

MIECZYŚLAW CIESZKO, ZBIGNIEW SZCZEPAŃSKI, GRZEGORZ ZYCH

Uniwersytet Kazimierza Wielkiego w Bydgoszczy

WYZNACZANIE CHARAKTERYSTYK OBJĘTOŚCIOWYCH STRUKTURY KOŚCI NA PODSTAWIE DANYCH μ CT

W pracy przeprowadzono analizę objętościowych charakterystyk struktury próbek kości gąbczastej wyodrębnione ze skanu głowy dalszej ludzkiej kości udowej otrzymanego metodą mikrotomografii komputerowej. Wyznaczono reprezentacje binarne mikroskopowej geometrii ich budowy wewnętrznej oraz macierze porowatości objętościowej kwadratowych warstw i sześciennych elementów próbek kości o różnych wymiarach. Analiza rozkładu porowatości wykazała, że obok makroskopowej niejednorodności próbek, istnieje na poziomie mezoskopowym w próbkach z części bocznej kości, struktury o charakterze quasiperiodycznym w kierunku prostopadłym do powierzchni badanej kości. Charakteryzuje to pewne uporządkowanie i orientację porów w kości zauważalną również na makroskopowych obrazach jej przekroju.

Słowa kluczowe: mikrotomografia komputerowa, struktura porów, porowatość

1. WSTĘP

Identyfikacja mikroskopowej geometrii budowy tkanki kostnej oraz parametrów struktury jej przestrzeni porów jest bardzo ważnym zagadnieniem w badaniach własności mechanicznych i procesów transportu w takich materiałach. Budowa wewnętrzna kości określa bowiem zarówno jej lokalne właściwości mechaniczne oraz wytrzymałość jako elementu szkieletu człowieka, jak i geometrię przestrzeni porów, współdecydującą o zachodzących w tkance kostnej procesach życiowych.

Istnieje wiele różnych metod identyfikacji mikroskopowej geometrii i makroskopowej struktury przestrzeni porów materiałów porowatych: mikroskopia optyczna, rentgenowska mikroradiografia, metody statyczne (np. pematrycja, piknometria gazowa, spektroskopia elektryczna, porozymetria rtęciowa) oraz metody dynamiczne (np. porozymetria ultradźwiękowa, mikroskopia ultradźwiękowa). Do metod rentgenowskich należy również zaliczyć mikrotomografię komputerową (μ CT – micro Computer Tomography) [1, 2]. Jest to bardzo nowoczesna, niedestrukcyjna metoda identyfikacji przestrzennej budowy wewnętrznej niejednorodnych materiałów i małych obiektów fizycznych. Metoda ta, podobnie jak tomografia komputerowa stosowana w medycynie, wykorzystuje do rekonstrukcji trójwymiarowego obrazu obiektów promienie Roentgena. O ile rozdzielczość tomografii komputerowej jest rzędu milimetra, to w przypadku mikrotomografii osiąga wartość mikrometra.

Skany mikroskopowej geometrii budowy wewnętrznej materiałów porowatych umożliwiają wyznaczanie ich charakterystyk stochastycznych, mikroskopowych i makroskopowych parametrów struktury przestrzeni porów oraz struktury szkieletu, stałych materiałowych szkieletu, a także ich charakterystyk kierunkowych [3, 4, 8, 9]. Wykorzystuje się przy tym, obok metod czysto geometrycznych, metody symulacji procesów fizycznych na poziomie mikroskopowym [4, 5-7].

Celem pracy było wyznaczenie i analiza mikroskopowych i makroskopowych charakterystyk objętościowych struktury próbek kości ludzkiej na podstawie skanów otrzymanych metodą mikrotomografii komputerowej.

W pracy przebadano dwie próbki kości gąbczastej wyodrębnione ze skanu głowy dalszej ludzkiej kości udowej. Dla zapewnienia reprezentatywności prowadzonej analizy jedną próbkę pobrano z części bocznej kości, a drugą z jej części środkowej. Wyznaczono reprezentacje binarne mikroskopowej geometrii ich budowy wewnętrznej oraz macierze porowatości objętościowej kwadratowych warstw i sześciennych elementów próbek kości o różnych wymiarach. Umożliwiło to wyznaczenie wymiaru elementarnego obszaru reprezentatywnego oraz przestrzennego rozkładu porowatości w próbkach. Analiza rozkładu porowatości wykazała istnienie na poziomie mezoskopowym w próbce z części bocznej kości struktury o charakterze quasiperiodycznym w kierunku prostopadłym do powierzchni badanej kości. Amplituda zaobserwowanych oscylacji przestrzennych osiąga wartość 0,1 porowatości, a okres ich periodyczności wynosi około 0,7 mm. Amplituda tych oscylacji jest mało wrażliwa na zmiany wielkości warstwy, znacznie przekraczającej wymiar elementarnej objętości reprezentatywnej. Charakteryzuje to pewne uporządkowanie i orientację porów w kości zauważalną również na makroskopowych obrazach jej przekroju.

2. IDENTYFIKACJA MIKROSKOPOWEJ GEOMETRII PRÓBEK KOŚCI

Podstawę wyznaczania objętościowych charakterystyk struktury próbek kości stanowiły macierzowe reprezentacje binarne ich mikroskopowej geometrii uzyskiwane z przestrzennych skanów próbek kości otrzymywanych metodą mikrotomografii komputerowej. Proces tworzenia takich macierzy składa się z trzech głównych etapów: skanowania próbek, obróbki numerycznej skanów oraz binaryzacji. Uzyskanie jakościowo dobrej reprezentacji binarnej próbki kości wymaga nie tylko użycia mikrotomografu komputerowego o odpowiedniej rozdzielczości, ale także właściwego przeprowadzenia każdego z wymienionych etapów.

Mikrotomografia komputerowa jest nowoczesną metodą identyfikacji mikroskopowej budowy przestrzennej materiałów niejednorodnych. Metoda ta, podobnie jak tomografia komputerowa stosowana w badaniach medycznych wykorzystuje promienie Roentgena lub promieniowanie synchrotronowe do nieinwazyjnej identyfikacji trójwymiarowej budowy wewnętrznej obiektów fizycznych fizycznych [1, 2]. Wykorzystuje się przy tym różnice we własnościach absorpcyjnych materiałów, które, w zależności od składu, pochłaniają w różnym stopniu przenikliwe promieniowanie elektromagnetyczne. Dane pomiarowe gromadzi się w pamięci komputera, a następnie przy wykorzystaniu specjalistycznego oprogramowania wyznacza się przestrzenną mapę rozkładu gęstości materiału w badanej próbce. Mają one postać dwuwymiarowych plików graficznych reprezentujących rozkład gęstości w poszczególnych warstwach próbki. Umożliwia to rekonstrukcję budowy wewnętrznej próbki. Dokładność tej metody określana jest przez rozmiar najmniejszego elementu objętości materiału (woksela), rozróżnialnego przez mikrotomograf i osiąga wartość od jednej dziesiątej milimetra do jednego mikrometra. Zastosowanie promieniowania synchrotronowego umożliwiła badanie ukierunkowane na analizę obecności wybranych pierwiastków w próbce materiału.

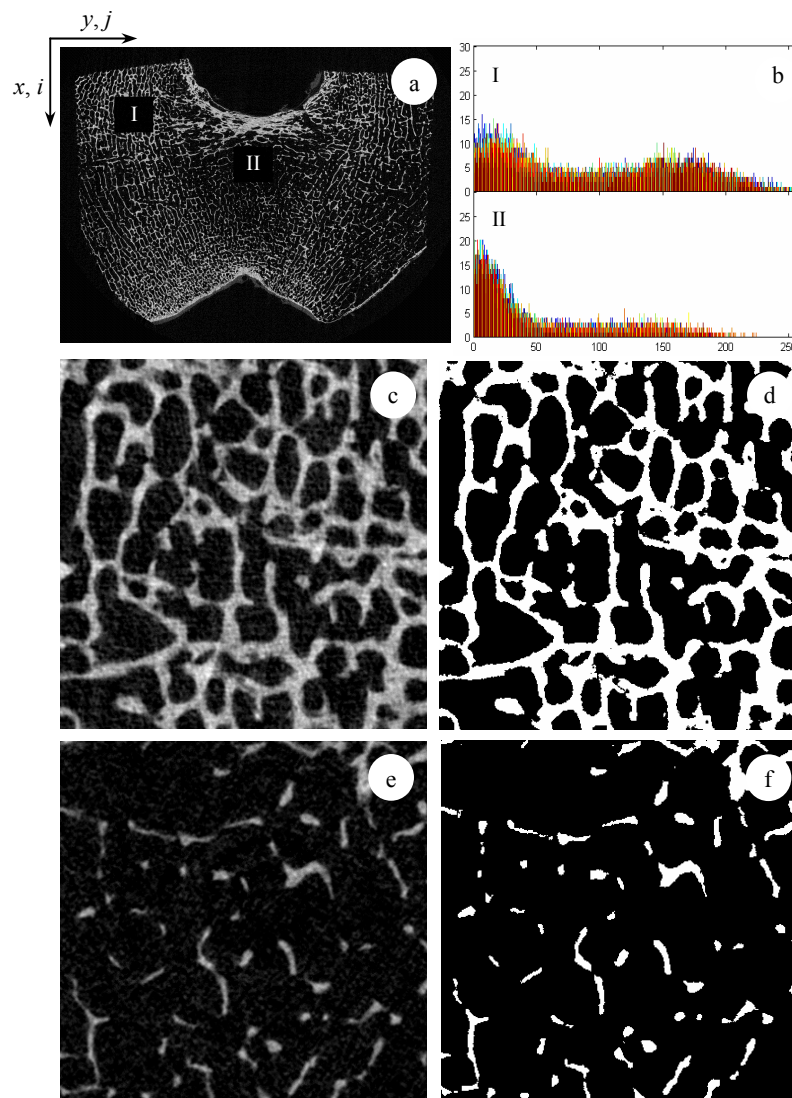
Dane zawarte w plikach graficznych, po skwantowaniu, przyjmują postać ośmiobitowych macierzy dwuwymiarowych, reprezentujących rozkład względnej gęstości masy w próbce w zakresie od 0 do 255. Macierze takie dla próbek o wielkości 400^3 wokseli zajmują około 50 MB pamięci masowej komputera.

Macierze rozkładu gęstości umożliwiają wyodrębnienie w próbce poszczególnych składników materiału o różnych gęstościach oraz ich analizę. Wymaga to określenia progów dalszej kwantyzacji wartości względnej gęstości w macierzy, uzależnionej od potrzeb prowadzonej analizy. Dla uzyskania dobrej jakości reprezentacji poszczególnych frakcji materiału niezbędne jest wykorzystanie odpowiednich narzędzi analizy obrazu.

W przypadku, gdy badania dotyczą materiału porowatego, najczęściej mamy do czynienia z dwoma składnikami: szkieletem i przestrzenią porów, o radykalnie różnych wartościach gęstości. Często jednak, np. jak w przypadku kości, granice między szkieletem a porami są rozmyte. Wówczas określanie przynależności danego woksela do szkieletu bądź przestrzeni porów wymaga przyjęcia wartości progowej względnej gęstości. Najczęściej wartość taką wyznacza się na podstawie histogramu całej próbki, który charakteryzuje częstość występowania poszczególnych wartości gęstości względnych w próbce [1, 2]. Wartość progową przyjmuje się jako połowę wartości względnej gęstości, przy której występuje ekstremum histogramu odpowiadające szkieletowi. Wówczas względna gęstość szkieletu przyjmuje wartość 1, a porów 0. Jest to relatywnie szybka metoda wyznaczania wartości progowej. Jej wadą jest globalny charakter, który nie uwzględnia np. możliwości występowania lokalnej niejednorodności materiału.

W badaniach prowadzonych w pracy wykorzystano trójwymiarowy 8-bitowy skan głowy dalszej ludzkiej kości udowej wykonany na mikrotomografie komputerowym SkyScan 1172 z rozdzielczością przestrzenną $17 \mu\text{m}^3$. Obraz jednej warstwy poprzecznego przekroju badanej kości pokazano na rysunku 1a. Na rysunku tym zaznaczono również obszary, z których pobrano dwie sześciennie próbki o boku 400 wokseli. Dla zapewnienia reprezentatywności prowadzonej analizy, jedną próbkę pobrano z części bocznej kości (próbka I), a drugą z jej części środkowej (próbka II).

Powiększone obrazy skanów wyodrębnionych warstw próbek przedstawiono na rysunku 1c, 1e. Wyznaczone dla tych próbek histogramy pokazano na rysunku 1b. Mają one podobny przebieg, jednakże w histogramie próbki II nie występuje w sposób wyraźny ekstremum w zakresie względnych gęstości odpowiadających szkieletowi. Dlatego w rozważaniach przyjęto, że ekstremum to występuje w połowie płaskiej części histogramu. Ustalono na podstawie histogramów wartości progowe gęstości względnej próbek I i II wyniosły odpowiednio 85 i 70. Różnica tych wartości pokazuje, że w przypadku materiałów silnie niejednorodnych wartość progowa powinna być ustalana dla każdej części względnie jednorodnego materiału, bowiem – w przeciwnym przypadku – mogłoby to prowadzić do znacznych błędów w identyfikacji trójwymiarowej geometrii przestrzeni porów.

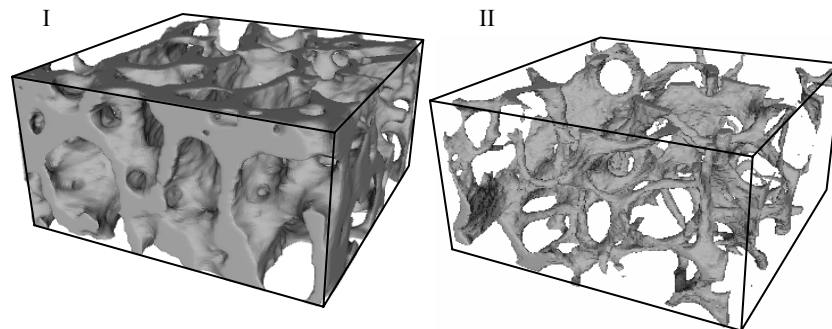


Rys. 1. Reprezentacje mikroskopowe badanych próbek kości: a) skan poprzecznego przekroju głowy dalszej ludzkiej kości udowej; b) histogramy próbek; c), d) skan warstwy próbki I (400 x 400 x 1 wokseli) oraz jej obraz binarny; e), f) skan warstwy próbki II (400 x 400 x 1 wokseli) oraz jej obraz binarny

Wyznaczone wartości progowe umożliwiły otrzymanie binarnej reprezentacji mikroskopowej geometrii próbek kości w postaci dwuwymiarowych macierzy binarnych. Na rysunku 1d i 1f przedstawiono binarne obrazy geometrii warstw próbek I i II pokazanych odpowiednio na rysunku 1c i 1e. Ich porównanie umożliwia jakościową ocenę przeprowadzonego procesu binaryzacji.

Z binarnych macierzy dwuwymiarowych utworzono trójwymiarowe macierze binarne $S3DI(i,j,k)$, $S3DII(i,j,k)$, reprezentujące budowę mikroskopową obu próbek kości. Macierze takie umożliwiają zarówno rekonstrukcję graficzną mikroskopowej geometrii próbki przy wykorzystaniu odpowiedniego oprogramowania, jak i wyznaczanie charakterystyk objętościowych struktury przestrzeni porów i budowy szkieletu. Binarna reprezentacja geometrii przestrzeni porów stanowić może również podstawę tworzenia geometrii w programach służących symulacji przebiegu procesów na poziomie mikroskopowym, wykorzystywanych między innymi do wyznaczania makroskopowych parametrów struktury porów, np. krętości porów, przepuszczalności oraz ich charakterystyk tensorowych, a także efektywnych stałych materiałowych szkieletu.

Na rysunku 2 przedstawiono obrazy fragmentów próbek I i II badanej kości o wymiarach $200 \times 200 \times 100$ wokseli, utworzone na podstawie ich binarnych reprezentacji. Próbki te zostały poddane wygładzaniu za pomocą programu do obróbki siatki poligonalnej. Wykorzystywano przy tym również podwójny filtr Laplace'a.

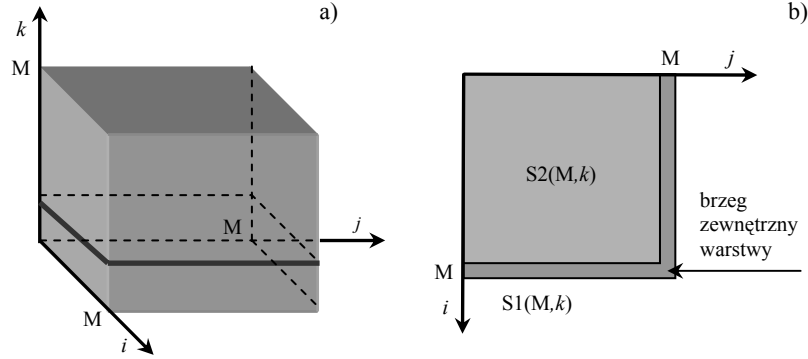


Rys. 2. Mikroskopowe obrazy 3D geometrii prostokątnych fragmentów próbek kości I i II ($200 \times 200 \times 100$ wokseli) utworzone na podstawie ich reprezentacji binarnych

3. WYZNACZANIE CHARAKTERYSTYK OBJĘTOŚCIOWYCH

Wykorzystamy binarne reprezentacje budowy mikroskopowej wyodrębnionych próbek kości, dane macierzami $S3DI(i,j,k)$ oraz $S3DII(i,j,k)$, zostały wykorzystane do wyznaczania i analizy ich mikroskopowych i makroskopowych charakterystyk objętościowych. Dotyczy to: wymiaru charakterystycznego elementarnego obszaru reprezentatywnego, rozkładu porowatości objętościowej w warstwach próbek kości w różnych kierunkach, rozkładu porowatości objętościowej w próbkach oraz ich charakterystyk stochastycznych. Podstawę rozważań stanowią będą macierze porowatości objętościowej kwadratowych warstw i sześciennych elementów próbek kości o różnych wymiarach.

Na rysunku 3a przedstawiono schematycznie element sześcienny próbki kości o wymiarze $M \times M \times M$ wokseli w układzie osi indeksów jej binarnej reprezentacji macierzowej (np. $S3DI(i,j,k)$), natomiast na rysunku 3b przedstawiono k -tą warstwę tego elementu o wymiarze $M \times M \times 1$ wokseli, z wyróżnionym jej brzegiem zewnętrznym. Ilustrują one zastosowaną w pracy procedurę wyznaczania macierzy porowatości objętościowej tych elementów.



Rys. 3. Schematyczna reprezentacja fragmentu próbki: a) element sześcienny ($M \times M \times M$ wokseli), b) kwadratowa warstwa ($M \times M \times 1$ wokseli)

Punktem wyjścia procedury jest wyznaczenie macierzy $S1I(M,k)$ reprezentującej liczbę wokseli szkieletu na brzegu zewnętrznym warstwy k sześciennego elementu próbki ($k = 1, 2, \dots, N$) o wymiarze $M \times M \times M$ ($M = 1, 2, \dots, N$), gdzie $N \times N \times N$ jest wymiarem macierzy binarnej $S3DI(i,j,k)$. Wówczas zsumowanie wokseli szkieletu na brzegach zewnętrznych wszystkich kwadratowych elementów warstwy k o wymiarach nie większych od M umożliwia wyznaczenie macierzy $S2I(M,k)$, reprezentującej liczbę wokseli szkieletu w warstwie k elementu próbki o wymiarze $M \times M \times 1$.

Z kolei, zsumowanie wokseli szkieletu wszystkich takich warstw w elemencie sześciennym próbki o wymiarze $M \times M \times M$ umożliwia wyznaczenie macierzy $S3I(M)$, reprezentującej liczbę wokseli szkieletu w tym elemencie. Wykorzystując macierze $S2I(M,k)$ i $S3I(M)$ możemy wyznaczyć porowatość objętościową f_v^{LI} k -tej warstwy kwadratowej o wymiarze $M \times M \times 1$ oraz porowatość objętościową f_v^I elementu sześciennego próbki o wymiarze $M \times M \times M$. Reprezentowane one będą (odpowiednio) przez macierze $FV2I(M,k)$ i $FV3I(M)$, a ich wartości określone będą wzorami,

$$f_v^{LI} = FV2I(M,k) = 1 - S2I(M,k)/M^3, \quad f_v^I = FV3I(M) = 1 - S3I(M)/M^3. \quad (1)$$

Analogiczne wzory otrzymamy dla porowatości f_v^{LI} i f_v^I drugiej próbki kości.

Przedstawiona procedura wyróżnia kierunek w próbce dla osi indeksów k . Tę samą procedurę wyznaczania porowatości warstw możemy zastosować dla pozostałych dwóch kierunków w próbce, dokonując odpowiedniej transpozycji macierzy binarnej $S3DI(i,j,k)$ lub ustalając kolejno wartości indeksów i oraz j .

4. WYZNACZANIE OBSZARU REPREZENTATYWNEGO I ROZKŁADU POROWATOŚCI OBJĘTOŚCIOWEJ

Porowatości objętościowe kwadratowych warstw próbek kości: f_v^{LI} i f_v^{LII} oraz ich sześciennych elementów: f_v^I i f_v^{II} wykorzystamy do analizy zależności tych para-

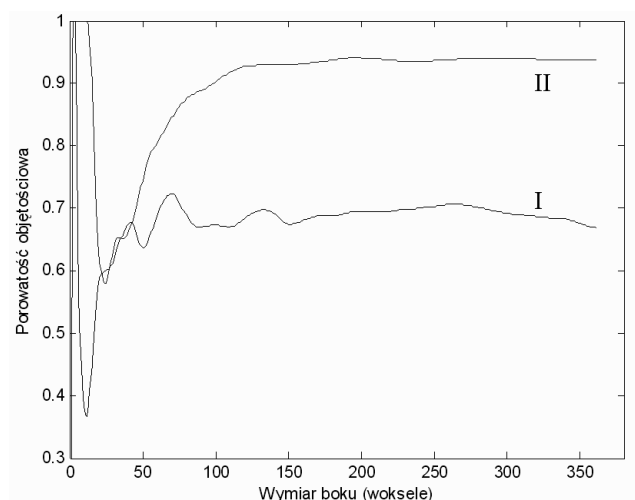
metrów od wymiarów próbki, dla której zostały one określone. Umożliwi to wyznaczenie rozkładu porowatości objętościowej w warstwach próbek kości w różnych kierunkach, wyznaczenie wymiaru charakterystycznego elementarnego obszaru reprezentatywnego, a także rozkładu porowatości objętościowej w próbkach.

Przy modelowaniu przebiegu makroskopowych procesów w materiałach porowatych w ramach teorii ośrodków ciągłych wykorzystywane wielkości fizyczne oraz parametry mają charakter wielkości średnich liczonych po tzw. elementarnych obszarach reprezentatywnych (REV – Representative Elementary Volume). O wielkości tego obszaru decydują indywidualne cechy budowy mikroskopowej materiału. Powszechnie obszar taki definiuje się jako najmniejszą część ośrodka, dla której wszystkie wielkości średnie (makroskopowe) są lokalnie stabilne, tzn. nie ulegają istotnym zmianom przy niewielkich, porównywalnych z wymiarem charakterystycznym mikroniejednorodności ośrodka, zmianach wielkości i położenia obszaru reprezentatywnego. Innymi słowy, wielkość tego obszaru powinna zapewniać minimalną statystyczną reprezentację mikroskopowych cech fizycznych modelowanego materiału.

Pojęcie obszaru reprezentatywnego odgrywa ważną rolę przy makroskopowym modelowaniu materiałów mikroskopowo niejednorodnych, bowiem wielkości charakterystyczne reprezentatywnego obszaru: objętość, pole przekroju i średnica są najmniejszymi wielkościami, jakie możemy wyróżnić z tego punktu widzenia. W szczególności, obszar reprezentatywny określa minimalną wielkość obszaru materiału porowatego, niezbędnego do wyznaczenia makroskopowych parametrów struktury porów szkieletu na podstawie jego mikroskopowej geometrii. Najczęściej wielkość tego obszaru jest określana na podstawie zależności porowatości objętościowej obszaru uśredniania od wymiaru charakterystycznego tego obszaru. Jako wymiar obszaru reprezentatywnego jest przyjmowana minimalna wartość, przy której oscylacje porowatości zanikają. W przypadku materiałów makroskopowo niejednorodnych wymiar ten może być funkcją porowatości objętościowej.

Wielkość REV wyznaczona w oparciu o inne makroskopowe parametry struktury przestrzeni porów, np. krętość, przepuszczalność, może przyjmować inne wartości niż ta wyznaczona na podstawie porowatości objętościowej. Ze względu na fakt, że wielkości te mogą mieć reprezentacje tensorowe w przypadku anizotropowej struktury porów, również wymiar charakterystyczny REV może przyjmować różne wartości dla różnych kierunków w materiale, dla których parametry te były wyznaczone. W skrajnym przypadku porowatych materiałów nieprzepuszczalnych wyznaczanie wymiaru charakterystycznego REV w oparciu o te parametry jest niemożliwe, podczas gdy jego wyznaczenie na podstawie parametru porowatości objętościowej jest w pełni uzasadnione.

Na rysunku 4 przedstawiono wykresy zależności porowatości objętościowej f_v^I i f_v^{II} sześciennego elementu próbek kości I i II, wyróżnionych na rysunku 1, od wymiaru M boku tego elementu. Z rysunku tego wynika, że oscylacje porowatości próbki I zanikają, gdy wymiar M boku próbki przekracza 160 wokseli, tj. około 2,7 mm. Wówczas porowatość objętościowa osiąga wartość $f_v = 0,68$. Nieznaczne pochylenie wykresu w zakresie 150÷250 wokseli, a także zmiany w jego dalszej części, świadczą o makroskopowej niejednorodności próbki.



Rys. 4. Zależność porowatości objętościowej sześciennego elementu próbek kości I i II od jego wymiaru

Natomiast wykres porowatości objętościowej elementów sześciennych próbki II w zakresie większych wartości wymiaru ich boków monotonicznie rośnie i stabilizuje się na poziomie $f_v = 0,93$ przy wartości wymiaru boku elementu $M = 130$ wokseli, tj. około 2,2 mm. Oznacza to, że wymiary charakterystyczne REV dla próbki I i II przyjmują odpowiednio wartość $L = 2,5$ mm i $L = 2,2$ mm. Wartości te wydają się niewłaściwe, jeżeli odniesiemy je do mikroskopowych obrazów tych próbek (o wymiarach 3,4 x 3,4 x 1,7 mm) przedstawionych na rysunku 2. W szczególności, wymiar charakterystyczny REV próbki II wyznaczony na podstawie porowatości objętościowej jest za mały, by zapewnić pełną reprezentację stochastyczną mikroskopowej budowy tej części kości. Z rysunku tego wynika, że wymiary porów w tej próbce osiągają wartości rzędu wymiaru jej obszaru reprezentatywnego. Oznacza to, że w przypadku próbek materiału porowatego o dużej porowatości objętościowej parametr porowatości nie jest właściwą wielkością dla oceny wymiaru obszaru reprezentacyjnego próbki. W takim przypadku o stochastycznych właściwościach budowy mikroskopowej materiału decyduje przestrzenne rozmieszczenie elementów szkieletu, a nie porów. Objętościowa dominacja porów w materiale powoduje, że parametr porowatości objętościowej jest mało wrażliwy na zmiany architektury szkieletu. Z tego powodu lepszym parametrem dla oceny wymiaru obszaru reprezentatywnego w materiałach porowatych o dużej porowatości objętościowej jest względny udział objętościowy szkieletu w sześciennym elemencie próbki, definiowany wzorem:

$$n_s = \frac{1 - f_v}{1 - f_v^0} \quad (2)$$

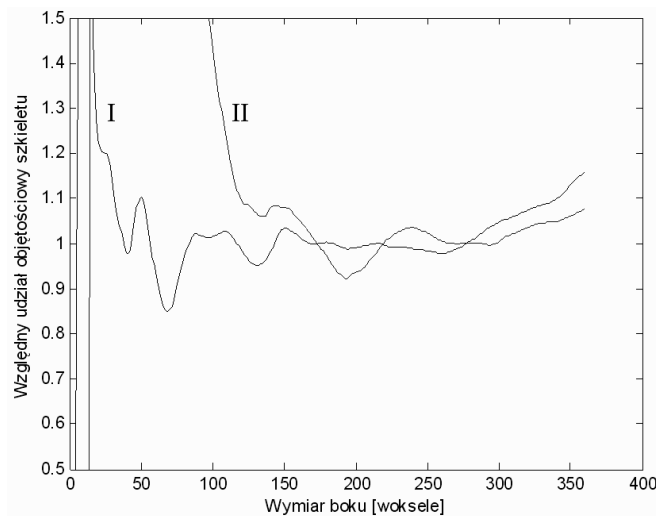
gdzie f_v jest porowatością objętościową tego elementu, natomiast f_v^0 jest porowatością objętościową próbki.

W przypadku małych wartości porowatości objętościowej o stochastycznych właściwościach ośrodka decyduje przestrzenne rozmieszczenie porów. Wówczas wielkością, na podstawie której może być oceniany wymiar REV, powinien być względny udział objętościowy porów:

$$n_p = \frac{f_v}{f_v^o}. \quad (3)$$

Parametry n_s i n_p dla wymiarów elementu sześciennego porównywalnych z wymiarem REV będą przyjmowały wartości bliskie jedności, bez względu na wartość porowatości objętościowej próbki. Umożliwia to porównywanie wartości oscylacji wykresów tych parametrów wyznaczone dla różnych próbek.

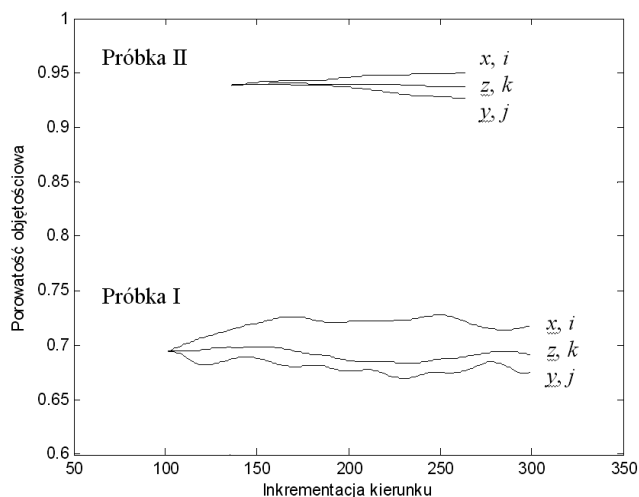
Na rysunku 5 przedstawiono wykresy zależności parametru n_s od wielkości boku elementu sześciennego próbek I i II. Przyjęto przy tym porowatość objętościową próbki f_v^o w postaci liniowych funkcji aproksymujących krzywe porowatości objętościowej przedstawione na rysunku 4 w zakresie wartości wymiaru boku $M = 150\text{--}400$ wokseli. Z porównania przebiegu krzywych na obu rysunkach wynika, że w przypadku próbki I charakter oscylacji wykresów parametrów f_v i n_s jest podobny i zanika przy wartości wymiaru boku elementu około 200 wokseli. Dlatego wartość ta, tj. $L = 3,4$ mm ($200 \times 0,017$ mm), może być przyjęta jako wymiar charakterystyczny REV próbki I. Natomiast w przypadku próbki II charakter oscylacji obu parametrów istotnie się różni; o ile wykres porowatości objętościowej w zakresie większych wartości wymiaru boku M jest monotoniczny, to na wykresie względnego udziału objętości szkieletu n_s oscylacje wartości tego parametru wyraźnie występują i zanikają dopiero przy wartości wymiaru boku elementu około 270 wokseli, tj. dla $L = 4,6$ mm ($270 \times 0,017$ mm). Wartość ta może być przyjęta jako wymiar charakterystyczny REV próbki II.



Rys. 5. Zależność względnego udziału objętościowego szkieletu w sześciennym elemencie próbek kości I i II od jego wymiaru

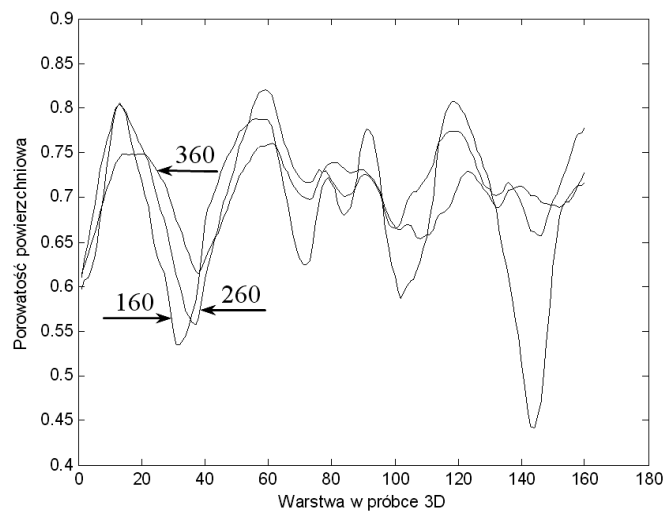
Z przeprowadzonej analizy wynika, że ze względu na silną makroskopową niejednorodność struktury przestrzeni porów kości wymiar charakterystyczny REV, w ogólności, będzie niejednorodną funkcją miejsca w materiale. Wyznaczanie wielkości tego obszaru jest niezbędnym elementem właściwego określania makroskopowych parametrów struktury porów szkieletu, np. rozkładu porowatości objętościowej w całej kości, obejmującej także jej warstwę korową, w której porowatość objętościowa jest mała.

Na rysunku 6 przedstawiono wykresy rozkładów porowatości objętościowej próbek kości I i II wzdłuż ich krawędzi pokrywających się z osiami układu współrzędnych (rys. 1). Wyznaczono je dla sześciennych obszarów reprezentatywnych o długości boków (odpowiednio) $L = 3,4$ mm (200 wokseli) i $L = 4,6$ mm (270 wokseli).



Rys. 6. Rozkłady porowatości objętościowej próbek kości I i II wzdłuż krawędzi pokrywających się z osiami układu współrzędnych (rys. 1)

Przebiegi krzywych rozkładu porowatości w próbce II pochodzącej z centralnej części kości mają monotoniczny charakter, a ich nachylenie jest największe dla kierunku osi x prostopadłego do powierzchni kości (rys. 1). Odmienny charakter mają przebiegi krzywych rozkładu porowatości w próbce I pochodzącej z części bocznej kości. Wyraźnie widoczne są makroskopowe oscylacje wartości porowatości, świadczące o istnieniu pewnej quasiperiodyczności struktury tej części kości. Jest to jeszcze wyraźniej widoczne na rysunku 7, na którym przedstawiono rozkłady porowatości kwadratowych warstw o boku 160, 260 i 360 wokseli, prostopadłych do osi y układu współrzędnych (rys. 1). Amplituda występujących tu oscylacji porowatości przekracza wartość 0,1, a okres ich periodyczności można oszacować na około 50 wokseli (0,7 mm). Z rysunku tego wynika, że amplituda tych oscylacji jest mało wrażliwa na zmiany wielkości warstwy, dla której porowatość objętościowa została określona. Periodyczność struktury kości w kierunku osi y jest zauważalna również na obrazie skanu poprzecznego przekroju kości przedstawionym na rysunku 1a.



Rys. 7. Rozkład porowatości kwadratowych warstw o boku 160, 260, 360 wokseli w próbce I, prostopadłych do osi y

5. UWAGI KOŃCOWE I WNIOSKI

W pracy przeprowadzono analizę objętościowych charakterystyk struktury próbek kości gąbczastej wyodrębnionych ze skanu głowy dalszej ludzkiej kości udowej otrzymanego metodą mikrotomografii komputerowej. Wyznaczono reprezentacje binarne mikroskopowej geometrii ich budowy wewnętrznej oraz macierze porowatości objętościowej kwadratowych warstw i sześciennych elementów próbek kości o różnych wymiarach. Umożliwiło to wyznaczenie wymiarów obszarów reprezentatywnych REV w próbkach oraz rozkładów ich porowatości objętościowej. Pokazano, że wymiar ten, ze względu na silną makroskopową niejednorodność struktury przestrzeni porów kości, w ogólności, będzie funkcją miejsca w materiale kości. Wyznaczanie wielkości tego obszaru jest niezbędnym elementem właściwego określania makroskopowych parametrów struktury porów szkieletu, np. rozkładu porowatości objętościowej w całej kości, obejmującej także jej warstwę korową, w której porowatość objętościowa jest mała. Warunkuje to m.in. możliwości wyznaczania właściwości mechanicznych kości jako elementu budowy szkieletu człowieka.

Analiza rozkładu porowatości objętościowej próbek kości wykazała, że obok makroskopowej ich niejednorodności, w próbkach pobranych z części bocznej kości, struktura porów na poziomie mezoskopowym i makroskopowym ma charakter periodyczny, szczególnie wyraźnie widoczny w kierunku prostopadłym do powierzchni badanej kości. Charakteryzuje to pewne uporządkowanie i orientację porów w kości zauważalną również na makroskopowych obrazach skaningowych ich przekroju. Uwzględnienie takiego uporządkowania może mieć istotne znaczenie w modelowaniu oddziaływania fal ultradźwiękowych z tkanką kostną i interpretacji wyników badań diagnostycznych stanów chorobowych kości, np. osteoporozy.

LITERATURA

- [1] Beanpied H., Chappard C., Basillais A., Lespessailles E., Benhamou c. L., 2006. Effect of specimen conditioning on the microarchitectural parameters of trabecular bone assessed by micro-computed tomography. *Physics in Medicine and Biology* 51, 4621-4634.
- [2] Daris G.R., Wong F.S.L., 1996. X-ray microtomography of bone and teeth. *Physiol. Meas.* 17, 121-146.
- [3] Hilfer R., 1986. Local porosity theory for flow in porous media. *Physical Review B* 45, 7115-7128.
- [4] Hilfer R., 1996. Transport and relaxation phenomena in porous media. *Adv. Chem. Phys. XCII*, 299-324.
- [5] Kowalczyk P., 2003. Elastic properties of cancellous bone derived from finite element models of parametrized cells. *Journal of Biomechanics* 36, 961-972.
- [6] Manwart C., Aaltosulmi U., Kaponen A., Hilfer R., Timonen J., 2002. Lattice-Boltzmann and finite-difference simulations for permeability of three-dimensional porous media. *Physical Review E* 66.
- [7] von Rietbergen B., Odgaard A., Kabel J., Huiskes R., 1998. Relationships between bone morphology and bone elastic properties can be accurately quantified using high-resolution computer reconstructions. *Journal of Orthopedic Research* 16, 23-28.
- [8] Torquato S., 2002. *Random heterogeneous materials: Microstructure and macroscopic properties*. Springer-Verlag New York.
- [9] Torquato S., 2003. Statistical description of microstructures. *Annd. Rev. Mater.* 32, 77-111.

DETERMINATION OF VOLUMETRIC CHARACTERISTICS OF BONE STRUCTURE BASED ON μ CT DATA

Summary

The paper demonstrates the analysis of volumetric characteristics of the structure of trabecular bone samples, separated from the scan of the human distal femoral bone head obtained applying the computer micro-tomography. The binary representations of the microscopic geometry of their inner structure have been determined as well as the matrices of the volumetric porosity for square layers and cubic elements of the bone samples of various sizes. The porosity distribution analysis showed that besides the macroscopic inhomogeneity of the samples, in samples from the lateral parts of the bone, at the mesoscopic level, there exist structures quasiperiodic in nature, perpendicular to the bone surface. All that characterises some arrangement and orientation of pores in the bone visible also at the macroscopic images of its cut.

Keywords: computer microtomography, pore structure, porosity