric evaluation was also performed. The clinical study involved examination of the brains of 100 patients. Nine details of the image important in diagnostics were analyzed. The routine anode current value was applied in 50 patients, while the other 50 received a reduced value. The diagnostic images were evaluated by two independent radiologists who did not know the parameters used during the examinations. To make the results objective, semi-quantitative analysis was used.

Results:

A reduction in the anode current from 105 mA to 63 mA did not deteriorate the visualization of low-contrast objects; only the size of the smallest detectable object was slightly greater (minimal deterioration of the contrast resolution). The diagnostic images obtained with the routinely used and the reduced anode current values did not show significant differences in the visualization of the selected image details.

Conclusions:

CT examinations of the brain can be performed at a reduced anode current with no loss of the diagnostic significance of the examination. The dose to the patient is reduced by 40% when the modified protocol is implemented.

Key words:

computed tomography • dose reduction • image quality

PDF file:

http://www.polradiol.com/pub/pjr/vol_70/nr_4/7105.pdf

Wstęp

Tomografia komputerowa jest jedną z najbardziej dynamicznie rozwijających się dziedzin diagnostyki obrazowej. Nowe generacje sprzętu pozwalają na uzyskanie coraz bardziej szczegółowej informacji w coraz krótszym

czasie. Fascynacja technicznymi możliwościami nowych tomografów przesłania często istotny fakt, iż czynnikiem kreującym obraz jest promieniowanie X, a szybkie uzyskanie dokładnego obrazu musi być konsekwencją wysokiego natężenia pierwotnej wiązki promieniowania, co oznacza wysokie dawki dla badanych pacjentów.

Z problemem wzrastającego narażenia radiacyjnego spowodowanego tomografią komputerową od kilku lat borykają się specjaliści w krajach Europy Zachodniej i USA, gdzie badań tych wykonuje się znacznie więcej niż w Polsce [1,2]. Z uwagą rozważane są odległe skutki stochastyczne badań TK [3,4,5]. O randze problemu świadczy fakt, iż Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej poświęciła tomografii komputerowej jedną z ostatnio wydanych publikacji [6], a Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej uruchomiła projekt badawczy mający na celu implementację metod redukcji narażenia pacjentów w TK.

Tomografia komputerowa staje się coraz bardziej popularna także w Polsce: w 1999 roku wykonano ok. 500 tysięcy badań [7], a wzrastająca ilość skanerów pozwala przypuszczać, iż liczba badań TK jest obecnie znacznie wyższa. Najczęściej stosowaną procedurą diagnostyczną TK są badania przeglądowe mózgowia, których znaczna część wykonywana jest w celu rozpoznania zmian pourazowych, ubytków w strukturach kostnych lub w celu wykluczenia obecności patologicznych zbiorników płynowych. Tego rodzaju badania wykonywane są jednofazowo (bez podania środka cieniującego), a ich diagnostyczna wartość nie jest uwarunkowana wysoką rozdzielczością obrazu.

Jak wiadomo, obraz w TK jest cyfrowy, a jego jakość determinuje przede wszystkim natężenie promieniowania X docierającego do detektorów, konstrukcja i oprogramowanie skanera oraz struktura badanego obiektu. Zdecydowanie różne właściwości absorpcyjne tkanki kostnej i tkanek miękkich pozwalają zobrazować struktury kostne na tle tkanek miękkich nawet przy niewielkim natężeniu wiązki skanującej, a tym samym – niskiej dawce. Sugerowałoby to możliwość „łatwej” redukcji dawki. Jednakże skanery nawet jednej firmy i tego samego typu mogą różnić się między sobą (np. wersją oprogramowania) i dlatego wszelkie zmiany parametrów procedur diagnostycznych muszą być poprzedzone badaniami fantomowymi.

Koncepcja niniejszej pracy polegała na dokonaniu klinicznej weryfikacji możliwości redukcji dawek w ściśle określonym rodzaju badań mózgowia metodą tomografii komputerowej.

Materiał i metoda

Całe postępowanie zostało podzielone na 2 etapy:

- 1) badania fantomowe, służące do oceny jakości obrazu na obniżonych parametrach, połączone z pomiarem dawek promieniowania;
- 2) część kliniczną, polegającą na badaniu pacjentów przy zastosowaniu zmienionych protokołów, których parametry ustalono na podstawie w/w pomiarów fantomowych.

Badania przeprowadzone zostały przy użyciu tomografu komputerowego firmy Siemens typu Somatom AR Star w opcji aksjalnej. Jest to tomograf jednorzędowy III generacji, umożliwiający skanowanie zarówno w trybie aksjnym, jak i spiralnym.

Badania fantomowe polegały na analizie podstawowych wskaźników jakości obrazu, a zwłaszcza rozdzielczości

niskokontrastowej, w zależności od natężenia promieniowania X wiązki skanującej (określonego wartością natężenia prądu anodowego).

Do analizy wskaźników jakości obrazu używano fantomu Catphan 424 (The Phantom Laboratory Incorporated, Salem, NY), który jest przeznaczony do kontroli jakości tomografów jednorzędowych pracujących w opcji aksjalnej (Rycina 1).

Sekcja niskokontrastowa tego fantomu zawiera 4 segmenty o nominalnych poziomach kontrastu 0,1%, 0,3%, 0,5% i 1,0%. W obszarze każdego z nich rozmieszczonych jest 8 sfer o średnicach 2–15 mm oraz jednakowym (w danym segmencie) współczynniku osłabienia.

Rozdzielczość niskokontrastowa przy określonym poziomie kontrastu oceniana była jako rozmiar najmniejszej sfery wyraźnie widocznej na obrazie odpowiedniego segmentu modułu. Rzeczywisty poziom kontrastu (RC, różnica obiekt-tło) określany był na podstawie pomiarów liczb Hounsfielda jednej z większych sfer (12 mm) i otoczenia danego segmentu o nominalnym poziomie kontrastu 1%. Taki poziom kontrastu w obrazach TK gwarantuje wyraźne uwidocznienie obszarów krwi na tle tkanki tłuszczowej, której własności absorpcyjne zbliżone są do mózgu.

Dla poszczególnych konfiguracji parametrów ekspozycji przeprowadzano ocenę wielkości dozymetrycznych.

W tym celu zastosowano wskaźniki zgodne z zaleceniami Komisji Europejskiej [8], wg których narażenie pacjenta podczas badania TK najlepiej określa średnia dawka na skan (tzw. indeks tomograficzny na jeden skan, CTDI), wyrażająca się wzorem:

$$CTDI_{vol} = \frac{\overline{DLP}}{w \cdot n}$$

gdzie:

$$\overline{DLP} = \sum_{n=1}^n \left(\frac{1}{3} \cdot DLP_c + \frac{2}{3} \cdot DLP_p \right)$$



Figure 1. The Phantom Catphan 424.

Rycina 1. Fantom Catphan 424.

DLP – iloczyn dawki i długości skanowanego odcinka (dose length product),
 DLP_c – wartość DLP w centrum fantomu,
 DLP_p – wartość DLP na obrzeżu fantomu,
 w – szerokość skanowanej warstwy,
 n – liczba skanowanych warstw.

Pomiary DLP przeprowadzane były komorą ołówkową multimetru Nomex firmy PTW Friburg przy użyciu fantomu dozymetrycznego o średnicy 16 cm imitującego głowę, zgodnie z cytowanymi zaleceniami europejskimi [8].

Punktem wyjścia do badań fantomowych był rutynowy protokół badania mózgowia (105 mA i 83 mA) oraz warianty redukcji parametrów możliwe do uzyskania w ramach oprogramowania tomografu (63 mA).

Za kryterium jakości obrazów fantomowych, których spełnienie warunkuje implementację wyników badań fantomowych do protokołów badań klinicznych w warunkach tomografu Siemens Somatom AR uznano:

- poziom kontrastu równy lub wyższy od nominalnego (w badanym elemencie fantomu Catphan) tj. 1%,
- rozmiar najmniejszego obiektu rozróżnianego w sekcji niskokontrastowej fantomu Catphan ($D_{\min}$) nie przewyższający podwojonej wartości nominalnej podanej w protokole producenta ($d_{\min}$), tzn. $D_{\min} \leq 2d_{\min}$.

Zamierzeniem części klinicznej pracy była weryfikacja uzyskanych wyników pomiarów fantomowych w przeglądowych badaniach tomograficznych mózgowia. Planowane postępowanie uzyskało aprobatę Komisji Etycznej przy OIL w Rzeszowie.

Badaniem objęto 100 osób kierowanych do Zakładu Radiologii i Diagnostyki Obrazowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego w Rzeszowie celem wykonania badania tomograficznego (TK) mózgowia. Wskazania do w/w badania przedstawiono w tabeli 1.

Jako kryteria włączenia do grupy badanej przyjęto:

- wiek 30–50 lat,
- prawidłowy obraz mózgowia w badaniu tomograficznym (TK),
- zgoda pacjenta na udział w eksperymencie.

Table 1. The clinical indications for CT scanning of the brain.

Tabela 1. Kliniczne wskazania do badania TK mózgowia.

Wskazania	Liczba przypadków
Bóle głowy o niewyjaśnionej etiologii	48
Przebyty uraz głowy bez objawów neurologicznych	35
Przebyty przemijający epizod niedokrwienny mózgu (TIA)	17
Razem	100

Osoby włączone do badania podzielono losowo na 2 podgrupy (A i B), w których podczas tomografii komputerowej zastosowano różne wartości natężenia prądu. W podgrupie A zastosowano nastawienia standardowe tj. 105 mA w warstwach przypodstawnych i 83 mA w pozostałej części badania. Dla podgrupy B natężenie prądu obniżono do wartości 63 mA w trakcie całego badania.

Pozostałe parametry badania w obu podgrupach pozostały identyczne (Tabela 2 i 3).

Zgodnie z obowiązującymi zasadami [9] pacjenta układano w pozycji leżącej na plecach. Nachylenie stanowiska diagnostycznego (*gantry*) do płaszczyzny stołu wynosiło 10° do linii podoczołowo-usznej, w kierunku dogłównym. Warstwa badana do poziomu skrzyżowania nerwów wzrokowych liczyła 5 mm grubości, następnie do sklepienia czaszki – 10 mm. W rekonstrukcji stosowano okno miękotkankowe i kostne.

Każdy z tomogramów oceniało niezależnie dwóch specjalistów radiologów nie znających zastosowanych parametrów badania. W celu obiektywizacji wyników posłużono się przyjętą w podobnych sytuacjach metodą analizy

Table 2. Parameters of exposure to study the parabasal parts of the brain in transverse sections

Tabela 2. Parametry ekspozycji dla badania TK części przypodstawnej mózgowia w płaszczyźnie poprzecznej.

Parametry badania	Standard (podgrupa A)	Eksperyment (podgrupa B)
Liczba skanów	10	10
Grubość warstwy [mm]	5	5
Przesuw stołu [mm]	5	5
Natężenie prądu [mA]	105	63
Napięcie [kV]	110	110
Czas trwania pojedynczego skanu [s]	3	3

Table 3. Parameters of exposure to study the supratentorial parts of the brain in transverse sections

Tabela 3. Parametry ekspozycji dla badania TK części nadnamiotowej mózgowia w płaszczyźnie poprzecznej.

Parametry badania	Standard (podgrupa A)	Eksperyment (podgrupa B)
Liczba skanów	12	12
Grubość warstwy [mm]	10	10
Przesuw stołu [mm]	8	8
Natężenie prądu [mA]	83	63
Napięcie [kV]	110	110
Czas trwania pojedynczego skanu [s]	3	3

półłościowej [10,11,12,13]. W tym celu dokonano wyboru 9 istotnych z diagnostycznego punktu widzenia szczegółów anatomicznych obrazu. Detale te zlokalizowane były w części nadnamiotowej:

1. głowa jądra ogoniastego,
2. części anatomiczne torebki wewnętrznej,
3. jądro soczewkowate,
4. komora III mózgu,
5. rogi przednie komór bocznych,

oraz w tylnym dole czaszki:

6. tętnica podstawna,
7. komora IV mózgu,
8. przewód słuchowy wewnętrzny,
9. konary mózdzku.

Jakość wizualizacji wymienionych struktur określano w skali punktowej, zgodnie z zasadą:

- 0 punktów – obiekt niewidoczny
- 1 punkt – obiekt widoczny, ale niewyraźny
- 2 punkty – obiekt wyraźnie widoczny.

Każdą stronę oceniano oddzielnie. Ze względu na to, że struktury oznaczone numerami 4,6,7 nie są parzyste, maksymalnie możliwa wartość punktowa dla pojedynczego badania wynosiła 30. Wartość minimalna – 0.

W obliczeniach statystycznych zastosowano test t-Studenta.

Wyniki

Na podstawie badań fantomowych przeprowadzonych w pierwszym etapie pracy stwierdzono, iż obniżenie natężenia prądu anodowego z 105 do 63 mA w części przypodstawnej mózgowia, a z 83 mA do 63 mA w badaniu części nadnamiotowej, nie pogarsza poziomu kontrastu obiektów słabo absorbujących (niskokontrastowych). Nieznacznie wzrasta rozmiar najmniejszego w pełni rozróżnialnego obiektu, co oznacza minimalne obniżenie rozdzielczości niskokontrastowej (Tabela 4).

Zastosowany wariant redukcji natężenia prądu anodowego pozwolił na obniżenie dawki otrzymywanej przez pacjenta (DLP) do 60% wartości dotychczasowej.

Tomogramy mózgowia (część nadnamiotowa i tylny dół czaszki) uzyskane przy różnych, określonych w protokole badań, wartościach natężenia prądu, nie wykazywały istotnych różnic pod względem jakości wizualizacji wybranych szczegółów anatomicznych obrazu (Ryciny 2 a-c i 3 a-d).

W opinii I radiologa wyższą wartość diagnostyczną posiadały badania przeprowadzone na standardowych nastawieniach aparatu (średnia wartość punktowa 28,3). Natomiast obrazy otrzymane po modyfikacji wyjściowego protokołu przedstawiały wybrane szczegóły obrazu nieco gorzej (średnia wartość punktowa 2,18). Drugi radiolog wyżej ocenił tomogramy otrzymane po redukcji natężenia prądu: podgrupa B – 28,14 punktów, podgrupa A – 28,08 punktów (Tabela 5).

Table 4. Low-contrast resolution section of the Phantom Catphan 424 and the mean scan dose value for the routine brain protocol and its modifications.

Tabela 4. Rozdzielczość niskokontrastowa obrazów fantomu Catphan 424 oraz średnia wartość dawki na skan dla standardowego protokołu badania mózgowia i jego modyfikacji.

Parametry ekspozycji	I*t [mAs]	Dawka na skan [mGy]	Poziom kontrastu [%] (*)	Rozmiar najmniejszego rozróżnialnego obiektu [mm]
110 kV, 3s, 105 mA, 5 mm	315	30	1.18	2
110 kV, 3s, 63 mA, 5 mm	189	18	1.13	4
110 kV, 3s, 83 mA, 10 mm	249	48	1.07	2
110 kV, 3s, 63 mA, 10 mm	189	26	1.30	3

(*) oceniony dla obiektów sekcji niskokontrastowej w elemencie o nominalnym poziomie kontrastu 1%.

Table 5. Statistical analysis of the image quality assessment with the standard and modified brain-scanning protocols.

Tabela 5. Statystyki opisowe dla oceny jakości obrazów tomograficznych mózgowia w zależności od zastosowanego protokołu badania.

Parametry	Radiolog I		Radiolog II	
	podgrupa A 105/83 mA	podgrupa B 63 mA	podgrupa A 105/83 mA	podgrupa B 63 mA
Średnia arytmetyczna	28,30	28,18	28,08	28,14
Odchylenie standardowe	1,58	1,81	1,69	1,40
Wartość testu t	0,35		-0,19	
Stopnie swobody	98		98	
Poziom istotności	0,725		0,847	

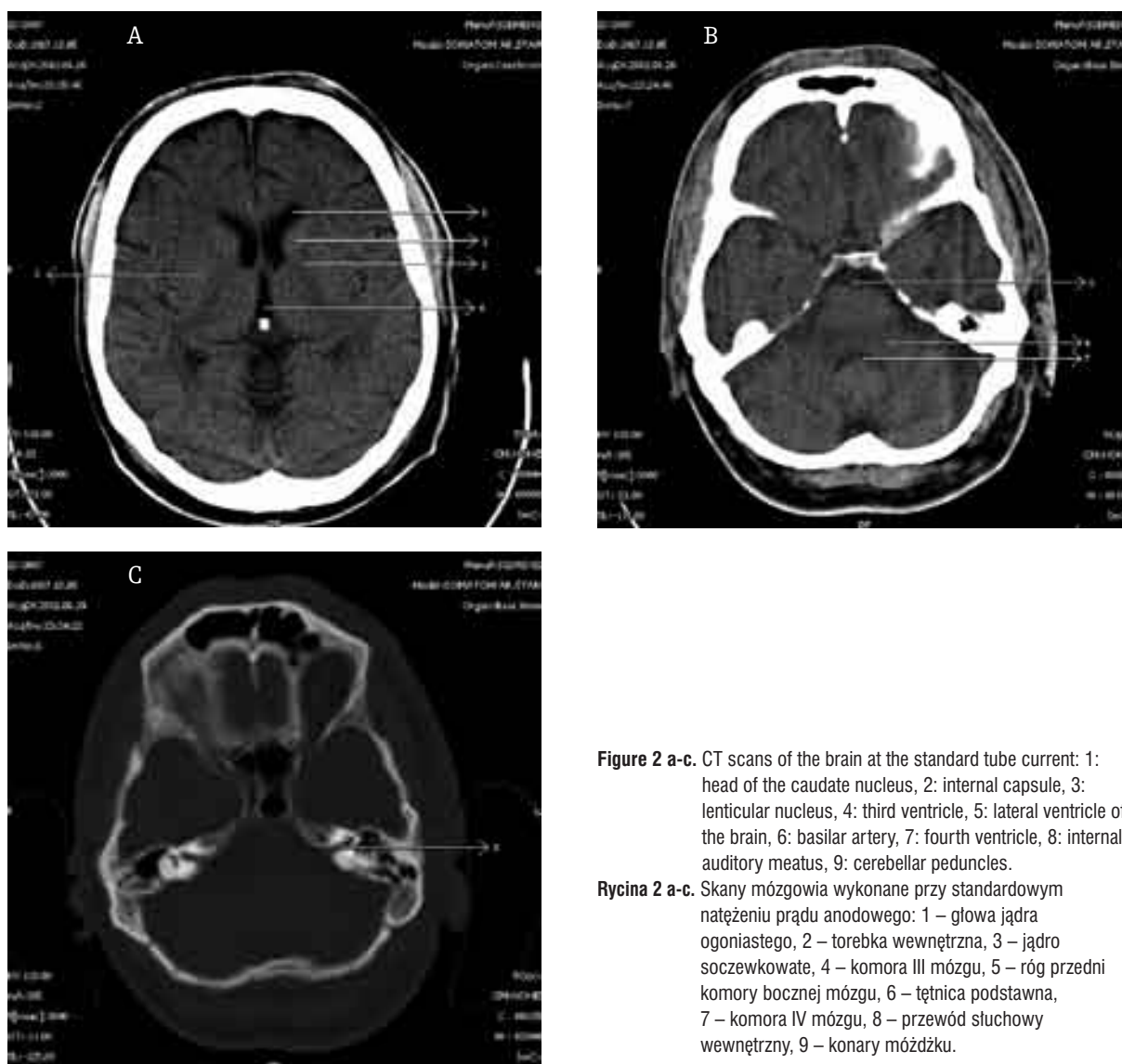


Figure 2 a-c. CT scans of the brain at the standard tube current: 1: head of the caudate nucleus, 2: internal capsule, 3: lenticular nucleus, 4: third ventricle, 5: lateral ventricle of the brain, 6: basilar artery, 7: fourth ventricle, 8: internal auditory meatus, 9: cerebellar peduncles.

Rycina 2 a-c. Skany mózgowia wykonane przy standardowym natężeniu prądu anodowego: 1 – głowa jądra ogoniastego, 2 – torebka wewnętrzna, 3 – jądro soczewkowate, 4 – komora III mózgu, 5 – róg przedni komory bocznej mózgu, 6 – tętnica podstawna, 7 – komora IV mózgu, 8 – przewód słuchowy wewnętrzny, 9 – konary mózdku.

Analiza przeprowadzona testem t-Studenta także nie wykazała statystycznie istotnych różnic pomiędzy ocenami punktowymi w podgrupach A i B dla żadnego z radiologów (Tabela 5).

Dyskusja

Niekorzystny wpływ promieni X na organizm człowieka w połączeniu z coraz częstszym stosowaniem radiologicznych technik diagnostycznych spowodowały w ostatnich latach wyraźną intensyfikację działań zmierzających do ograniczenia emisji promieniowania ze źródeł medycznych. Dotyczy to w szczególności tomografii komputerowej i radiologii interwencyjnej, które zaliczane są do metod obrazowania generujących najwyższe dawki dla pacjenta.

Najłatwiejszym z praktycznego punktu widzenia sposobem zmniejszenia narażenia pacjenta jest obniżenie wartości iloczynu mAs. Z technicznych względów korzystniejsze jest zredukowanie mA przy zachowanym czasie pojedynczego skanu, ponieważ unikamy w ten sposób zwiększenia

poziomu statystycznego szumu, a w konsekwencji obniżenia rozdzielczości niskokontarstowej obrazu oraz znacznego obciążenia mocą anody lampy rtg. W sytuacjach klinicznych, w których poszukuje się obiektów o małej różnicy gęstości (drobnych detali), nie można jednak dowolnie zmniejszać wartości mAs, gdyż szczegóły o niskiej kontrastowości mogą być niezauważone w badaniu [14]. Oznaczałoby to, że uzyskany obraz nie posiada odpowiedniej jakości.

Redukcja jakości obrazu nie musi być równoznaczna z obniżeniem wartości diagnostycznej badania. Termin „odpowiednia” jakość obrazu tomograficznego nie zawsze oznacza jakość maksymalną. Badanie tomograficzne powinno dać odpowiedź na zadane pytanie, a nie dostarczyć wszystkich możliwych informacji, które w konkretnych warunkach klinicznych mogą być nieistotne [15]. Założenie to stało się punktem wyjścia licznych eksperymentów, w których nie wykazano negatywnego wpływu redukcji parametrów ekspozycji na wartość diagnostyczną tomografii komputerowej [16–28].

Podobne wyniki uzyskano w badaniach własnych.

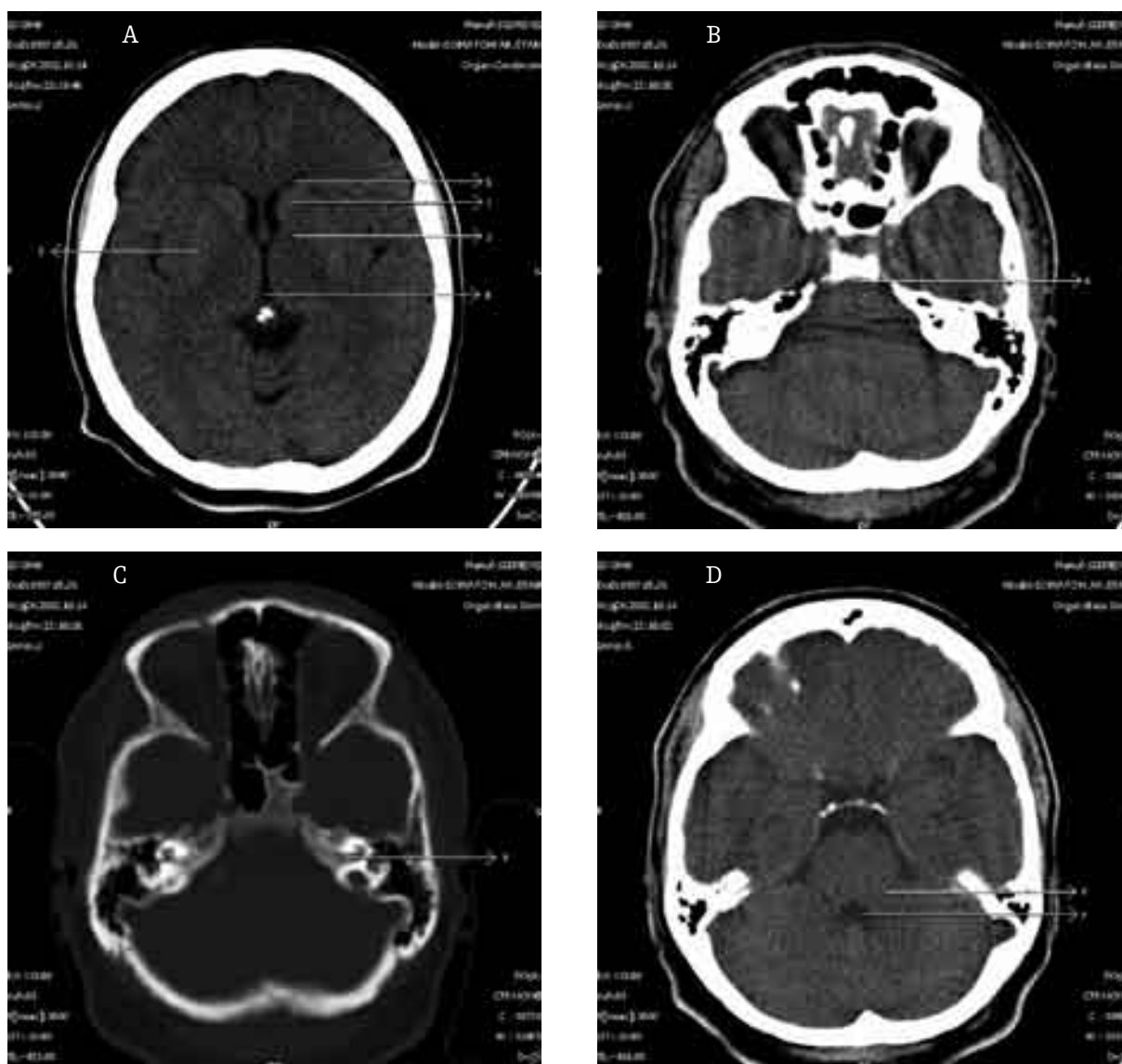


Figure 3 a-d. CT scans of the brain at the reduced tube current: 1: head of caudate nucleus, 2: internal capsule, 3: lenticular nucleus, 4: third ventricle, 5: lateral ventricle of the brain, 6: basilar artery, 7: fourth ventricle, 8: internal auditory meatus, 9: cerebellar peduncles.

Rycina 3 a-d. Skany mózgowia wykonane przy obniżonym natężeniu prądu anodowego: 1 – głowa jądra ogoniastego, 2 – torebka wewnętrzna, 3 – jądro soczewkowe, 4 – komora III mózgu, 5 – róg przedni komory bocznej mózgu, 6 – tętnica podstawna, 7 – komora IV mózgu, 8 – przewód słuchowy wewnętrzny, 9 – konary mózdzku.

Obniżenie parametrów ekspozycji w zakresie określonym protokołem badań nie spowodowało degradacji jakości obrazu w badaniach mózgowia i pozwoliło na istotne zmniejszenie otrzymywanej przez pacjenta dawki promieniowania (DLP).

Zgodnie z założeniami metodycznymi przedstawianej pracy, przedmiotem analizy były obrazy tomografii komputerowej nie wykazujące zmian patologicznych w obrębie mózgowia. Brak istotnych różnic w wizualizacji subtelnych szczegółów anatomicznych przy zredukowanych parametrach ekspozycji pozwala sądzić, że te same warunki nie powinny wpłynąć negatywnie na wykrywalność potencjalnych zmian patologicznych [29]. Daje to podstawy do ostrożnego wykorzystania prezentowanych wyników badań w szerszej praktyce klinicznej.

Wnioski

1. Protokoły klinicznych badań TK mózgowia mogą być modyfikowane w takim zakresie, aby rozmiar rozróżnialnych elementów o nominalnym kontraście 1% nie wzrastał więcej niż dwukrotnie.
2. W przeglądowych badaniach mózgowia wykonywanych jednorzędowym tomografem III generacji Somatom AR. Star w opcji aksjalnej, zastosowany wariant redukcji natężenia prądu anodowego (przy zachowaniu niezmiennych wartości napięcia, filtracji, grubości warstwy i liczby skanów)
 - nie spowodował pogorszenia wartości diagnostycznej obrazu,
 - umożliwił obniżenie dawki otrzymywanej przez pacjenta o 40%.

Piśmiennictwo:

1. Crawley MT, Booth A, Wainwright A: A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT: estimate of the collective dose savings achieved. *Br J Radiol*, 2001; 74: 607–614.
2. Sources and effects of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly. United Nations, New York, 2000.
3. Frush DP, Donnelly LF, Rosen NS: Computed tomography and radiation risk: what pediatric health care providers should know. *Pediatrics*, 2003; 112: 971–972.
4. Gorczyca R, Wiśniewski K, Pacholki K, Różyczki Z: Ochrona radiologiczna w pracowni rentgenowskiej. *Vademecum inspektora ochrony radiologicznej*. Ex-Polon, Warszawa, 1997, pp. 79–94.
5. Rogalla P, Stöver B, Scheer I et al: Low-dose spiral CT: applicability to pediatric chest imaging. *Pediatr Radiol*, 1998; 28: 565–569.
6. International Commission on Radiological Protection. Managing patient dose in computed tomography. Oxford, U.K.: Pergamon, 2000. ICRP Publication 87.
7. Staniszevska MA: Evaluation of patient exposure in computerised tomogram in Poland. *Radiat Prot Dosim*, 2002; 98: 437–440.
8. Borasi G, Castellani G, Domenichini R et al: Image quality and dose in computerized tomography: evaluation of four CT scanners. *Med Phys*, 1984; 11 (3) 321–325.
9. Wilamski E, Wilamska E: *Tomografia komputerowa głowy*. Wydawnictwo WING, Łódź, 1996, pp. 11–12.
10. Kalra MK, Prasad S, Saini S et al: Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol*, 2002; 179: 1101–1106.
11. Kearney SE, Jones P, Meakin K et al: CT scanning of the paranasal sinuses-the effect of reducing mAs. *Br J Radiol*, 1997; 70: 1071–1074.
12. Prasad SR, Wittram C, Shepard JA et al: Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: comparing the effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol*, 2002; 179: 461–465.
13. Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA et al: The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol*, 2001; 74: 157–161.
14. Mayo JR, Whittall KP, Leung AN et al: Simulated dose reduction in conventional CT: validation study. *Radiology*, 1997; 202: 453–457.
15. Imhof H, Schibany N, Ba-Ssalamah A et al: Spiral CT and radiation dose. *Eur J Radiol*, 2003; 47: 29–37.
16. Boone JM, Geraghty EM, Seibert JA et al: Dose reduction in pediatric CT: a rational approach. *Radiology*, 2003; 228: 352–360.
17. Frush DP, Slack CC, Hollingsworth CL et al: Computed-simulated radiation dose for abdominal multidetector CT of pediatric patients. *AJR Am J Roentgenol*, 2002; 179: 1107–1113.
18. Giacomuzzi SM, Erckert B, Freund MC et al: Dosisreduktion in der Computertomographie mit einem neuen Scan-Verfahren. *Akt Radiol*, 1996; 6: 110–113.
19. Hagtvedt T, Aalokken TM, Notthellen J et al: A new low-dose CT examination compared with standard-dose CT in the diagnosis of acute sinusitis. *Eur Radiol*, 2003; 13: 976–980.
20. Hein E, Rogalla P, Klingebiel R et al: Low-dose CT of the paranasal sinuses with eye lens protection: effect on image quality and radiation dose. *Eur Radiol*, 2002; 12: 1693–1696.
21. Kamel IR, Hernandez RJ, Martin JE et al.: Radiation dose reduction in CT of the pediatric pelvis. *Radiology*, 1994; 190: 683–687.
22. Kearney SE, Jones P, Meakin K et al: CT scanning of the paranasal sinuses-the effect of reducing mAs. *Br J Radiol*, 1997; 70: 1071–1074.
23. Mayo JR, Whittall KP, Leung AN et al: Simulated dose reduction in conventional CT: validation study. *Radiology*, 1997; 202: 453–457.
24. Parisinakis K, Damilakis J, Voloudaki A et al: Patient dose reduction in CT examinations by optimizing scanogram acquisition. *Radiat Prot Dosim*, 2001; 93: 173–178.
25. Prasad SR, Wittram C, Shepard JA et al: Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: comparing the effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol*, 2002; 179: 461–465.
26. Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W et al: Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *AJR Am J Roentgenol*, 2001; 177: 279–284.
27. Seifert H, Hagen T, Bartylla K et al: Patient doses from standard et spiral CT of the head using a fast twin-beam system. *Br J Radiol*, 1997; 70: 1139–1145.
28. Tack D, Widelec J, De Maertelaer V et al: Comparison between low-dose and standard-dose multidetector CT in patients with suspected chronic sinusitis. *AJR Am J Roentgenol*, 2003; 181: 939–944.
29. Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA et al: The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol*, 2001; 74: 157–161.