

Magdalena SOBUŚ, Marzena IWANIEC, Aneta GADEK-MOSZCZAK¹, Sylwia ŁAGAN, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, ¹Instytut Informatyki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

WPLYW PRÓBY ŚCISKANIA NA ZMIANĘ STRUKTURY BELECZKOWEJ KOŚCI – ILOŚCIOWY OPIS MIKROSTRUKTURY Z WYKORZYSTANIEM METOD OBRAZOWANIA 3D

Streszczenie. Celem niniejszej pracy była analiza zdjęć mikrotomograficznych kręgów L3. Wyznaczono parametry histomorfometryczne kości beleczkowych kręgów pochodzących od kobiet w różnym wieku, przed oraz po wykonaniu próby ściskania. Dokonano analizy porównawczej parametrów w celu wyłonienia elementów struktury najbardziej podatnych na degradację.

1. WSTĘP

Wraz z rozwojem techniki w ostatnich latach dokonuje się istotny rozwój medycyny, w tym również badań obrazowych. Współczesna diagnostyka medyczna dysponuje szerokim spektrum badań, bazujących na obrazowaniu poszczególnych części ciała człowieka. Rentgenodiagnostyka pozwala na zobrazowanie całego szkieletu, tomografia ukazuje większość tkanek i narządów, natomiast na podstawie obrazów rezonansu magnetycznego lekarz może ocenić w sposób nieinwazyjny struktury anatomiczne ludzkiego organizmu w dowolnej płaszczyźnie.

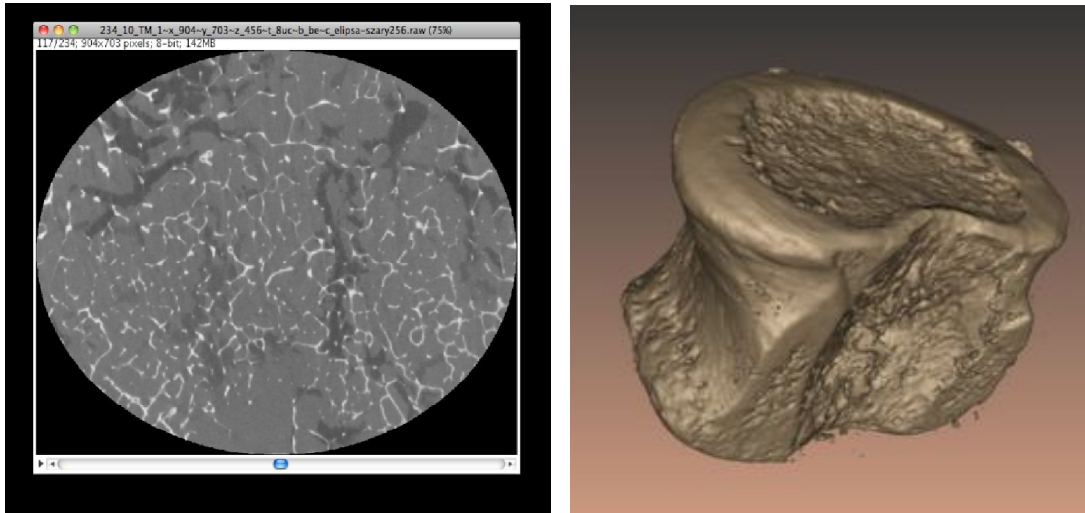
Na samym obrazie jednak się nie kończy, aby dokonać prawidłowej oceny i diagnozy niezbędne jest odpowiednie przetworzenie obrazu tak, aby jak najlepiej odczytać z niego potrzebne informacje. Jednym z utrudnień w analizowaniu obrazów jest fakt, iż ocena obrazów medycznych jest subiektywna. Każdy na obrazie może zobaczyć coś innego, inne miejsce uznać za najważniejsze, inaczej ocenić widoczny kształt. W medycynie nie ma miejsca na pomyłki, dlatego dąży się do jak największego zautomatyzowania przetwarzania obrazów tak, aby odczytywane z nich dane były w jak największym stopniu obiektywne.

2. PARAMETRY HISTOMORFOMETRYCZNE KOŚCI

Badania obrazowe mikrotomografem rentgenowskim, są sposobem poznania rzeczywistej mikroarchitektury kości beleczkowej z dokładnością rzędu kilku mikrometrów. W celu przeprowadzenia obiektywnego, ilościowego opisu mikrostruktury kości beleczkowej, konieczne jest wyznaczenie na obrazach 3D (rys.1) wartości określonych parametrów histomorfometrycznych. Obrazy 2D ilustrujące przekrój lub rzut analizowanej próbki, z powodu złożonej struktury połączeń kości beleczkowych, nie pozwalają na pełny i odpowiadający rzeczywistości opis [2].

Podstawowymi parametrami stereologicznymi opisującymi obraz trójwymiarowy są pojęcia pochodzące z podstawowej geometrii. W ten sposób na obrazie wyróżniamy: objętość, powierzchnię, parametr dający informacje o długości linii, wyróżnia się również

punkt, który jest parametrem bezwymiarowym. Do parametrów histomorfometrycznych opisujących kość beczkową można zaliczyć przede wszystkim: BV/TV – wartość porowatości, Tb.Sp – odległość międzybezczkową, Tb.N – liczbę beczek kostnych, N.Tm – liczbę beczek ze swobodnym końcem, Tb.L – długość beczek, S.V. – parametr star volume, N.Nd – liczbę węzłów, E.D – charakterystykę Eulera, DA – stopień anizotropii strukturalnej, ConnD – gęstość połączeń [2,3].



Rys. 1. Obraz kręgu przed binaryzacją oraz jego rekonstrukcja 3D

3. METODYKA BADAŃ

3.1. Materiał badawczy

Celem pracy jest analiza parametrów histomorfometrycznych kości beczkowych kręgu L3, lędźwiowego odcinka kręgosłupa kobiet w wieku 31-82 lat. Analiza ta dostarczy informacji o mechanizmie degradacji struktury beczkowej, pod wpływem zadanego obciążenia. Zdjęcia z mikrotomografu przedstawiają kręgi przed i po zrealizowaniu próby ściskania, prowadzonej do uzyskania 15 [%] odkształcenia kręgu, co pozwala na ocenę zmian parametrów strukturalnych, zachodzących w wyniku częściowego zniszczenia kręgu. Złamania osteoporotyczne kręgów lędźwiowych to najczęściej złamania kompresyjne, powodujące zniekształcenie oraz zmniejszenie wysokości kręgu około 10 [%] procent lub więcej. W pracy została przeprowadzona analiza ilościowa obrazów pochodzących z mikrotomografii komputerowej, wykonanych przed oraz po przeprowadzeniu próby ściskania kręgów. Następnie wyznaczone wartości wybranych parametrów histomorfometrycznych zostały poddane analizie porównawczej, w celu wyłonienia elementów struktur beczkowych najbardziej podatnych na degradację, wskutek przeprowadzonych prób mechanicznych.

Obrazy zostały wykonane w oparciu o materiał sekcyjny pozyskany w ramach projektu badawczego, realizowanego przez Instytut Informatyki Stosowanej Politechniki Krakowskiej we współpracy z Katedrą i Zakładem Medycyny Sądowej Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego. Analizę zdjęć przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania do przetwarzania i analizy obrazów Fiji. Program ten zawiera moduły (moduł BoneJ z algorytmami do analizy struktur kostnych), niezbędne do wykonywania odpowiednich analiz.

3.2 Próba ściskania

Próba ściskania próbek została wykonana w laboratorium biomechaniki Czeskiego Uniwersytetu Technicznego w Pradze. Testy wytrzymałościowe zostały wykonane na maszynie wytrzymałościowej MTS Mini Bionix 858.02 siły w zakresie do 25 [kN] i momencie obrotowym 100 [Nm]. Podczas całego eksperymentu kontrolowano warunki utrzymujące stałą temperaturę 22,9 [°C] i wilgotność rzędu 15,5 [%], za pomocą cyfrowego urządzenia COMET. Realizowano próbę ściskania z prędkością 5 [mm/min], do momentu otrzymania założonej deformacji. Podczas przeprowadzonej próby, siła ściskająca była monitorowana z częstotliwością 20 [Hz]. W wyniku powyższych prób wytrzymałościowych otrzymano wykresy zależności siły od przemieszczenia dla każdego z kręgów.

4. WYNIKI ANALIZ

Analiza wyników polegała na porównaniu parametrów (*BV/TV*, *Tb.Sp*, *Tb.N*, *N.Tm*, *Tb.L*, *N.Nd*, *E.D*, *DA*, *ConnD*) dla zdjęć tych samych pacjentek, przed oraz po wykonaniu testów mechanicznych. Porównanie to miało na celu sprawdzenie, w których parametrach nastąpiła największa zmiana. Mając takie informacje można w późniejszych etapach prac próbować przewidywać możliwy rozwój podobnych zmian osteoporotycznych. Do analizy wybrano zdjęcia, dla których zastosowano jednakowy stopień odkształcenia kręgu podczas próby ściskania – 15 [%]. Wyjątkiem jest zdjęcie nr 839, dla którego stopień deformacji wynosi 10 [%], dlatego jego wyników nie można porównywać bez uwzględnienia innego stopnia odkształcenia z pozostałymi zdjęciami.

Poniżej przedstawiono analizę wyników trzech z badanych parametrów: długość beleczek kostnych *Tb.L*, stosunek objętościowy *BV/TV* oraz odległość międzybeleczkowa *Tb.Sp*. Dla tych parametrów zauważono największą korelację wartości wyznaczonych dla zdjęć sprzed oraz po próbie ściskania.

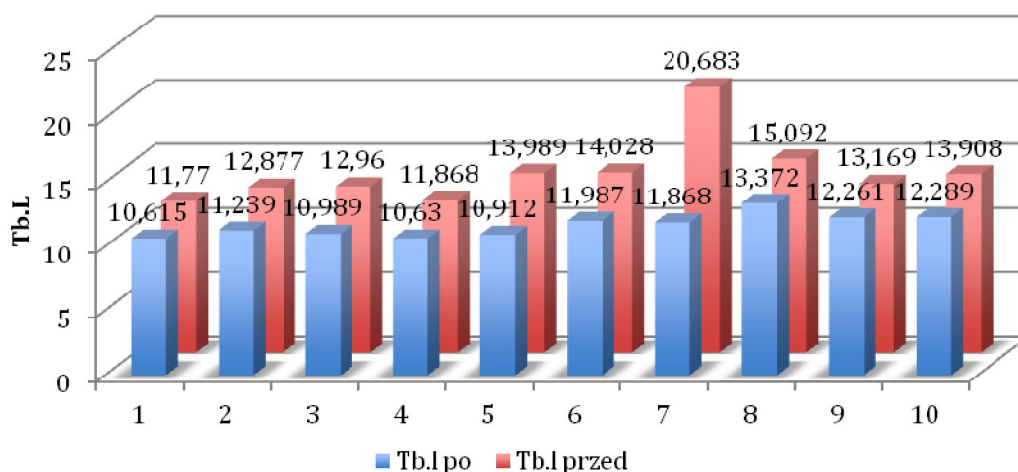
4.1 Długość beleczek kostnych *Tb.L*

Dla wszystkich analizowanych próbek, średnie długości maleją po przeprowadzeniu próby ściskania. Wartości parametrów *Tb.L* zestawiono w tabeli 1.

Tabela 5 Zestawienie wartości *Tb.L*

L.p.	Nr zdjęcia	Wiek pacjentki	<i>Tb.L</i>		Zmiana
			przed	po	
1	471	31	11,770	10,615	90%
2	69	42	12,877	11,239	87%
3	218	45	12,960	10,989	84%
4	453	52	11,868	10,630	90%
5	67	56	13,989	10,912	79%
6	472	59	14,028	11,987	85%
7	839	59	20,683	11,868	55%
8	466	70	15,092	13,372	89%
9	234	77	13,169	12,261	93%
10	254	82	13,908	12,289	88%

Zaobserwowane zmiany przedstawiono na wykresie (rys.3). Pod względem długości i największej różnicy zwraca uwagę zdjęcie 839 (na wykresie słupki nr 7) podobną zmianę zaobserwowano także dla parametru określającego ilości beleczek kostnych – również dla zdjęcia nr 839 zmiana była największa.



Rys.2 Zestawienie wartości Tb.L przed i po badaniach mechanicznych

4.2 Stosunek objętościowy BV/TV

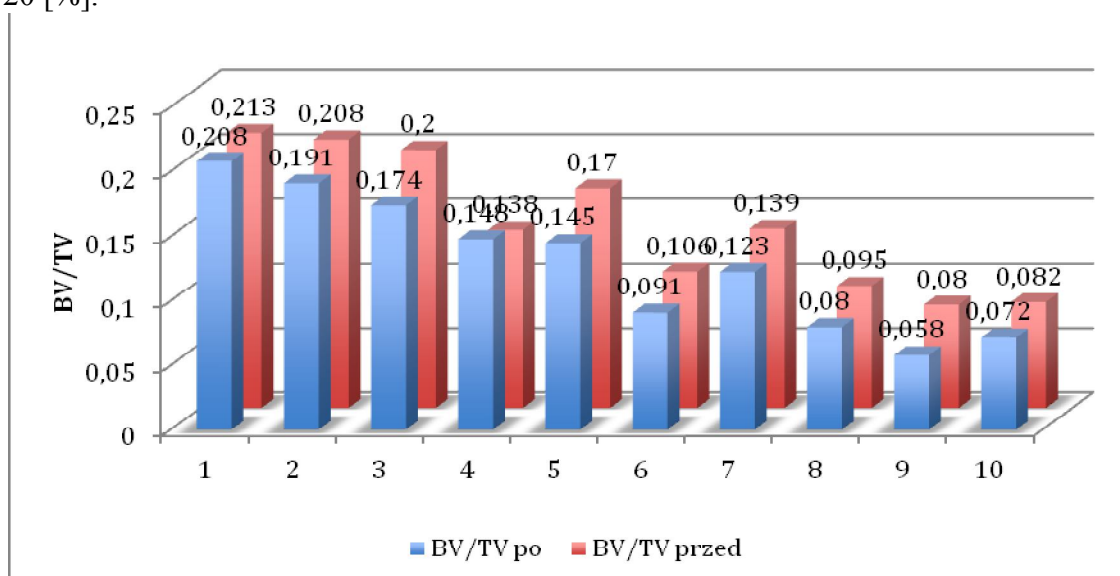
Parametr ten odpowiada fizycznej gęstości kości i jest on wyznaczany bezpośrednio z liczby pikseli na analizowanym obrazie przedstawiającym beleczki kostne w odniesieniu do całkowitej objętości analizowanego obrazu. W przypadku tego parametru również zauważono jednoznaczny spadek wartości po wykonaniu próby ściskania. W wyniku ściskania gęstość spada, co wiąże się z większym ryzykiem złamań osteoporotycznych. Na poniższym zestawieniu (tabela 2) widać również, iż różnice są tym większe im starsza jest pacjentka. Analizowane zdjęcia kręgów poddanych próbie ściskania, mogą być podstawą do późniejszego przewidywania, jak degradować będą się kości z upływem wieku pacjentów. Zatem możliwy będzie opis kinematyki zjawiska osteoporozy z uwzględnieniem ilościowych i jakościowych zmian zachodzących podczas procesu starzenia.

Tabela 6 Zestawienie wartości BV/TV

L.p.	Nr zdjęcia	Wiek pacjentki	BV/TV		Zmiana
			przed	po	
1	471	31	0,213	0,208	98%
2	69	42	0,208	0,191	92%
3	218	45	0,200	0,174	87%
4	453	52	0,138	0,148	107%
5	67	56	0,170	0,145	85%
6	472	59	0,106	0,091	86%
7	839	59	0,139	0,123	88%
8	466	70	0,095	0,080	84%
9	234	77	0,080	0,058	73%
10	254	82	0,082	0,072	88%

Analizując wyniki zamieszczone w tabeli nr 2 (przedstawione na rys.3) największą zmianę odnotowano u pacjentki 77-letniej, dla której parametr BV/TV zmalał o 27 [%]. Dla preparatu

pobranego od 31-letniej pacjentki zanotowano najmniejszy spadek wspomnianego parametru – tylko o 2 [%]. U pozostałych pacjentek obserwuje się zmniejszenie gęstości kości do 20 [%].



Rys. 3. Wykres wartości BV/TV przed i po badaniach mechanicznych

5.3 Odległość międzybełczkowa Tb.Sp

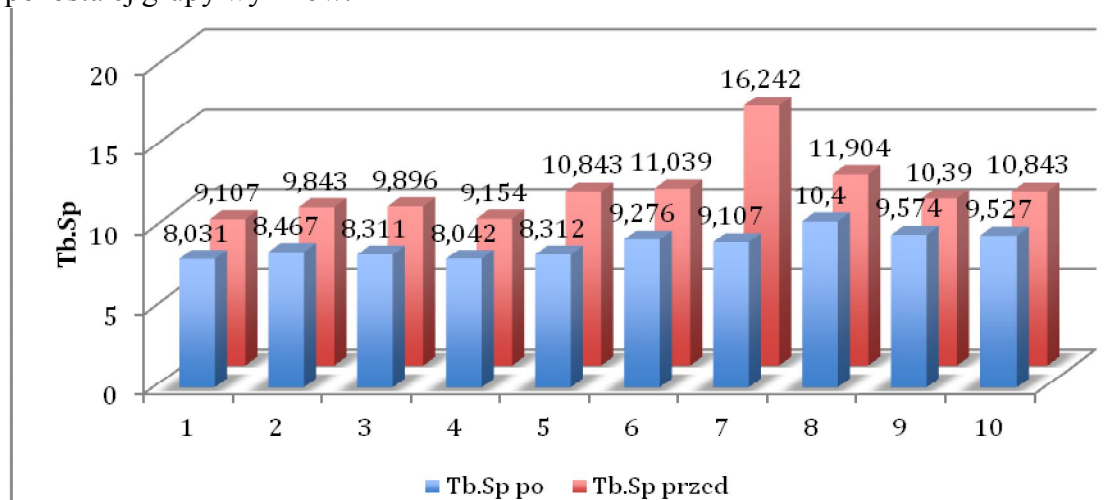
Wyniki analizy odległości międzybełczkowej na kręgach przed i po badaniach wytrzymałościowych, zamieszczono w tabeli 3. Analizując wartości (przedstawione na rys. 4) tego parametru, można zauważyć wyraźną zależność pomiędzy odległościami międzybełczkowymi przed i po ściskaniu. Dla wszystkich badanych próbek nastąpił zauważalny spadek tych wartości. Z pewnością wiąże się to ze zniszczeniem struktury w wyniku ściskania, co powoduje zbliżenie się bełeczek kostnych do siebie i zmniejszenie odległości między ich końcami.

Tabela 7 Zestawienie wartości Tb.Sp

L.p.	Nr zdjęcia	Wiek pacjentki	Tb.Sp		Zmiana
			przed	po	
1	41	31	9,107	8,031	88%
2	69	42	9,843	8,467	86%
3	218	45	9,896	8,311	84%
4	453	52	9,154	8,042	88%
5	67	56	10,843	8,312	77%
6	472	59	11,039	9,276	84%
7	839	59	16,242	9,107	56%
8	466	70	11,904	10,400	87%
9	234	77	10,390	9,574	92%
10	254	82	10,843	9,527	88%

Wyraźnie największy spadek obserwuje się w 7. przypadku dla zdjęcia nr 839. Parametr dla tego przypadku maleje prawie o połowę. Warto zauważyć, że jest to zdjęcie, dla którego wartości parametrów Tb.L.N i Tb.L również znacząco odbiegały od pozostałych wartości. Nie znamy historii choroby pacjentek, których kręgów zdjęcia analizowane są w niniejszej pracy.

Uniemożliwia to jednoznaczne podanie przyczyny odstępstw uzyskanych wyników od pozostałej grupy wyników.



Rys. 4. Zestawienie wartości Tb.Sp przed i po badaniach mechanicznych

6. PODSUMOWANIE WYNIKÓW I WNIOSKI

W wyniku analiz ilościowych badanych próbek, odnotowano wyraźną zmianę dla oznaczanych parametrów. Świadczy to o zmianie architektury badanych struktur. Gęstość kości w wyniku ściskania maleje, zmiany te nasilają się wraz z wiekiem, a zatem u osób starszych kości są bardziej narażone na degradację struktury. Wielkość zmian różniła się w zależności od badanego obrazu, zatem uściślenie wniosków w tym zakresie wymaga analizy na szerszym materiale badawczym. Przeprowadzone badania ilościowe oraz próba ich oceny jakościowej, stanowi początkowy etap badań, który w efekcie końcowym może zaowocować opracowaniem nowej metody wczesnej diagnostyki zmian osteoporotycznych.

LITERATURA

- [1] Gądek-Moszczak A. „Analiza możliwości wykorzystania obrazowania 3D do analizy mikrostruktury materiałów kompozytowych”, *Mechanika Czasopismo Techniczne* 1-M/2009 zeszyt 3, rok 106, Wyd. Politechniki Krakowskiej,
- [2] Tabor Z. „Quantifying quality of trabecular bone from low-resolution images”, PAN, Warszawa 2009,
- [3] Wojnar L. „Praktyka Analizy Obrazu” , Polskie Towarzystwo Stereologiczne WIMiM AGH, Kraków 2002,

EFFECTS OF COMPRESION TESTS ON CHANGES IN TRABECULAR BONE STRUCTURE - QUANTITATIVE DESCRIPTION OF BONE MICROSTRUCTURE USING 3D IMAGING