



# Poprawa jakości obrazu rentgenowskiego w oparciu o grubość ludzkiego ciała i rozpoznawanie struktury

## Improving X-ray image quality based on human-body thickness and structure recognition

Tomoyuki Takahashi, Yoshiya Ohara, Masahiko Yamada

Imaging technology Center, Research and Development Management Headquarters, Fujifilm Corporation, Miyanodai, Kaisei-machi, Ashigarakami-gun, Kanagawa, 258-8538, Japan

### Wprowadzenie

Wraz ze wzrostem wykorzystania detektorów cyfrowych poprawiła się jakość zdjęć rentgenowskich. Jednocześnie diagnostyka przy użyciu monitorów medycznych staje się coraz bardziej powszechna, co zwiększa efektywność pracy w badaniach radiologicznych. Z drugiej strony obserwuje się wysokie zapotrzebowanie na poprawę kontrastu, który jest jednym z warunków wysokiej jakości obrazu diagnostycznego. Jednakże zwiększenie kontrastu zwiększa ziarnistość, utrudniając dostarczenie obrazów

RTG, które osiągałyby zarówno wysoki kontrast, jak i wysoką wartość diagnostyczną. Dlatego też początkowo np. dostosowanie warunków ekspozycji oraz regulacja gęstości i kontrastu dla poszczególnych obszarów zainteresowania zależały od doświadczenia. Aby rozwiązać ten problem, Fujifilm opracowało nową funkcję przetwarzania obrazu Dynamic Visualization II (DV II). Początek publikacji przedstawia wyzwania związane z konwencjonalnym przetwarzaniem oraz technologiami DV II. Następnie wskazano ich wpływ na wynik zastosowania w fizycznych eksperymentach i obrazach klinicznych.

30

### Streszczenie

Kompatybilność „wyższego kontrastu” oraz „pełnej wizualizacji struktury anatomicznej” jest trudna do osiągnięcia w konwencjonalnym przetwarzaniu. Dynamic Visualization II (DV II) jest nową metodą przetwarzania obrazu i pozwala na rozwiązanie tego problemu. Metoda ta oparta jest na nowej technologii, która szacuje grubość i strukturę na podstawie informacji z obrazu RTG, gdzie promienie X penetrują ciało pacjenta. Przedstawiona w tym artykule technika przetwarzania może poprawić wizualizację całej części ciała i może zminimalizować potrzebę dodatkowej korekty gęstości i kontrastu obrazu RTG.

### Abstract

The compatibility of “higher contrast” and “whole anatomic structure visualization” is difficult to achieve in conventional processing. Dynamic Visualization II, which is a new image-processing method, solves this problem. This processing method is based on a new technology that estimates a patient’s thickness and structure from X-ray image information, which penetrates through the patient’s body. This processing method can improve the visualization of an entire body part and can minimize the need for additional adjustments in the X-ray image’s density and contrast.

**Słowa kluczowe:** Dynamic Visualization II, przetwarzanie obrazu, sztuczna inteligencja

**Key words:** Dynamic Visualization II, image processing, artificial intelligence

otrzymano / received:

08.01.2017

poprawiono / corrected:

16.01.2017

zaakceptowano / accepted:

02.02.2017

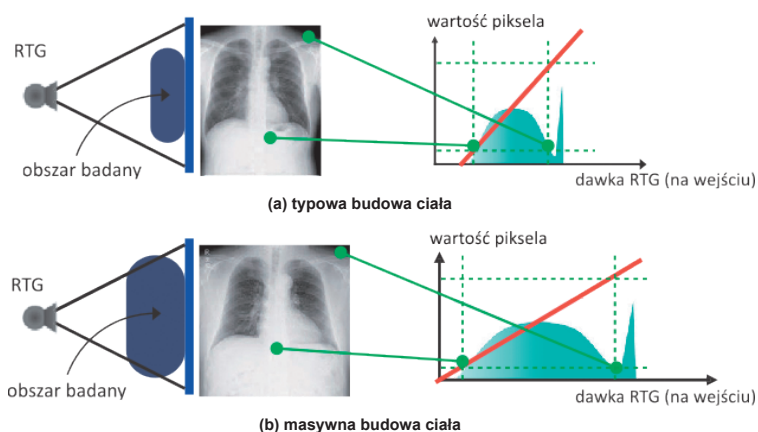
## Cechy Dynamic Visualization II

Od czasu wydania pierwszego na świecie FCR (*Fujifilm Computed Radiography* – radiografia cyfrowa pośrednia Fujifilm) w 1983 roku, Fujifilm podjęło wyzwanie poprawy kontrastu, tłumienia szumu oraz wizualizacji całego regionu. Dzięki zastosowaniu najnowocześniejszych technologii rozpoznawania obiektów, która szacuje strukturę 3D ludzkiego ciała, DV II ewoluowała do cyfrowych obrazów rentgenowskich. Konwencjonalne przetwarzanie napotyka cztery główne problemy. (1) Kontrast obrazu jest zależny od anatomii pacjenta. (2) Cały region obiektu z dużą przerwą w grubości nie jest wizualizowany. (3) Nie jest możliwe wzmocnienie struktur o niskiej częstotliwości, takich jak całe organy oraz duże struktury kostne. (4) Ulepszenie przetwarzania nie zawsze poprawia widoczność w niektórych warunkach ekspozycji, ponieważ przetwarzanie zwiększa także ziarnistość obrazu. DV II rozwiązuje problem (1) oraz (2) poprzez wprowadzenie technologii oceny struktury 3D, która rozpoznaje grubość i komponenty ciała, używając informacji z promieni X,

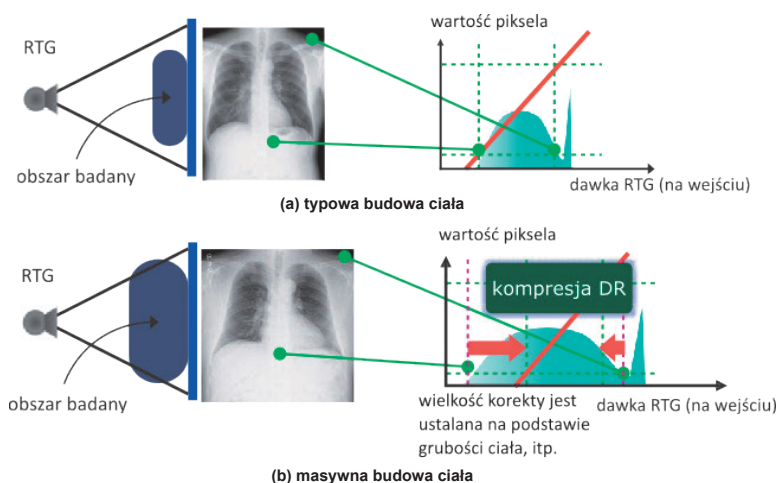
które przenikając przez ciało pacjenta, stabilizują przetwarzanie gęstości oraz kontrast obrazu. Problem (3) rozwiązano przez rozszerzenie stosowanego zakresu częstotliwości przetwarzania. Problem (4) jest możliwy do rozwiązania dzięki połączeniu DV II z technologią poprawiania ziarnistości, wyjaśnioną dokładniej w części: Technologia redukcji szumów.

### Stabilizacja przetwarzania gęstości i kontrastu

W celu wizualizacji całego regionu za pomocą konwencjonalnego przetwarzania, konieczne było dostosowanie gęstości obrazu wyjściowego oraz kontrastu tak, aby maksymalna i minimalna wartość piksela oszacowana z histogramu obrazu mogła być przekonwertowana na wartość wyjściową. To pogarsza kontrast, szczególnie w przypadku obrazów pacjentów otyłych, ze względu na duże różnice w minimalnych/maksymalnych wartościach piksela (Rys. 1). Dodatkowo różnica w ilości absorpcji promieniowania X pomiędzy kośćmi a organami i ich otoczeniem staje się mała z powodu występowania różnych zjawisk fizycznych,



**Rys. 1** Metoda kontroli kontrastu w przetwarzaniu konwencjonalnym  
Źródło: Archiwum własne.



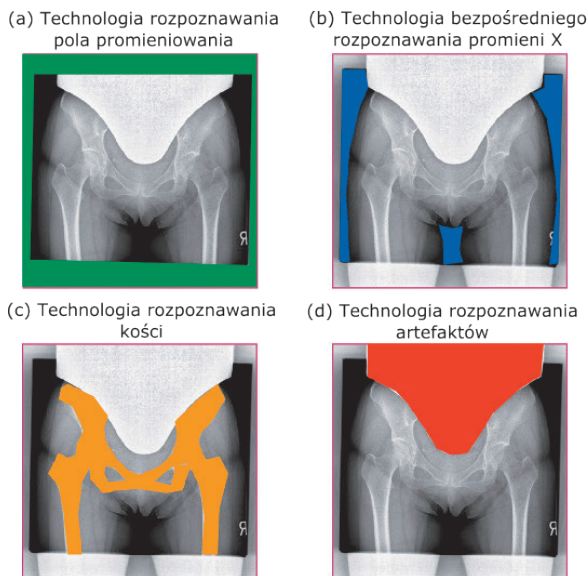
**Rys. 2** Metoda kontroli kontrastu w DV II  
Źródło: Archiwum własne.

takich jak efekt absorpcji promieniowania X przez grube obiekty, wzmocnienie wiązki i rozpraszanie promieniowania, co powoduje znaczną degradację kontrastu. DV II został opracowany w celu wizualizacji zmian kontrastu wynikających z wyżej wymienionych zjawisk fizycznych. Zostało to umożliwione dzięki ustaleniu kontrastu obrazu dla pacjentów o przeciętnej budowie. Wizualizacja całego regionu została osiągnięta dzięki zastosowaniu kontroli kompresji zakresu dynamicznego (kompresja DR) przy jednoczesnej analizie informacji o grubości obrazowanego regionu ciała (Rys. 2). Co więcej, kontrola gęstości DV II ma na celu rozpoznanie stopnia progresji choroby w funkcji zmiany gęstości. Na przykład kiedy regionem zainteresowania jest kość, DV II dostosowuje gęstość struktury tkanek miękkich w pobliżu kości. Aby wykonać te funkcje z dużą dokładnością, nieodzowne jest dokładne rozpoznanie informacji o grubości i strukturze. Dlatego opracowano nową technologię do rozpoznawania pola poza obszarem napromieniania (Rys. 3a), bezpośredniego napromieniania (Rys. 3b), napromieniania obszaru kości (Rys. 3c) i napromieniania sztucznego materiału (Rys. 3d). Do rozpoznawania zastosowano AdaBoost – technikę uczenia maszynowego. Wartość funkcji każdego piksela na obrazie, w odniesieniu do rozpoznawanego obiektu, jest obliczana na podstawie docelowego piksela i jego piksela peryferyjnego. Wynik rozpoznania każdego regionu jest z nim połączony, co umożliwia precyzyjne wykrywanie niezbędnego regionu do kontrolowania zakresu dynamicznego. Rysunek 4. przedstawia efekt tej metody przetwarzania.

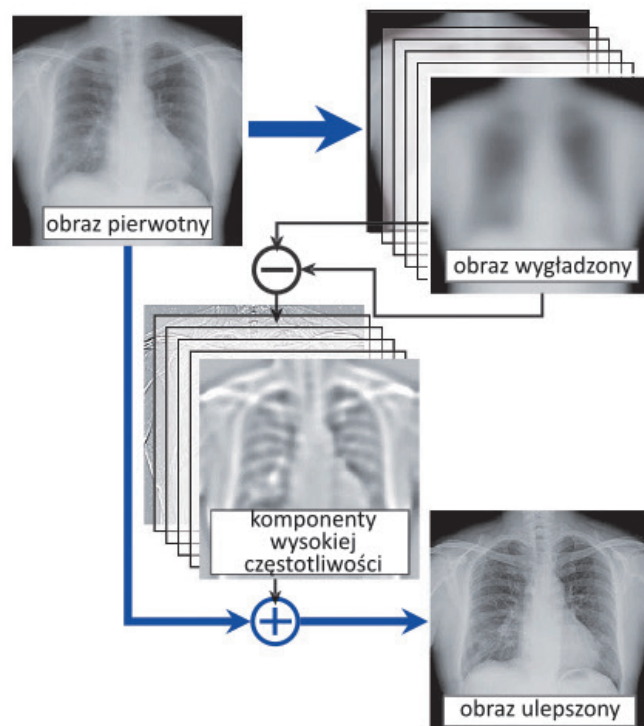


## Wzmocnienie częstotliwości

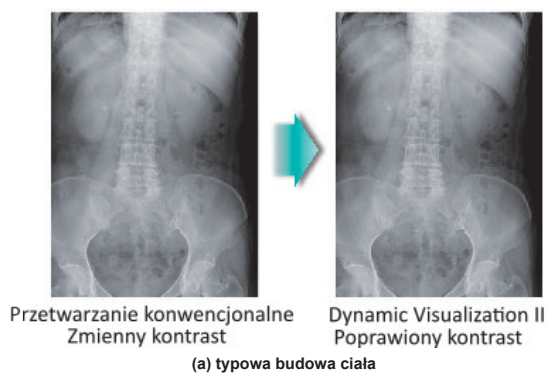
Konwencjonalne wieloobiektowe przetwarzanie częstotliwości rozkłada obrazy na wiele komponentów z różnymi częstotliwościami przestrzennymi w celu zapewnienia naturalnych oraz wyraźnych obrazów do diagnozy. Nacisk na każdą składową częstotliwości obrazu jest indywidualnie dostosowany, tak by zmniejszyć nienaturalności cyfrowego przetwarzania (Rys. 5). Wzmocnienie przy konwencjonalnej obróbce było jednak ograniczone do średnich i wysokich elementów częstotliwości przestrzennej, a komponenty o niskiej częstotliwości (takie jak całe organy lub duże kości) nie były wystarczające (Rys. 6a). Opracowana na podstawie wieloobiektowego przetwarzania częstotliwości, DVII optymalizuje stopień wzmocnienia dla komponentów o niskiej częstotliwości i poprawia widoczność nawet



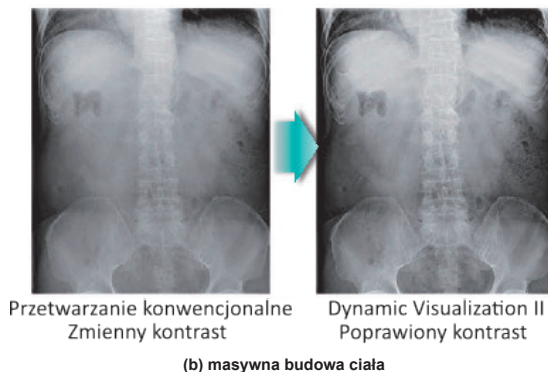
**Rys. 3** Rozpoznawanie obrazu DVII  
Źródło: Archiwum własne.



**Rys. 5** Przepływ przetwarzania wieloczęstotliwościowego  
Źródło: Archiwum własne.



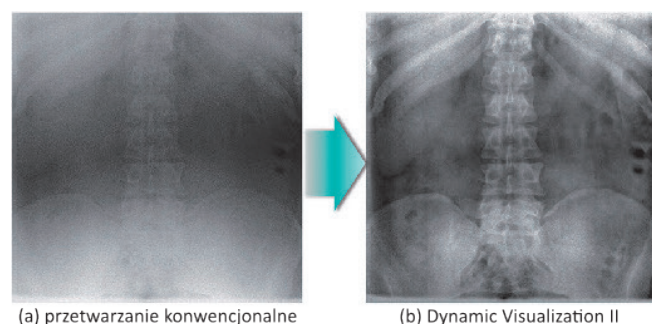
(a) typowa budowa ciała



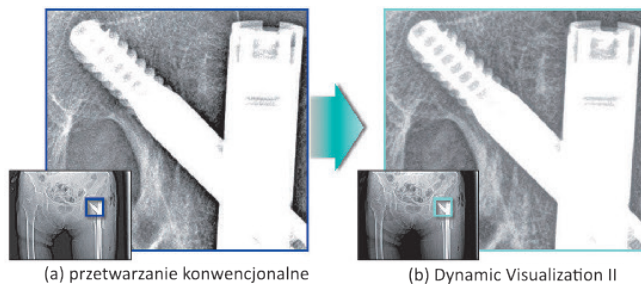
(b) masywna budowa ciała

**Rys. 4** Różnica w skuteczności kontroli kontrastu w przetwarzaniu konwencjonalnym i DVII  
Źródło: Archiwum własne.

Na przykładzie pacjentów o średniej budowie (Rys. 4a) zarówno konwencjonalna metoda przetwarzania, jak i DVII osiągają niemal taką samą gęstość i kontrast. Z drugiej strony, na przykładzie pacjentów otyłych (Rys. 4b) DVII tłumi degradację kontrastu występującą w konwencjonalnej metodzie przetwarzania i wizualizuje cały region z odpowiednią gęstością bez saturacji.



**Rys. 6** Efekt poprawy jakości obrazu o ekstremalnie niskiej rozdzielczości przestrzennej  
Źródło: Archiwum własne.

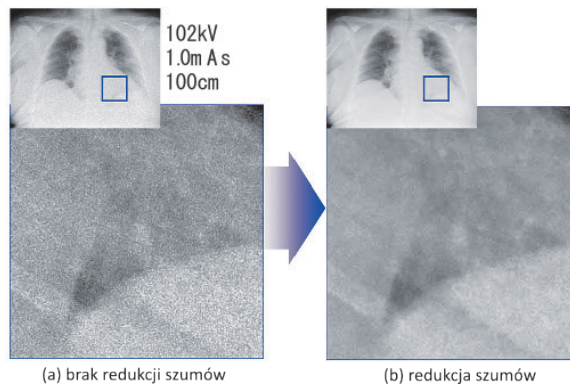


**Rys. 7** Zmniejszenie oddziaływania artefaktu wokół ciała obcego  
Źródło: Archiwum własne.

dużej struktury obiektów (Rys. 6b). Ponadto, w przypadku konwencjonalnego przetwarzania zaobserwowano pojawianie się artefaktów wokół metalowych obiektów, dla regionów o słabym sygnale (Fig. 7a). W przypadku DV II poprawiono wybrane cechy, tak aby osiągnąć zarówno dobrą widoczność słabego sygnału, jak i tłumienie artefaktów (Rys. 7b).

## Technologia redukcji szumów

Kiedy kontrast obrazu jest poprawiany przez wzmocnienie częstotliwości lub jakiegokolwiek inne przetwarzanie, szum także jest podkreślany, więc wzmocnienie kontrastu nie zawsze poprawia widoczność struktury obiektu w niektórych warunkach ekspozycji. W tym przypadku przetwarzanie redukcji szumów jest użyteczne do poprawienia ziarnistości obrazu, przez co poprawia się widoczność struktur obiektu, wydobywając i tłumiąc komponenty szumu bez informacji o strukturze. Konwencjonalne przetwarzanie tłumienia szumu (FNC – *flexible noise control* – elastyczna kontrola szumu) wyodrębnia komponenty szumu, bazując tylko na prostym wzorze strukturalnym złożonym z kropki lub z linii. Nowa funkcja redukcji szumu (FNC2) używana w DV II jest w stanie rozpoznać złożone struktury, jak np. krzyżujące się linie. Komponenty szumów są oddzielane bardziej precyzyjnie ze struktury obiektu. Ponadto wybór filtra zgodnie



**Rys. 9** Efekt FNC2 (nowa elastyczna redukcja szumów)  
Źródło: Archiwum własne.

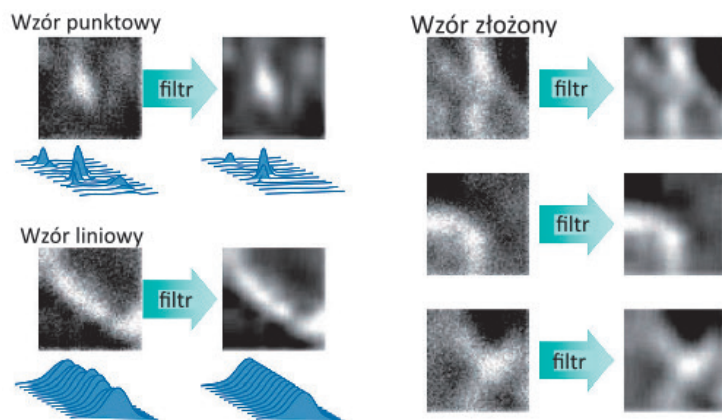
z rozpoznaniem wzorem struktury tłumi komponenty szumu zachodzące na strukturę obiektu (Rys. 8). Połączenie DV II i FNC2 poprawia widoczność struktury obiektu bez podkreślania komponentów szumu. Rysunek 9. pokazuje wyniki aplikacji FNC2 na klinicznym obrazie klatki piersiowej. W porównaniu z rysunkiem 9a ziarnistość na rysunku 9b jest zmniejszona bez usuwania sygnału ze struktury obiektu.

## Ocena ilościowa przy użyciu wskaźnika fizycznego

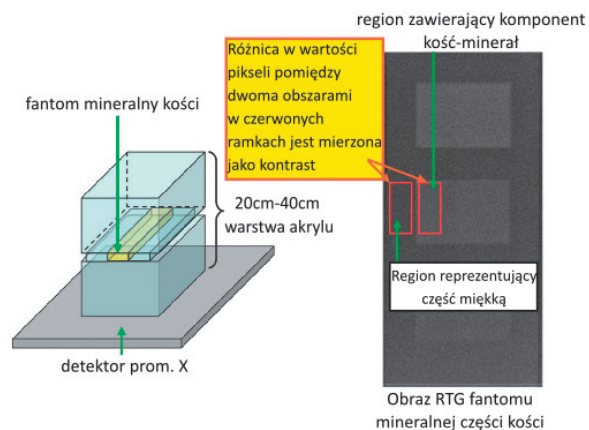
### Wpływ poprawy kontrastu obrazu pomiędzy strukturami z niewielką przerwą w absorpcji promieniowania rentgenowskiego

DV II poprawia widoczność nawet takich części ciała, jak kręgosłup lędźwiowy, czego w tym przypadku nie można osiągnąć w konwencjonalnym przetwarzaniu. Poniżej przedstawiono wskazany efekt w badaniu przy użyciu fantomu mineralnego kości. Aby symulować prześwietlenie kręgosłupa lędźwiowego,

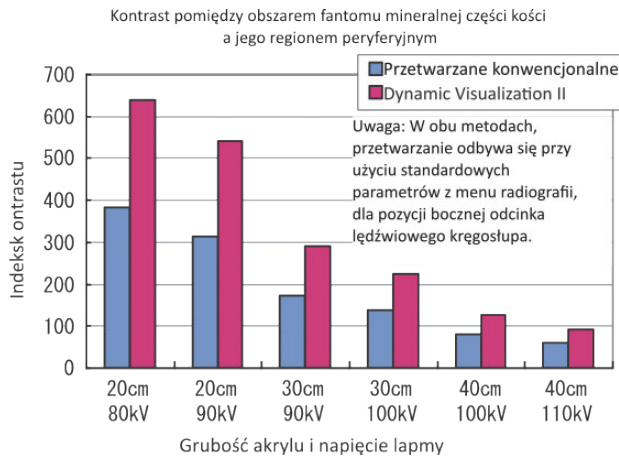
### Redukcja szumów wg wzorów



**Rys. 8** Przetwarzanie, które separuje szum od struktury ciała  
Źródło: Archiwum własne.



**Rys. 10** Układ fantomu mineralnego kości i metody pomiaru kontrastu  
Źródło: Archiwum własne.

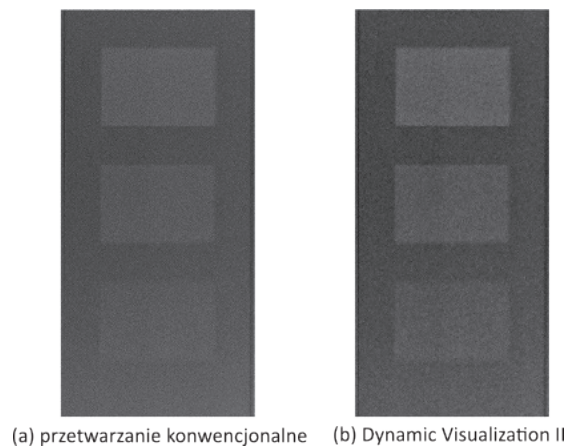


**Rys. 11** Kontrast fantomu mineralnej części kości  
Źródło: Archiwum własne.

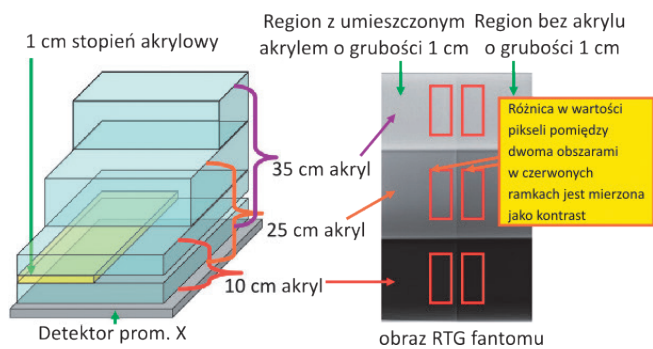
przygotowano fantomy o grubości 20 cm, 30 cm i 40 cm, w których minerał kości został otoczony przez akryl – co przedstawia rysunek 10. Ocenę przeprowadzono przy użyciu lampy o napięciu 80 kV oraz 90 kV dla fantomu o grubości 20 cm, 90 kV i 100 kV dla fantomu o grubości 30 cm, 100 kV oraz 110 kV dla fantomu o grubości 40 cm. Dla uzyskanego obrazu zastosowano konwencjonalne przetwarzanie i DV II oraz zmierzono różnicę w wartości pikseli między obszarem mineralnym kości a jego obszarem peryferyjnym. Na rysunku 11. wskazano wyniki pomiaru. DV II poprawia kontrast obrazu obszaru w pobliżu fantomu kości mineralnej, niezależnie od grubości akrylu i warunków ekspozycji. Rysunek 12. jest obrazem fantomu mineralnego kości otoczony przez 30 cm grubości akryl otrzymany przy napięciu 100 kV. W porównaniu z obrazem z konwencjonalnym przetwarzaniem (Rys. 12a), obszar wokół minerału kości można łatwiej zaobserwować na rysunku 12b.

### Efekt wizualizacji całego obiektu z przerwą o dużej grubości

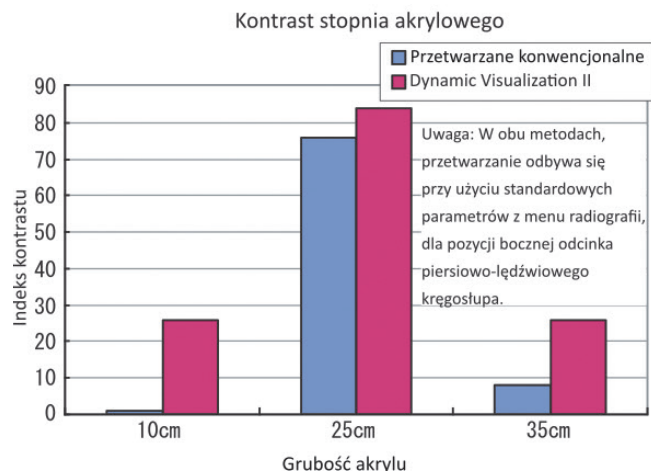
DV II jest zdolne do wizualizacji całego obiektu poprzez kontrolowanie kompresji zakresu dynamiki w oparciu o grubość ciała. W przypadku obrazu kręgosłupa, DV II pozwala na zwiualizowanie wysokiego kontrastu zarówno odcinka piersiowego w okolicy płucnej, jak i odcinka lędźwiowego, otoczonych tkanką miękką. Aby pokazać ten efekt, wykonano ekspozycje na akrylowym stopniu o grubości 1 cm, na 10 cm, 20 cm i 30 cm akrylu. Jak pokazano na rysunku 13, każdy z nich naśladuje odcinek piersiowy kręgosłupa w okolicy płucnej, obszar przejściowy na zewnątrz obszaru płucnego. Następnie dla pozyskanych obrazów zastosowano przetwarzanie konwencjonalne oraz DV II. Gęstość wyjściową dostosowano na podstawie fragmentu o grubości 25 cm, tak aby w obu obrazach uzyskać taki sam wynik, a następnie zmierzono kontrast w i poza stopniem akrylowym. W rezultacie kontrast stopnia akrylowego na obrazie z przetwarzaniem DV II został poprawiony bez względu na grubość akrylu,



**Rys. 12** Przykład obrazu: 30 cm fantom, 100 kV  
Źródło: Archiwum własne.

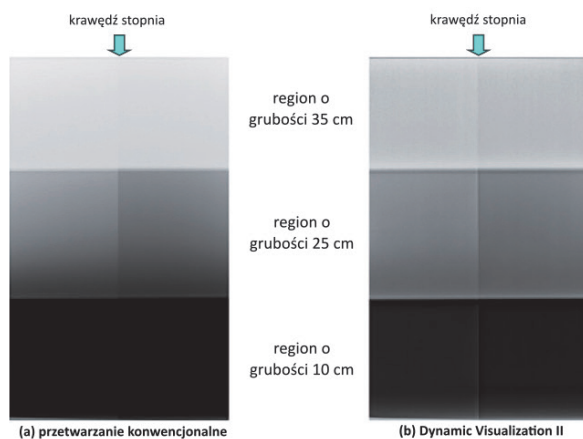


**Rys. 13** Układ fantomu stopniowego oraz metoda pomiaru kontrastu  
Źródło: Archiwum własne.

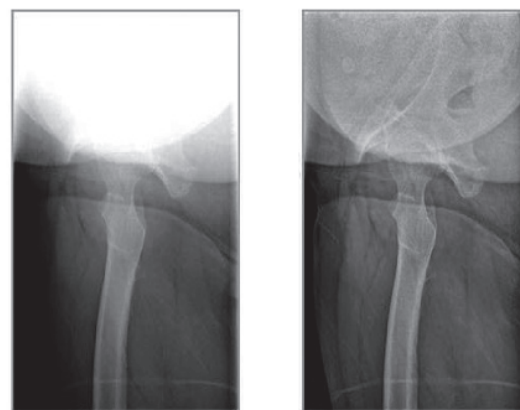


**Rys. 14** Kontrast fantomu stopniowego  
Źródło: Archiwum własne.

jak przedstawiono na rysunkach 14 i 15. jest jednym z przykładowych obrazów. W porównaniu z rysunkiem 15. obraz z konwencjonalnym przetwarzaniem, DV II poprawia kontrast zarówno 35 cm akrylowej części, jak i 10 cm, co powoduje ogromną różnicę w widoczności.

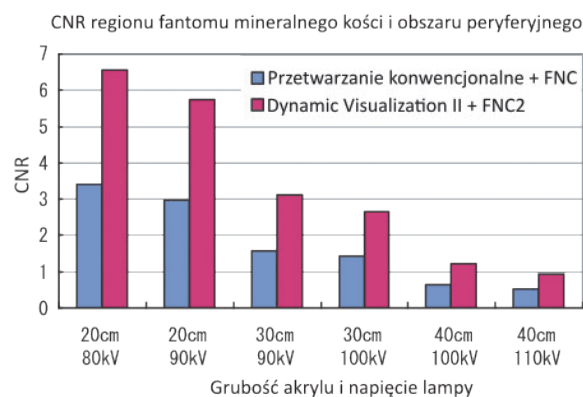


**Rys. 15** Przykład obrazu fantomu stopniowego  
Źródło: Archiwum własne.



**(a) przetwarzanie konwencjonalne (b) Dynamic Visualization II**

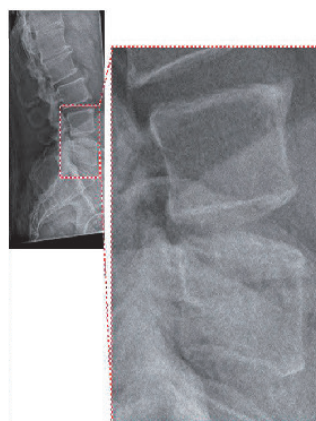
**Rys. 17** Przykład obrazu osi stawu biodrowego  
Źródło: Archiwum własne.



**Rys. 16** Różnica w CNR (stosunek kontrastu do szumu) konwencjonalnego przetwarzania + FNC1 i Dynamic Visualization II + FNC2  
Źródło: Archiwum własne.



**(a) przetwarzanie konwencjonalne**



**(b) Dynamic Visualization II**

**Rys. 18** Przykład obrazu odcinka lędźwiowego kręgosłupa – projekcja boczna  
Źródło: Archiwum własne.

## Ziarnistość

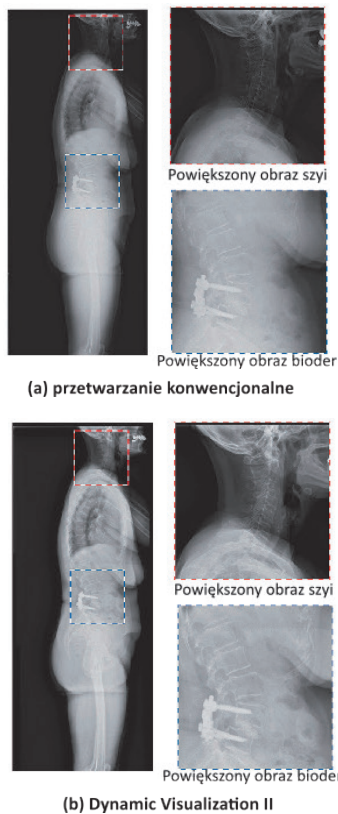
Porównano także stosunek kontrastu do szumu (CNR – *contrast noise ratio*) dwóch następujących zdjęć mineralnego fantomu kości (Rys. 12). Zdjęcia te zostały zebrane w eksperymencie opisanym w sekcji: Wpływ poprawy kontrastu obrazu pomiędzy strukturami z niewielką przerwą w absorpcji promieniowania rentgenowskiego. Jeden z przetwarzaniem DV II oraz FNC2, a drugi z konwencjonalnym przetwarzaniem i FNC. Rysunek 16. jest wynikiem porównania. Porównując CNR, w przypadku obrazu uzyskanego z DV II i FNC2 został on poprawiony niezależnie od warunków ekspozycji i grubości obiektu. Wynik ten wskazuje, że ziarnistość może być tłumiona, nawet jeśli kontrast jest poprawiony i oczekuje się poprawy widoczności obiektu.

## Zastosowanie w obrazowaniu klinicznym

### Efekt poprawy kontrastu i wizualizacji całego obiektu

Rysunki 17-19 są przykładami obrazów z DV II. Rysunek 17. obrazuje oś stawu biodrowego. Staw biodrowy zachodzi na udo

i biodro ze względu na pozycjonowanie, powodując niską gęstość i kontrast w zachodzącym na siebie obszarze. W obrazie z DV II (Rys. 17b), gdy kompresja zakresu dynamicznego jest kontrolowana zgodnie z grubością ciała, struktura zachodzącego na siebie obszaru stawu biodrowego jest wizualizowana. Rysunek 18. obrazuje widok boczny kręgosłupa lędźwiowego. Podobnie na



**Rys. 19** Przykład obrazu całego kręgosłupa – projekcja boczna  
Źródło: Archiwum własne.

rysunku 18b połączenie DV II i FNC2 osiąga obraz bez szumów, nawet jeśli kontrast jest wzmocniony. Na rysunku 19. pokazano obraz pozycji bocznej całego kręgosłupa. DV II na rysunku 19b wyraźnie wizualizuje strukturę kręgów zarówno cienkiego obszaru przy szyi, jak i w grubym obszarze blisko biodra, mimo że region ma ogromną przerwę w absorpcji promieniowania RTG.

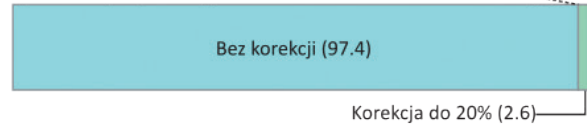
## Stabilność gęstości i kontrastu

Przeprowadziliśmy ocenę stabilności automatycznie określonej gęstości oraz kontrastu przed i po wprowadzeniu przetwarzania DV II. Oceny odbyły się w instytucji w Japonii, który wykonał wiele obrazów typu *longview* dla całego kręgosłupa. Stwierdzono różnice w szeregu przypadków, które wymagały ręcznej regulacji gęstości i kontrastu, między po i przed wprowadzeniem DV II. Rysunek 20. pokazuje rozkład korekcji na automatycznie ustalony kontrast. Wykres dystrybucji wskazuje, że konwencjonalne przetwarzanie prawie wszystkich obrazów wymaga korekcji kontrastu. Z drugiej strony częstotliwość korekcji została drastycznie zmniejszona przy zastosowaniu DV II. Obrazy, na których skorygowano kontrast, stanowią mniej niż 3%. Rysunek 21. przedstawia rozkład korekcji na automatycznie wyznaczonej gęstości. Rozkład wskazuje, że zarówno częstotliwość, jak i ilość

### Przetwarzanie konwencjonalne (łącznie 991 przykładów)

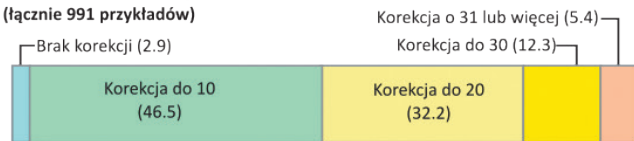


### Dynamic Visualization II (łącznie 823 przykładów)



**Rys. 20** Częstotliwość korekcji kontrastu w obrazach całego kręgosłupa  
Źródło: Archiwum własne.

### Przetwarzanie konwencjonalne (łącznie 991 przykładów)



### Dynamic Visualization II (łącznie 823 przykładów)



**Rys. 21** Częstotliwość korekcji gęstości w obrazach całego kręgosłupa  
Źródło: Archiwum własne.

korekcji gęstości drastycznie zmalały po wprowadzeniu DV II. Obrazy z więcej niż 10. poprawkami, gdzie zmiany w gęstości są wyraźnie widoczne, stanowi około 50% przetwarzania tradycyjnego z 3% w przypadku zastawiania DV II.

## Wnioski

Ten raport miał na celu wprowadzenie DV II, nowo opracowanej technologii przetwarzania obrazu, która rozpoznaje grubość oraz strukturę obiektu zgodnie z informacją, jaką niosą promienie X przenikające przez ludzkie ciało, osiągając poprawę kontrastu regionu zainteresowania. <sup>8</sup>

### Znaki towarowe

Dynamic Visualization i FCR są zarejestrowanymi znakami towarowymi lub znakami towarowymi Fujifilm Corporation. Wszelkie inne nazwy firm lub nazwy systemów i produktów, o których mowa w niniejszym dokumencie, są z reguły własnymi nazwami handlowymi, zarejestrowanymi znakami towarowymi lub znakami towarowymi odpowiednich firm.