

Sławomir CHABEREK<sup>\*)</sup>, Jacek SZAWDYN<sup>\*)</sup>

SAMODZIELNY PUBLICZNY SZPITAL KLINICZNY IM. PROF. A. GRUCY W OTWOCKU

## Matematyczna analiza zmian mikrostruktury kostnej; różnicowa ocena początkowego przebiegu procesu nowotworowego w stawie kolanowym

### Streszczenie

Celem pracy było sprawdzenie możliwości wykrywania zmian w strukturze kostnej przy zastosowaniu opracowanych algorytmów umożliwiających matematyczny opis struktury kostnej. Podstawowymi elementami analizy są: analiza histogramu obrazu rentgenowskiego, wymiar fraktalny, analiza widma amplitudowego oraz widma energetycznego dwuwymiarowej transformaty Fouriera obrazu rentgenowskiego.

W sposób matematyczny opisane zostały różnice i podobieństwa pomiędzy strukturą prawidłową, oraz tkanką zmienioną patologicznie.

Na podstawie przeprowadzonych analiz stwierdzono, że prezentowana metoda może być pomocna przy różnicowaniu i opisie stanu mikrostruktury kostnej zmienionej w procesie nowotworowym. Co może mieć znaczenie we wczesnym wykrywaniu zmian pierwotnych jak i przerzutowych w kości.

### Abstract

This study was performed to evaluate of bone microstructure changes using 2D fast- Fourier Transformation spectrum analysis, image histogram analysis and morphological fractal dimension of planar macro-radiography examination. Differences and similarities between normal and pathological microstructure of trabecular bone were evaluated using parameters mentioned above. This study confirmed that quality analysis of trabecular bone structure of bone using digital image processing to analysis planar X-ray examination provides us information about tumour changes within bone. Current results suggest caution that 2D-FFT spectral analysis is promising method to describe trabecular bone microstructures tumour changes, which could be helpful in early detection of primary and metastatic tumour growth within bone.

### Wstęp

Rozpoznanie uszkodzeń kostnych dokonuje się za pomocą połączonych badań klinicznych, radiologicznych i anatomopatologicznych, ostatecznie jednak opiera się ono na wyniku badania histologicznego. Rola badania radiologicznego w diagnostyce chorób kostnych jest bardzo ważna i pełne wykorzystanie możliwości tego badania ma w większości przypadków decydujące znaczenie dla właściwego postępowania. Badanie radiologiczne w przypadkach zmian lub podejrzenia zmian w narządzie ruchu jest bardzo rozpozszechnione, toteż istnieje możliwość jego wykorzystania do uchwycenia zmian nowotworowych w stosunkowo wczesnych fazach rozwoju.

Badanie radiologiczne dostarcza dalece dalej idących informacji na temat umiejscowienia, rozległości i natury zmian w porównaniu z badaniami klinicznymi. Badanie to w wielu przypadkach pozwala na ocenę struktury kostnej. Jest ono narzędziem dostarczającym informacji niezbędnych dla oceny całej zmiany, których nie można uzyskać na podstawie histologicznego badania fragmentu tkanki. Dzięki temu w wielu przypadkach badanie radiologiczne jest wystarczające do podjęcia decyzji terapeutycznej, np. w przypadkach w których można dokonać usunięcia całości podejrzanego zmiany. Czynniki to badania radiologiczne jeszcze istotniejszymi.

Badanie radiologiczne kośćca daje duże możliwości odróżnienia struktury kości prawidłowej od nieprawidłowej. Zmiany kostne mogą zawierać struktury (zwapnienia, skostnienia) dobrze widoczne jako cienie kontrastujące z tkankami prawidłowymi, a wzory wytwarzane przez struktury chorobowe pozwalają bardzo często na ich identyfikację. Ale im mniej zaawansowane jest stadium zmiany, tym trudniejsza jest interpretacja radiogramu. W opisach radiologicznych zmian kostnych bezpośrednio określa się takie zjawiska, jak niszczenie kości, zmiany guzowate, zjawiska strukturalne, tendencje zmian.

Obraz rentgenowski zawiera w sobie szereg informacji niedostępnych dla oka ludzkiego.

Metody diagnostyczne oparte na wzrokowej ocenie struktury kostnej obarczone są zawsze błędami wynikającymi z ograniczonej sprawności zmysłów ludzkich.

Przedstawienie tych informacji w postaci parametrów liczbowych pozwala na obiektywną i jednoznaczną ocenę radiogramu, szczególnie w przypadku zmian i uszkodzeń mikrostruktury kostnej. Dzięki zastosowaniu cyfrowych przekształceń obrazu możliwe jest wyodrębnienie istotnych z diagnostycznego punktu widzenia cech mikrostruktury kostnej.

### Metoda pomiarowa

#### Analiza histogramu jako opis zmian gęstości minerałów w badaniach struktury kostnej

Jeżeli obszar zainteresowania obrazu rentgenowskiego badanej struktury przedstawimy jako płaszczyznę obrazującą rozkład poziomów szarości (I) obrazu dla poszczególnych pikseli

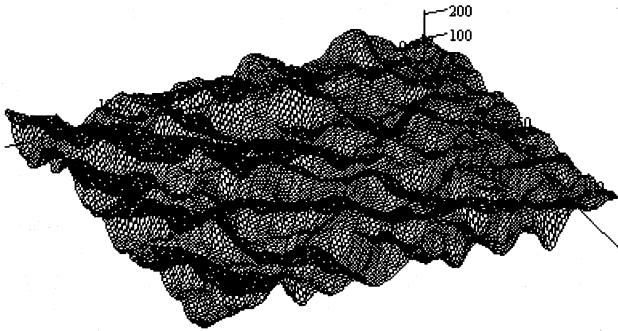
<sup>\*)</sup>Mgr inż. Sławomir CHABEREK

– absolwent Wydziału Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej z 1996 r. Obecnie kierownik Działu Techniki Medycznej SPSK im prof. A. Grucy w Otwocku.

<sup>\*)</sup>Lek. Rtg Jacek SZAWDYN

– kierownik Zakładu Diagnostyki Obrazowej SPSK im prof. A. Grucy w Otwocku.

o współrzędnych (x, y) każdy, rozkład intensywności przedstawia się jak na rys. 1.



Rys. 1. Przestrzenny obraz macierzy  $I(x, y)$  przykładowej struktury kostnej kości gąbczastej

Przedstawioną płaszczyznę można opisać używając parametrów liczbowych [10]. Podstawą do wyznaczania istotnych cech badanego obrazu jest jego histogram. Jako histogram określono stosunek ilości pikseli o danym poziomie szarości (I) do liczby wszystkich pikseli obrazu (M). Funkcję histogramu  $P(I)$  zdefiniowano w następujący sposób:

$$P(I) = \frac{M(I)}{M} \quad (1)$$

gdzie:

$P(I)$  - funkcja histogramu,  
 $M(I)$  - ilość pikseli obrazu o danym poziomie szarości I,  
 $M$  - ilość wszystkich pikseli badanego obrazu.

Przedstawiona funkcja  $P(I)$  opisuje prawdopodobieństwo wystąpienia pikseli o danym poziomie szarości w badanym obrazie.

Na bazie funkcji  $P(I)$  zdefiniowano następujące wielkości umożliwiające opis cech histogramu:

Średnia ( $\mu$ ) (MEAN):

$$\mu = \sum_{I=0}^{255} I * P(I) = \sum_x \sum_y \frac{I(x, y)}{M} \quad (2)$$

Odchylenie standardowe ( $\sigma$ )(SDEV) określające stopień rozproszenia wokół średniej

$$\sigma = \sqrt{\sum_{I=0}^{255} (I - \mu)^2 * P(I)} \quad (3)$$

Skośność histogramu (skew) (SKEW). Skośność charakteryzuje stopień asymetrii rozkładu wokół jego średniej. Skośność dodatnia oznacza rozkład z asymetrycznym ogonem rozciągającym się w kierunku do wartości bardziej dodatnich. Skośność ujemna oznacza rozkład z asymetrycznym ogonem rozciągającym się w kierunku wartości bardziej ujemnych.

$$skew = \left[ \sum_{I=0}^{255} (I - \mu)^3 * P(I) \right] * \frac{1}{\sigma^3} \quad (4)$$

Kurtoza (kurt)(KURT). Kurtoza charakteryzuje względną szczytowość lub płaskość rozkładu w porównaniu z rozkładem normal-

nym. Dodatnia kurtoza oznacza rozkład o stosunkowo dużej szczytowości. Ujemna kurtoza oznacza rozkład stosunkowo płaski.

$$kurt = \left\{ \left[ \sum_{I=0}^{255} (I - \mu)^4 * P(I) \right] * \frac{1}{\sigma^4} \right\} - 3 \quad (5)$$

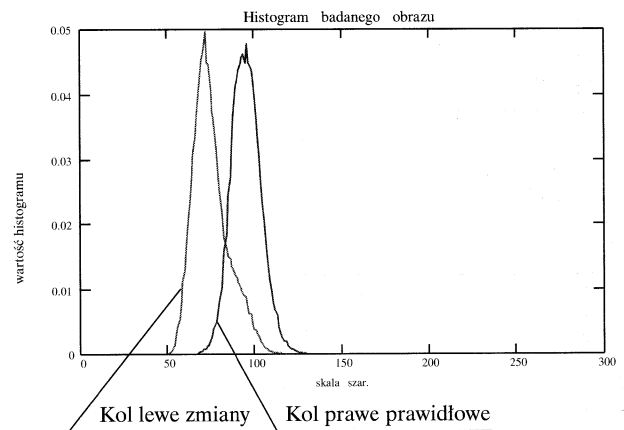
Energia histogramu (E)(ENERG).

$$E = \sum_{I=0}^{255} (P(I))^2 \quad (6)$$

Entropia (e)(ENTR).

$$\epsilon = - \sum_{I=0}^{255} \log_2 [P(I)] * P(I) \quad (7)$$

Na wykresie zamieszczonym na rys. 2 przedstawiono histogramy obrazów prawidłowej struktury kostnej i strukturę kostną zmienioną przez proces nowotworowy. Widoczne są wyraźne różnice w przebiegu poszczególnych krzywych. Histogram struktury zmienionej jest znacznie przesunięty w kierunku niskich poziomów szarości. Jednocześnie wykres jest znacznie węższy niż wykres przedstawiający strukturę prawidłową. Kształt histogramu struktur normalnych zbliżony jest do rozkładu normalnego. Zwężenie i przesunięcie histogramu struktur świadczy o ubytku drobnych beleczek kostnych.



Rys. 2. Histogramy obrazów rentgenowskich struktury prawidłowej i zmienionej chorobowo

Na podstawie opisanych wcześniej zależności wyznaczono parametry opisujące liczbowo cechy histogramów badanych obrazów.

### Analiza widma amplitudowego i energetycznego dwuwymiarowej transformaty Fouriera jako analiza kształtu i przebiegu struktur

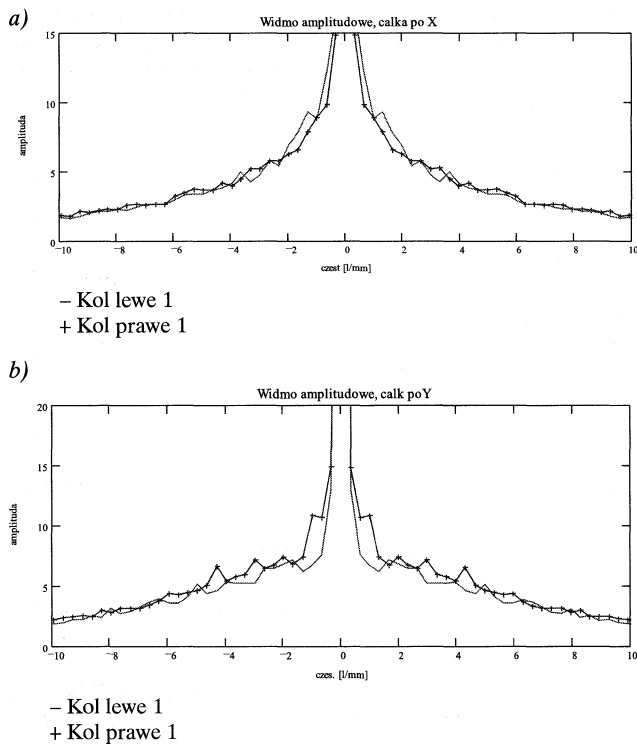
Poddany dwuwymiarowej transformacji Fouriera obraz rentgenowski jest równoważny obrazowi pierwotnemu. W obu przypadkach informacja zawarta w obrazie jest identyczna jednak przedstawiona w innej formie. W przypadku obrazu rzeczywistego podstawowymi parametrami obrazu są piksel czyli pojedynczy punkt obrazu o współrzędnych kartezjańskich (x,y) oraz intensywność danego punktu obrazu. Obraz poddany Transformacji Fouriera opisywany jest takimi parametrami jak struktury obrazowe i ich częstotliwości przestrzenne ( $f_x, f_y$ ) wyrażane w 1/mm (liniach na mm)

oraz kierunki tych struktur ( $\phi$ ) mierzone w radianach. Dzięki takiej prezentacji nie posługujemy się pojedynczymi punktami lecz syntetyczną informacją zawartą w zestawach punktów o określonej częstotliwości przestrzennej. Jeśli przyjmujemy  $g(x,y)$  jako funkcję opisującą rozkład intensywności w obrazie rzeczywistym, może to być np. funkcja opisująca zaczerwienie filmu rentgenowskiego, to transformata Fouriera funkcji  $g(x,y)$  opisana jest wzorem:

$$G(f_x, f_y) = \iint g(x, y) * \exp[-2 * \pi * i * (x * f_x + y * f_y)] dx dy \quad (8)$$

gdzie: funkcja  $G(f_x, f_y)$  jest transformatą Fouriera obrazu rzeczywistego,  $f_x$  i  $f_y$  są częstościami przestrzennymi struktur obrazu.

Jako częstotliwość przestrzenną określa się liczbę zmian wartości jasności na jednostkowym odcinku fragmentu obrazu. Mówimy że w obrazie występują duże częstotliwości przestrzenne, gdy na jego fragmentach na krótkich odcinkach występują duże zmiany jasności. Fragmenty na których występują łagodne zmiany jasności charakteryzują małe częstotliwości. Dla uproszczenia dalszej analizy widmo amplitudowe całkowano w dwóch prostokątnych do siebie kierunkach (X,Y) (rys. 3 AB). Aby całkowanie było niezależne od położenia obrazu jako kierunek X wyznaczano kierunek maxi-



Rys. 3. Widmo amplitudowe, całka w kierunku X i Y. a) Struktura prawidłowa (kol. prawe 1), b) struktura zmieniona chorobowo (kol. lewe 1)

mum widma fazowego. Pozwoliło to wyeliminować błąd powstający wskutek różnego ustawienia mikroradiogramu w trakcie skanowania (położenie lewa – prawa, góra – dół itp.).

Energję w widmie wyznaczamy jako kwadrat modułu amplitudy zespolonej. Obliczeń dokonujemy w  $n$  pierścieniach o określonej szerokości  $\Delta f$  każdy. Dzięki czemu widmo energetyczne będzie zawierało informacje o interesujących nas strukturach zawartych w zakresie częstotliwości przestrzennych od  $\Delta f$  do  $n * \Delta f$  pogrupowanych w pakiety o szerokości  $\Delta f$ . Wartości energii w poszczególnych pierścieniach są normalizowane względem pierścienia o naj-

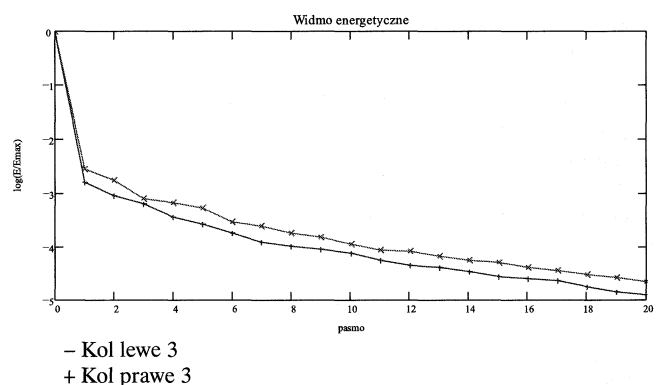
wyższej energii zazwyczaj jest to pierwszy pierścień. Następnie w celu uwypuklenia składowych o wyższych częstotliwościach przestrzennych znormalizowana wartość energii jest logarytmowana logarytmem dziesiętnym.

Widmo energetyczne możemy więc opisać zależnością:

$$WE(n) = \log \frac{E(n)}{E_{\max}} \quad (9)$$

gdzie jako  $E(n)$  przyjmujemy energję w danym pierścieniu widma.

Na podstawie otrzymanego widma energetycznego  $WE(n)$  (rys. 4) znajdujemy następujące parametry opisujące widmo: wartość średnią (MEANWE), odchylenie standardowe (SDEVWE), medianę (MEDWE), pole powierzchni ograniczone wykresem widma wykresem (AREAWE), wariancja (VARWE).



Rys. 4. Widmo energetyczne mikroradiograficznego obrazu struktur kostnych - struktura prawidłowa (kol. prawe 3), struktura zmieniona chorobowo (kol. lewe 3)

### Wymiar fraktalny obrazu rentgenowskiego struktury kostnej jako miara prawidłowego uporządkowania struktur

Podstawowym pojęciem teorii fraktali jest wymiar fraktalny  $D$ . Za pomocą wymiaru fraktalnego teoria fraktali określa stopień złożoności różnego typu obiektów (matematycznych, geometrycznych biologicznych, fizycznych) czy procesów. Podstawowe cechy fraktali to: duży stopień różnorodności, samopodobieństwo w szerokim zakresie skal - można powiedzieć, że ich stopień nieregularności jest identyczny w różnych skalach, są obiektami których wymiar zwany wymiarem fraktalnym nie jest liczbą całkowitą [6]. Analiza fraktalna obrazów radiologicznych kości i stawów jest przedmiotem zainteresowania wielu badaczy. Buckland-Wright J.C. i wsp. [1] stwierdzili, że za pomocą wymiaru fraktalnego można ilościowo opisać zmiany w strukturze kości u pacjentów z osteoartrozą. Caligiuri P. i wsp. [3] oraz Ruttiman U.E. i wsp. zajęli się określeniem stopnia ryzyka złamań osteoporotycznych przy użyciu do tego celu analizy fraktalnej. Fazzalari i Parkinson zastosowali analizę fraktalną do badań mikrofotografii próbek kostnych i potwierdzili związek pomiędzy wartością wymiaru fraktalnego a strukturą tkanki kostnej [4].

W pracy zastosowano metodę wyznaczania wymiaru fraktalnego opartą na średniej bezwzględnej różnicy poziomów szarości [6, 7, 8]. Dla macierzy poziomów szarości  $I(x, y)$  obrazu o wymiarach  $M \times N$ , w której występuje  $s$  skal długości określonych jako odległości pomiędzy poszczególnymi pikselami obrazu, definiujemy średnią bezwzględną różnicę poziomów szarości  $E$ . Jest ona równa średniej różnicy intensywności dla wszystkich par pikseli leżących

w danej odległości  $r$  mierzonej w pionie, poziomie i wzdłuż przekątnych obrazu. Opisują to poniższe zależności:

$$E = \frac{\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} |I(u,v) - I(x,y)|}{P} \quad (10)$$

gdzie:

$x, y, u, v$  - współrzędne pikseli obrazu,

$P$  - liczba par pikseli dla skali o odległości  $r$ .

Współrzędne  $x, y, u, v$  muszą spełniać następującą zależność:

$$r = \sqrt{(u-x)^2 + (v-y)^2} \quad (11)$$

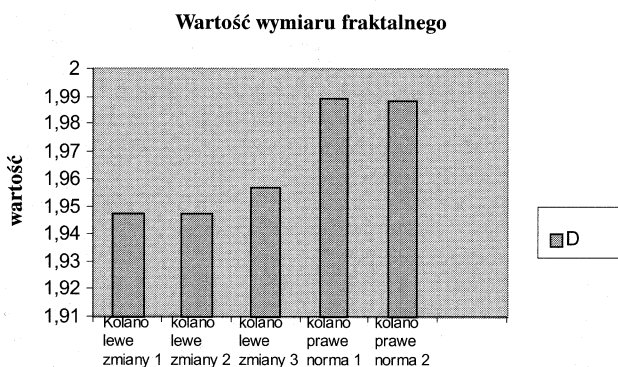
$$E \propto r^H \quad (12)$$

Współczynnik  $H$  określany jest jako współczynnik Hurst'a, który w efekcie jest współczynnikiem kierunkowym prostej regresji liniowej logarytmicznej zależności  $E$  od  $r$ . Właściwy wymiar fraktalny  $D$  obliczany jest z zależności:

$$D = 3 - H \quad (13)$$

Dla obrazów struktur o małej wariancji intensywności, wartość  $E$  będzie zbliżona do wartości  $r$ . Dlatego wartość  $H$  będzie mała a wymiar fraktalny  $D$  będzie duży. W przypadku dużej wariancji intensywności  $E$  przybiera większe wartości dla większych  $r$ .  $H$  przyjmuje więc również większe wartości przez co wymiar fraktalny  $D$  jest mniejszy.

Wartości wymiaru fraktalnego wyznaczono dla przypadków struktury prawidłowej oraz zmienionej przez proces chorobowy. Wyniki przedstawiono na wykresie słupkowym (rys. 5).



Rys. 5. Wykresy słupkowe przedstawiające wartości wymiaru fraktalnego dla struktur prawidłowych i zmienionych chorobowo

Zgodnie z właściwościami wymiaru fraktalnego, opisanymi wcześniej, dla struktur prawidłowych wartości wymiarów fraktalnych w obu przypadkach są większe, niż w przypadku zmian chorobowych.

Na podstawie powyższych analiz określono trzy grupy parametrów opisujących stan mikrostruktury kości gąbczastej na podstawie cyfrowej analizy powiększonego obrazu radiograficznego:

- parametry histogramu obrazu rentgenowskiego badanej mikrostruktury (MEAN, SDEV, SKEV, KURT, ENER, ENTR),

- parametry widma amplitudowego oraz widma energetycznego dwuwymiarowej transformaty Fouriera obrazu rentgenowskiego (MEANWE, SDEVWE, MEDWE, AREAWE, VARWE),  
- wymiar fraktalny (FRDIM).

## Ocena struktury kostnej i wyniki

Analizie poddano obraz rentgenowski bliższej nasady kości piszczelowej lewej i prawej oraz obszarów szyi kości udowej lewej i prawej pacjenta z podejrzeniem wczesnych zmian nowotworowych w strukturze kostnej. Na podstawie opisu radiologicznego pojawiło się przypuszczenie iż zmiany zlokalizowane są w obszarze prawej szyjki kości udowej i lewej bliższej nasady kości piszczelowej. Obszar lewej szyjki kości udowej i prawej bliższej nasady kości piszczelowej traktowano jako prawidłowe.

Z każdego obszaru wybrano po cztery regiony zainteresowania. Dzięki czemu otrzymano obrazy:

- czterech obszarów szyjki kości udowej prawej - podejrzenie zmian,  
- czterech obszarów szyjki kości udowej lewej - obszar prawidłowy,  
- czterech obszarów bliższej nasady kości piszczelowej lewej - podejrzenie zmian,  
- czterech obszarów bliższej nasady kości piszczelowej prawej - obszar prawidłowy.

Przeznaczony do analizy obszar radiogramu skanowano z rozdzielczością 300x300dpi 256 odcieni szarości oraz normalizowano przy użyciu opracowanych procedur normalizacyjnych.

Dla każdego obrazu wyznaczono parametry zgodnie z opisaną wcześniej metodyką.

Wartości wyznaczone parametrów dla obszaru z podejrzeniem zmian oznaczane indeksem ( $L$ ) porównywano z wartościami analogicznych parametrów wyznaczonych dla struktur prawidłowych oznaczanych indeksem ( $R$ ).

Wartości poszczególnych parametrów wyznaczonych dla histogramu badanych obszarów struktury kostnej zawiera tab. 1. Przy użyciu testu t-Studenta sprawdzono czy otrzymane różnice pomiędzy wartościami badanych wielkości są znamienne statystycznie w przypadku porównania struktury prawidłowej i zmienionej chorobowo.

Tab. 1. Wartości poszczególnych parametrów histogramu dla struktur prawidłowych ( $R$ ) i dla struktur zmienionych chorobowo ( $L$ ). Wyniki testu t-Studenta dla badanych parametrów przy poziomie istotności  $p < 0,050$

	Mean	Confid. -95,000%	Confid. +95,000%	Min	Max	Std.Dev.	t	df	p
MEAN_L	83,886	73,188	94,584	74,979	89,864	6,723			
MEAN_R	112,664	84,760	140,569	95,271	137,062	17,536	-4,585	3	,019
SDEV_L	17,237	15,922	18,552	16,240	18,261	,826			
SDEV_R	10,636	8,089	13,183	8,436	12,112	1,600	9,610	3	,002
SKEW_L	,518	,302	,734	,364	,686	,135			
SKEW_R	-,292	-,714	,129	-,689	-,128	,265	5,834	3	,010
KURT_L	,416	,116	,716	,297	,697	,188			
KURT_R	-,359	-,541	-,176	-,515	-,242	,114	5,300	3	,013
ENERG_L	,017	,009	,024	,013	,023	,004			
ENERG_R	,031	,023	,038	,026	,036	,004	-3,959	3	,028
ENTR_L	4,789	4,192	5,386	4,320	5,095	,375			
ENTR_R	5,580	4,844	6,317	5,117	6,218	,462	-4,854	3	,016

Otrzymano znaczące statystyczne ( $p < 0,05$ ) różnice dla wartości badanych parametrów histogramu badanego obrazu mikrostruktury kostnej.

Stwierdzono zmniejszanie się wartości wymiaru fraktalnego dla obszarów podejrzanych o zmiany chorobowe w stosunku do struktury prawidłowej (tab. 2).

Przy użyciu testu t-Studenta sprawdzono czy otrzymane różnice pomiędzy wartościami wyznaczonych wymiarów fraktalnych

struktury prawidłowej i zmienionej chorobowo są znamienne statystycznie.

**Tab. 2.** Wartości wymiaru fraktalnego dla struktur prawidłowych (R) i podejrzanych o zmiany chorobowe (L) oraz wyniki testu t-Studenta dla wyznaczonych wymiarów fraktalnych. Poziom istotności  $p < 0,050$

	Mean	Confid. -95,000%	Confid. +95,000%	Min	Max	Std.Dev.	t	Df	p
FRDIM L	1,960	1,893	2,028	1,915	2,016	,042			
FRDIM R	1,994	1,944	2,045	1,949	2,021	,031	-3,239	3	,047

Zmniejszanie się wymiaru fraktalnego świadczy o zmianach w organizacji struktur kostnych.

Analizy porównawcze widma amplitudowego i energetycznego dwuwymiarowej transformaty Fouriera badanych obrazów pozwalają na wyodrębnienie dalszych różnic charakterystycznych kształtów struktur zmian chorobowych w porównaniu ze strukturą prawidłową. Widmo energetyczne wyznaczono dla dwudziestu pasm od 1 do 20 o szerokości  $\Delta f = 0,9931/\text{mm}$ .

Wartości wyznaczonych parametrów widma energetycznego dla struktury prawidłowej i zmienionej chorobowo zawiera tabela (tab. 3). Przy użyciu testu t-Studenta sprawdzono czy otrzymane różnice pomiędzy wartościami wyznaczonych wielkości opisujących zależność widma energetycznego transformaty Fouriera od stanu mikrostruktury kostnej w dla obrazu struktury prawidłowej i zmienionej chorobowo. Stwierdzono znamienność różnic na poziomie istotności  $p < 0,050$

**Tab. 3.** Wartości parametrów opisujących widmo energetyczne transformaty Fouriera dla struktur prawidłowych (R) i podejrzanych o zmiany chorobowe (L) oraz wyniki testu t-Studenta dla wyznaczonych parametrów. Poziom istotności  $p < 0,050$

	Mean	Confid. -95,000%	Confid. +95,000%	Min	Max	Std.Dev.	t	df	p
MEANWE L	-3,711	-3,884	-3,538	-3,847	-3,589	,108			
MEANWE R	-3,935	-4,088	-3,781	-4,079	-3,878	,096	8,234	3	,003
SDEVWE L	1,023	,980	1,065	,993	1,052	,026			
SDEVWE R	1,060	1,013	1,108	1,041	1,105	,029	-3,878	3	,030
MEDWE L	-3,986	-4,188	-3,784	-4,162	-3,859	,126			
MEDWE R	-4,184	-4,339	-4,028	-4,331	-4,132	,097	7,580	3	,004
AREAW L	11,208	9,811	12,604	10,205	12,215	,877			
AREAW R	12,417	11,422	13,412	12,031	13,352	,625	-4,344	3	,022
VARWE L	1,047	,961	1,133	,986	1,106	,054			
VARWE R	1,126	1,027	1,225	1,089	1,220	,062	-3,849	3	,030

Otrzymane wyniki pozwoliły na potwierdzenie występowania zmian patologicznych w badanych strukturach. Dodatkowo wyodrębniono obszar o największym nasileniu zmian.

Potwierdzeniem wyników analizy było wykonanie badań histologicznych i badanie radiologiczne wykonane dwa miesiące później. Obraz radiologiczny przedstawiał złamania powstałe wskutek postępujących zmian w strukturze kostnej.

## Wnioski

Przeprowadzone badanie świadczy o możliwości wykorzystania przedstawionych analiz matematycznych obrazu rentgenowskiego struktury kostnej do opisu zmian chorobowych. Szczególnie obiecujące są analizy oparte o badanie widma dwuwymiarowej transformaty Fouriera obrazu rentgenowskiego. Pozwolą one na opisanie charakterystycznych cech typowych dla wczesnych zmian chorobowych struktury kostnej. W sposób matematyczny opisane zostały różnice i podobieństwa pomiędzy strukturą prawidłową oraz tkanką zmienioną patologicznie.

Na podstawie przeprowadzonych analiz stwierdzono, że prezentowana metoda może być pomocna przy różnicowaniu i opisie stanu mikrostruktury kostnej zmienionej w procesie nowotworowym. Co może mieć znaczenie we wczesnym wykrywaniu zmian pierwotnych jak i przerzutowych w kości. Dalsze prace mają na celu opracowanie grupy charakterystycznych parametrów różnicujących

zmiany w strukturze kostnej i opisujących ich specyfikę na podstawie matematycznej analizy obrazu rentgenowskiego.

## Literatura

- [1] J.C. BUCKLAND-WRIGHT, A.J. LYNCH, D.G. MACFARLANE: Fractal signature analysis measures cancellous bone organisation in macroradiographs of patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 1996, 55, 749 – 755.
- [2] J. BURACZEWSKI: Radiodiagnostyka zmian nowotworowych. PZWL Warszawa 1977.
- [3] P. CALIGIURI, M.L. GIGER, M.J. FAVUS: Multifractal radiographic analysis of osteoporosis. *Med. Phys.* 1994, 21, 503-508.
- [4] FAZZALARI N.L., PARKINSON I.H.: Fractal properties of subchondral cancellous bone in severe osteoarthritis of the hip. *J. Bone Miner. Res.* 1997, 12, 632.
- [5] J.A. LYNCH, D.J. HAWKES, J.C. BUCKLAND-WRIGHT: Anlysis of texture in macroradiographs of osteoarthritic knees using fractal signature. *Phys Med. Biol*, 1991, 36, 6, 709 – 722.
- [6] E. OCZERETKO, J. POPKO, F. ROGOWSKI, ZWIERZ: Analiza fraktalna obrazów radiologicznych stawów biodrowych z chorobą zwyrodnieniową. *Postępy Osteoartrol*, 1998, 10, 38 – 45.
- [7] J. SAMARABANDU i wsp.: Analysis of bone X-Rays using morphological fractals. *IEEE Trans Med. Imaging* 1993, 12, 3, 466-470.
- [8] H. SANDERS, J. CROCKER: A simple technique for the measurement of fractal dimension in histopathological specimens. *J. Pathol*, 1993, 163, 383.
- [9] A. SAWICKI, J. SZAWDYN, K. GODWOD: Mikroradiograficzna metoda obrazowania struktur kości gąbczastej talerza biodrowego. *Postępy Osteoartrol*, 1993, 5, 111-117.
- [10] T.E. SOUTHARD, K.A. SOUTHARD: Detection of simulated osteoporosis in maxillae using radiographic texture analysis. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1996, 43, 2, 123-131.
- [11] S.E. UмбаUGH, Y. WEI, M. ZUKE: Feature Extraction in image analysis. *IEEE Eng Med. Biol*, 1997, July/August, 62-70.

## Artykuł recenzowany



**Automatic Systems Engineering**

**PRZETWORNIKI  
MIĘDZYSYSTEMOWE  
FIRMY WATSON+SMITH**



- Przetwarzanie prądu na ciśnienie lub napięcie na ciśnienie
- Wysoka dokładność
- Nowatorska technologia oparta na zaworze iglicowym w miejsce układu dysza/przysłona
- Wersje obiektowe i nalistwowe
- Wykonania ognioszczelne i iskrobezpieczne
- Krótkie terminy dostaw

**Przykładowe ceny:**

- przetwornik obiektowy serii 425 w cenie 1488 zł
- przetwornik nalistwowy serii 422 w cenie 1360 zł

**WatsonSmith**

CENTRALA:  
ul. Narwicka 6, 80-557 Gdańsk, tel. (058)34 31 412, 34 32 425, 34 64 515, fax (058) 34 64 344  
e-mail: [przetworniki@ase.com.pl](mailto:przetworniki@ase.com.pl)

ODDZIAŁY:  
ASE Bytom: tel. (032) 28 62 889, fax (032) 28 60 348  
ASE Warszawa: tel. (022) 65 94 700, fax (022) 82 26 854  
ASE Szczecin: tel. (091) 45 92 169, fax (091) 45 92 170  
ASE Płock: tel. (024) 26 27 737, fax (024) 26 28 498  
ASE Rzeszów: tel. 0 601 986 509, (017) 27 75 894  
ASE Toruń: tel./fax (056) 66 94 474

DO KOŃCA ROKU - 30% RABATU BEZ WZGLĘDU NA ILOŚĆ

AUTOMATYKA