

## Odszumianie obrazów CT za pomocą transformaty curvelet

**Streszczenie.** W artykule przedstawiono zastosowanie transformaty curvelet do odszumiania obrazów tomografii komputerowej (CT). Szum wpływa na zdolność do wizualizacji cech patologicznych i struktur żywych tkanek w obrazach CT. Szum w CT zależy od ilości oddzielnych fotonów rentgenowskich dochodzących do detektora. W CT szum jest odpowiedzialny za zmniejszenie widoczności obszarów o niskim kontraście i obiektów. Zaszumione obrazy mogą nie być prawidłowo interpretowane przez lekarza, w szczególności przy wykrywaniu zmian patologicznych w tkankach. Testy przeprowadzono na standardowym obrazie testowym Shepp-Logan z addytywnym szumem gaussowskim.

**Abstract.** The paper proposes a noise reduction method for CT by processing it through the curvelet transform. Noise affects the ability to visualize pathologic qualities and the living tissues structure in CT. Noise in CT depends on the amount of discrete x-ray photons reaching the detector. In the CT images noise is responsible for visibility reduction of low contrast areas and objects. Noisy picture may not be properly interpreted by a physician, especially on detection of pathological changes in tissues. The tests were performed on the Shepp-Logan phantom standard test image with additive Gaussian noise. **The curvelet transform denoising of CT images.**

**Słowa kluczowe:** curvelet, tomografia komputerowa, szum, odszumianie.

**Keywords:** curvelet transform, CT, noise, noise reduction.

### Wstęp

Tomografia komputerowa stanowi bardzo ważną grupę metod obrazowania w diagnostyce medycznej. Po raz pierwszy, zastosowana w 1973 roku, obecnie podlega nieustannemu rozwojowi i doskonaleniu. Zmianom podlegają zarówno algorytmy odpowiedzialne za przetwarzanie danych jak również wprowadzane są rozwiązania zmierzające do osłabienia dawek promieniowania dla pacjenta [6,7]. Jednak zasadniczy problem związany z tomografią komputerową, czyli obecność szumu w obrazie, w dalszym ciągu występuje i w wielu sytuacjach nie pozwala na jednoznaczną interpretację obrazu. W artykule zawarto wyniki podjętych prób dotyczących zastosowania transformaty curvelet do odszumiania obrazów CT, zaszumionych addytywnym szumem Gaussa.

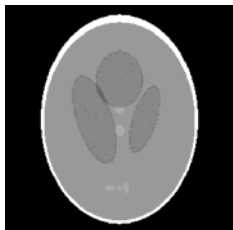
### Tomografia komputerowa

Tomografia komputerowa jest odmianą tomografii rentgenowskiej, w której zasadniczym celem badania jest uzyskanie obrazów tomograficznych, będącymi przekrojami badanego obiektu. Technika ta, wykorzystywana jest głównie w medycynie oraz w niewielkim stopniu w inżynierii materiałowej. Główne zalety, to nieinwazyjność, szybkość, bezbolesność i duża precyzja obrazowania. W zależności od technologii tomografu, możliwe jest uzyskanie obrazów przekrojowych klasy 2D lub 3D. Obecnie, w użyciu znajdują się już urządzenia IV generacji, z ruchomą lampą rentgenowską i nieruchomym pierścieniem detektorów promieniowania. Ponieważ do badania, używane jest promieniowanie rentgenowskie, które jest promieniowaniem jonizującym, w przypadku badania organizmu żywych kluczowe jest ograniczenie szkodliwego wpływu tego promieniowania na zdrowie i życie. Przyjmuje się, że badanie tomograficzne naraża pacjenta na ok. 400 krotnie większą dawkę promieniowania niż pojedyncze zdjęcie rentgenowskie [8]. Dlatego tak ważne jest, aby wynik badania w postaci tomogramu, pozwalał na jednoznaczną i pewną interpretację stanu pacjenta, aby nie było potrzeby wielokrotnej ekspozycji na szkodliwe promieniowanie.

W trakcie rozwoju techniki obrazowania za pomocą tomografu komputerowego, prace skupione były na minimalizacji dawki promieniowania przy zachowaniu założonej, wysokiej jakości diagnostycznej obrazu tomograficznego. Technologiczny wyścig, pierwotnie zmierzający do jak najwyższej rozdzielczości i dokładności obrazowania, stopniowo został wyparty przez poszukiwania rozwiązań minimalizujących dawki promieniowania.

Wraz z rozwojem technik informacyjnych, stało się możliwe wykorzystywanie coraz bardziej złożonych technik obliczeniowych i przetwarzania danych, co wpisywało się w nurt poszukiwań rozwiązań zmierzających do zapewnienia jakości obrazowania przy zmniejszaniu dawki promieniowania. Wśród stosowanych algorytmów, wymienić należy algorytm FBP (ang. *Filtered Back Projection*) - rekonstrukcji filtrowanej projekcji wstecznej. Algorytm ten przy zbyt niskiej dawce promieniowania, powoduje znaczne obniżenie jakości rekonstruowanych obrazów, przede wszystkim w związku z relatywnie wysokim poziomem szumu i dużą ilością artefaktów, wywołanych głównie obiektami o dużej gęstości (implanty, zwapnienia, itp.). Rozwinięciem algorytmów FBP były rozwiązania wykorzystujące dodatkowo filtry redukujące bądź usuwające szum z obrazu tomograficznego. Algorytmy te, opierały się na rekonstrukcji już gotowego obrazu, przez co eliminacja wad algorytmu FBP nie była możliwa, niemniej jednak był to ważny krok na drodze rozwoju technik obrazowania z wykorzystaniem CT, ponieważ pozwalał na poprawę jakości obrazów tomograficznych bez ingerencji w poziom dawki promieniowania. Dużym skokiem jakościowym w rekonstrukcji obrazów stało się zastosowanie technik iteracyjnych. Pierwsze algorytmy wykorzystywały liniowe przetwarzanie surowych danych z detektorów. Dla wysokiego poziomu szumu dodatkowo tworzony był model szumu w przestrzeni samego tomogramu, wykorzystywany później do jego eliminacji. Takiego typu rekonstruktory iteracyjne pozwalały na eliminację artefaktów liniowych (ang. *streaking artifacts*) i na zmniejszenie poziomu szumu na obrazach, jednak wraz z tymi korzyściami zmniejszała się maksymalna rozdzielczość przestrzenna w obrazach. Nie były również w stanie eliminować artefaktów typu *bias* (związanych ze zmianą wartości HU w centrum obrazu, najczęściej rozjaśnianie obrazu) gdyż zmieniały charakterystykę szumu w stosunku do referencyjnych obrazów FBP. Niemniej jednak, tomografy komputerowe z algorytmami iteracyjnymi, współcześnie dominują na rynku, zaimplementowane bowiem algorytmy, pozwalają na wstępną obróbkę danych surowych, tym samym pozwalają na zwiększenie wartości diagnostycznej obrazów szczególnie w obszarach nisko kontrastowych [10,11]. W artykule przedstawiono badania nad algorytmem odszumiającym, pracującym w przestrzeni obrazu zrekonstruowanego, bazującym na nie-wykorzystywanej jeszcze w tomografii komputerowej transformacji curvelet. Może stanowić on część algorytmu iteracyjnego.

Testy wykonano na standaryzowanym obrazie testowym *Shepp-Logan*, utworzonym przez Larry'ego Sheppa i Benjamin Logana. Obraz testowy to model ludzkiej głowy, utworzony w celu identyfikacji wpływu algorytmów rekonstruujących na parametry obrazu, w szczególności na możliwość wykrywania zaimplementowanych w obrazie osobliwości o niskim kontraście. Rozdzielczość testowanego obrazu wynosi 512x512 pikseli w skali szarości. Obraz testowy przedstawiony został na rysunku 1.



Rys.1. Testowy obraz tantomu *Shepp-Logan*

### Transformata curvelet

Do odszumiania obrazów CT wykorzystano transformatę curvelet. Transformata ta przekształca obrazy na zestaw współczynników, w których wartości zawiera jest informacja o obrazie. Współczynniki posiadają wartości zdyskretyzowane przez parametry położenia, orientacji i skali. Szerzej transformata została przedstawiona we wcześniejszych publikacjach [1-5, 9]. Artykuł przedstawia wyniki przekształceń realizowanych algorytmem FDCT via Wrapping zawartym w bibliotekach CurveLab, pracujących w środowisku MatLab. Wielorozdzielczość przekształcenia, pozwala na operacje na współczynnikach na różnych skalach dekompozycji, co jest szczególnie istotne przy przetwarzaniu obrazów zaszumionych, gdzie szum jest zjawiskiem wysokoczęstotliwościowym. Macierz 1 zawiera współczynniki na najniższym, macierz 146 na najwyższym stopniu dekompozycji bez uwzględniania parametru orientacji, łącznie dla obrazu testowego otrzymuje się 6 stopni dekompozycji.

### Badania

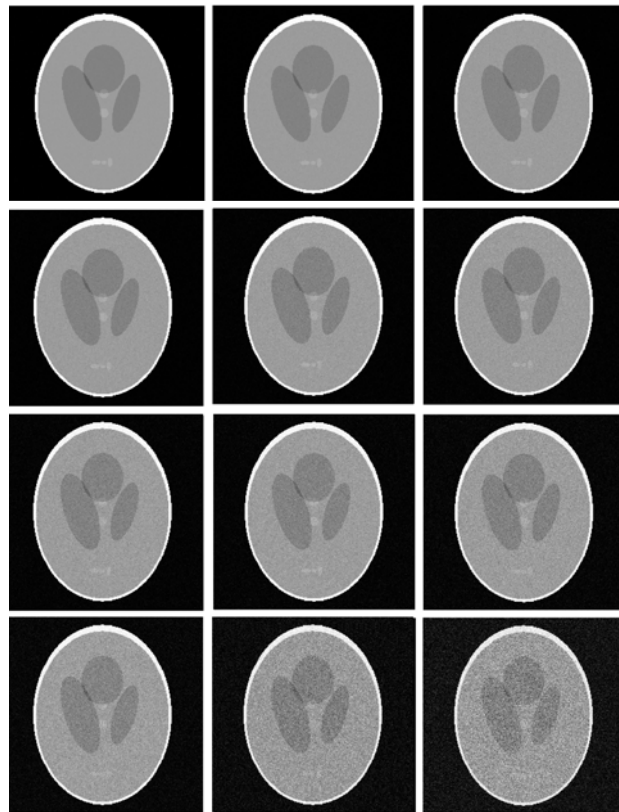
Obraz testowy był modyfikowany poprzez szum addytywny o profilu gaussowskim o różnej wartości z zakresu 1-20%. Następnie za pomocą algorytmu opartego na transformacie curvelet, zaszumiony obraz testowy był odszumiany.

Tabela 1. Zestawienie parametrów obrazu z addytywnym szumem Gaussa i odszumionego algorytmem opartym na transformacie curvelet

Wartość dodanego szumu, %	PSNR, obraz zaszumiony, dB	PSNR, obraz odszumiony, dB
1	40,79	42,83
2	35,74	40,36
3	31,64	37,70
4	29,40	35,36
5	27,36	33,47
6	26,19	32,38
7	24,41	30,99
8	23,45	30,34
9	21,98	29,05
10	21,18	28,42
15	18,03	25,68
20	15,36	22,22

Zastosowany algorytm, opierał się na modyfikacji współczynników transformaty curvelet na najwyższym stopniu dekompozycji tak, aby możliwe było redukcowanie zmian wysokoczęstotliwościowych w obrazie. Na podstawie

wcześniejszych badań wiadomo, że charakteryzują one zjawiska szumowe w obrazach. Modyfikacja współczynników transformaty przebiegała dwuetapowo: z wykorzystaniem adaptacyjnego progowania miękkiego, modyfikującego współczynniki w zależności od ich wartości oraz z wykorzystaniem progowania twardego, zerującego współczynniki o wartościach większych od danego progu. Wartości progów, zostały wyznaczone doświadczalnie. Wyniki prób, przedstawiono w tabeli 1 i na rysunkach 2 i 3.



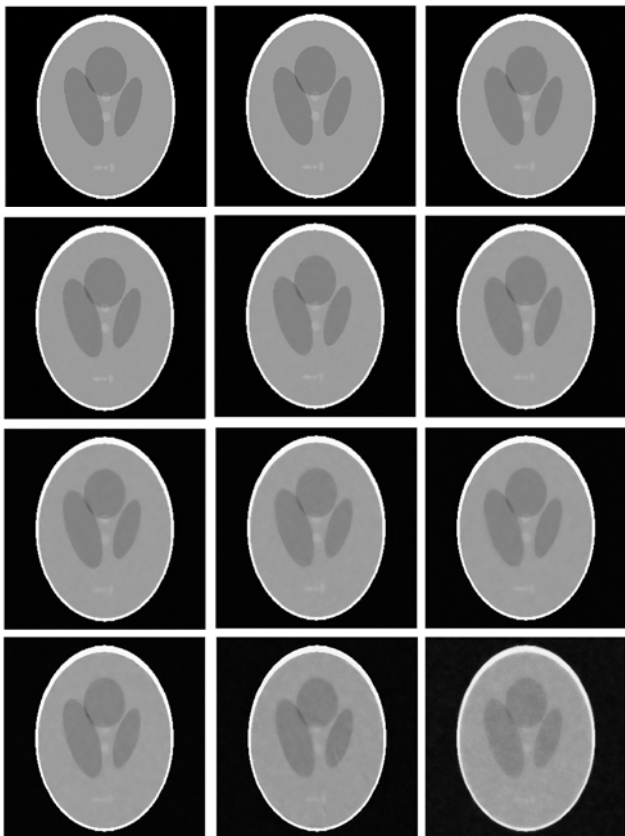
Rys.2. Zaszumiony obraz testowy; addytywny szum gaussowski, odpowiednio rzędami 1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,15 i 20%

Na rysunku 2 widać, że wraz ze wzrostem szumu w obrazie testowym, zanikają nisko kontrastowe elementy obrazu. W obrazowaniu medycznym jest to tożsame, z utratą informacji diagnostycznej dla lekarza, w szczególności o stanie tkanek miękkich i innych nie dających wysokokontrastowych obrazów tomograficznych. Na rysunku 3 widać, że nisko kontrastowe obszary obrazu są widoczne po procesie odszumiania nawet przy dużym addytywnym szumie gaussowskim dodanym do obrazu testowego.

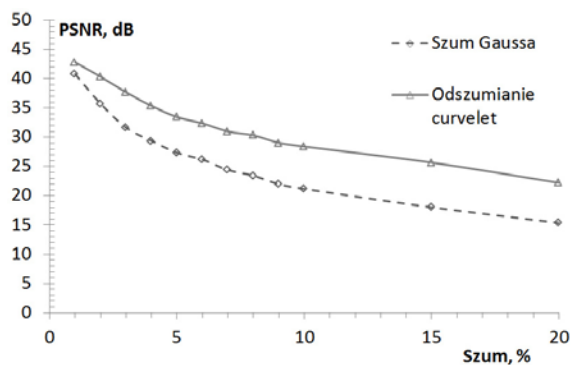
W obrazie nie występuje rozmywanie krawędzi, co wynika z charakterystyki przekształcenia curvelet – jest to transformacja zorientowana na przekształcanie osobliwości obrazu, takich jak np. krawędzie. Zysk PSNR w stosunku do zaszumionych obrazów, jaki uzyskuje się metodą odszumiania bazującą na transformacie curvelet jest zależny od ilości szumu w przetwarzanym obrazie i wynosi od 2 do blisko 8 dB.

Współcześnie stosowane metody odszumiania, oparte na filtracji lub algorytmach wielorozdzielczych takich jak przekształcenie falkowe, pozwala osiągać bardzo zbliżone wyniki, jeżeli analizujemy skalę bezwzględną (np. PSNR). Parametr PSNR, pomimo obiektywnej miary szumu w obrazie, nie odzwierciedla takich aspektów obrazu jak rozmycie krawędzi, szczegółowość detali itp. Dlatego w ocenie subiektywnej, wyniki uzyskiwane w oparciu o

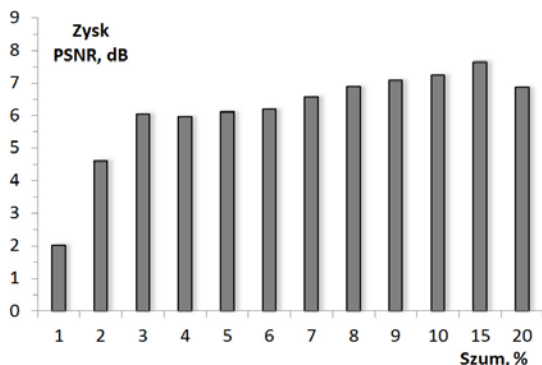
transformatę curvelet są lepsze, z uwagi na doskonalsze odwzorowywanie krawędzi i detali w obrazie.



Rys.3. Odszumiony obraz testowy; addytywny szum gaussowski, odpowiednio rzędami 1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,15 i 20%



Rys.4. PSNR dla obrazu zaszumionego i odszumionego



Rys.5. Zysk PSNR przy odszumianiu transformatą curvelet

Czas obliczeń dla pojedynczego obrazu, na komputerze PC o typowych parametrach, wynosi około 1 sekundy, co stanowi kilkukrotne wydłużenie czasu obliczeń w stosunku do innych metod.

### Wnioski

Odszumianie obrazów CT z wykorzystaniem transformaty curvelet, pozwala uzyskiwać zadowalające rezultaty, szczególnie w obszarze rekonstrukcji zmian nisko kontrastowych. Algorytm pozwala na bardzo szybkie w stosunku do czasu trwania procesu rekonstrukcji obrazu CT odszumianie i nie wprowadza zniekształceń do krawędzi obrazu.

### LITERATURA

- [1] Ciężczyk S., Ławicki T., Miaskowski A.: The curvelet transform application to the analysis of data received from GPR technique, *ELEKTRONIKA IR ELEKTROTECHNIKA*, 6 (2013), 99 – 102
- [2] Candès E.J., Demanet L., Donoho D.L., Ying L.: Fast discrete curvelet transforms, *Multiscale Model. Simul.*, 5 (2005), 861-899
- [3] Candès E.J., Donoho D.L., Continuous curvelet transform: I. Resolution of the wavefront set, *Appl. Comput. Harmon. Anal.*, 19 (2003), 162-197
- [4] Candès E.J., Donoho D.L., Continuous curvelet transform: II. Discretization and frames, *Appl. Comput. Harmon. Anal.*, 19 (2003), 198-222
- [5] Candès E.J., Demanet L., Donoho D.L.: Fast discrete curvelet transform. Stanford University, 2005
- [6] Chen Y., Chenb W., Yinc X., Yed X., Baoa X., Luo L., Fengb Q., lib Y., Yub X.: Improving low-dose abdominal CT images by Weighted Intensity Averaging over Large-scale Neighborhoods, *European Journal of Radiology*, 2 (2011), 42-49
- [7] Kelm Z.S., Blezek D., Bartholmai B., Erickson B.J.: Optimizing non-local means for denoising low dose CT, *Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 2009, 662-665
- [8] Hufenbach, W. Gude, M. Ulrich H. J. Czulak, A. Danczak, M. Bohm, R. Zschehyge, M. Geske, V.: Computer tomography-aided non-destructive and destructive testing in composite engineering, *Composites Theory and Practice*, 4 (2012), 279-284
- [9] Wójcik W., Ciężczyk S., Ławicki T., Miaskowski A.: Zastosowanie transformaty curvelet w przetwarzaniu danych z georadaru GPR, *Przegląd Elektrotechniczny*, 9b/2012, s. 249-252
- [10] Toda H., Maire E., Yamauchi S., Tsuruta H., Hiramatsu T., Kobayashi M.: In situ observation of ductile fracture using X-ray tomography technique, *Acta Materialica*, 59 (2011), 1995-2008
- [11] Hufenbach W., Böhm R., Gude M., Berthel M., Hornig A., Rucevskis S., Andrich M.: A test device for damage characterization of composites based on in situ computed tomography, *Composites Science and Technology*, 72 (2012), 1361-1367

### Autor:

dr inż. Tomasz Ławicki, Politechnika Lubelska, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, ul. Nadbystrzycka 38a, 20-618 Lublin, Uczestnik projektu "Kwalifikacje dla rynku pracy - Politechnika Lubelska przyjazna dla pracodawcy" współfinansowanego przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego. Participant of the project: "Qualifications for the labour market - employer friendly university", cofinanced by European Union from European Social Fund. E-mail: [t.lawicki@pollub.pl](mailto:t.lawicki@pollub.pl)