

**lek. Jerzy Narloch**

**Ocena struktury i gęstości tkanki kostnej  
z wykorzystaniem ilościowej tomografii  
komputerowej**

**Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych i nauk o zdrowiu  
w dyscyplinie nauki medyczne**

**Promotor: dr hab. n. med. Wojciech M. Glinkowski**

**Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu, I Wydział**

**Lekarski, Warszawski Uniwersytet Medyczny**

**Kierownik Kliniki: prof. dr hab. n. med. Paweł Małydk**



**Obrona rozprawy doktorskiej przed Radą Dyscypliny Nauk Medycznych**

**Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego**

**Warszawa 2020**

## **Ocena struktury i gęstości tkanki kostnej z wykorzystaniem ilościowej tomografii komputerowej – streszczenie.**

### **Wprowadzenie**

Złamania osteoporotyczne, w szczególności trzonu kręgowego i bliższego końca kości udowej, są problemem społecznym dotykającym miliony pacjentów na całym świecie, w tym w Polsce. Ich efektem jest znaczny wzrost odczuwanego bólu i cierpienia, niepełnosprawności, zachorowalności, śmiertelności i kosztów zdrowotnych. Obrazowanie stanowi podstawę oceny klinicznej pacjentów. Wpływa na diagnozę, ocenę ryzyka złamania i decyzje terapeutyczne.

Ilościowa tomografia komputerowa (QCT) to nowoczesna technika pozwalająca na niezależną ocenę kości korowej i gąbczasta, niezależnie od lokalizacji, także u pacjentów, u których wykonuje się tomografię komputerową (CT) z powodów innych niż podejrzenie patologii narządu ruchu.

QCT ma przewagę nad innymi metodami oceny gęstości mineralnej kości w postaci oceny objętościowej, większej czułości na wykrywanie wcześniejszych zmian. Analiza trójwymiarowa pozwala uniknąć fałszowania danych przez artefakty. Analiza oparta na QCT otwiera nowe możliwości oceny zmienności przestrzennej struktury kości.

### **Materiały i metody**

Badania CT wykonano zgodnie ze wskazaniami diagnostycznymi przy użyciu 16-rzędowego skanera CT (Aquilion16, Toshiba Medical Systems Corporation, Tokio, Japonia); po uprzednim uzyskaniu świadomej zgody pacjenta. Pacjenci byli skanowani w pozycji leżącej na wznak, wraz z fantomem kalibracyjnym (Mindways, Austin, TX) umieszczonym pod nimi, z warunkami dostosowanymi do 120 kV, 250 mA i grubości rekonstrukcji 0,5 mm; rozdzielczość przestrzenna wynosiła 0,625 x 0,625 mm. Badanie określonego odcinka kręgosłupa i bliższego końca kości udowej pobierano z serwera PACS i oceniano za pomocą dedykowanego oprogramowania - QCT Pro (Mindways, Austin, TX), gdy było to konieczne.

W pierwszym badaniu dokonano pomiaru objętości trzonów kręgów lędźwiowych za pomocą dedykowanego oprogramowania na stacji roboczej tomografii ilościowej (QCT), aby przewidzieć oczekiwaną objętość cementu kostnego (PMMA) do wertebroplastyki, uzupełniając analizę wykonaną wcześniej na skanogramach QCT.

W drugim badaniu celem było ustalenie czy zgodność w wykrywaniu złamań kręgów na podstawie skanogramu QCT ulegnie poprawie po ich cyfrowej modyfikacji.

Zbadano również, czy poszczególne metody modyfikacji obrazu zmieniły częstość automatycznego wykrywania złamań kręgow, jeśli nie dokonywano ręcznej korekcji obrysu.

W trzecim badaniu oceniano związek między korową gęstością mineralną kości (BMD) w punktach planowanego wprowadzenia śrub przeznasadowych z BMD kości gąbczastej odpowiadającego trzonu kręgowego u pacjentów ze złamaniem kręgosłupa.

Ostatnie badanie miało na celu porównanie geometrii bliższego końca kości udowej i jego parametrów biomechanicznych między kobietami po menopauzie, u których zdiagnozowano chorobę zwyrodnieniową stawów (OA) i / lub osteoporozę (OP), z wykorzystaniem QCT, oraz ocenę stopnia, w jakim te dwie choroby współlistnieją w tej grupie pacjentów.

Analizę statystyczną przeprowadzono za pomocą Statistica 13.1 (StatSoft, Inc., Tulsa, OK) i RStudio (RStudio Inc., Boston, MA).

## Wyniki

Średnia objętość kręgow była istotnie większa u mężczyzn niż u kobiet (27,79 vs. 20,33 [cm<sup>3</sup>],  $p < 0,0001$ ). Podobnie średnia wysokość przednia trzonu była większa u mężczyzn niż u kobiet (49,55 vs. 47,02,  $p = 0,0005$ ). Średnia wysokość środkowa i tylna były również znacząco wyższe (odpowiednio 47,05 vs 43,95,  $p < 0,0001$  i 51,56 vs. 47,60,  $p < 0,0001$ ). Średnie różnice BMD między pacjentami płci męskiej i żeńskiej nie były znaczące w naszej grupie (58,45 vs. 66,89 [mg / cm<sup>3</sup>],  $p = 0,201$ ).

W ręcznej analizie morfometrycznej zidentyfikowano 200 złamanych kręgow. Nieskorygowana morfometria (AUTOMATYCZNA bez cyfrowej modyfikacji) wykazała 63 złamania, z których 33 były prawidłowo zidentyfikowane (52%); WYOSTRZANIE wykryło 57 złamań (30 prawidłowo rozpoznanych, 53%); NIEOSTRE MASKOWANIE wykazało 30 (13 rzeczywistych, 43%); a SPLOT znalazło 24 złamania (9 rzeczywistych, 38%). Zgodność wskaźników wysokości nie uległa znaczącej poprawie wraz z modyfikacją obrazu (kappa wahała się od 0,22 do 0,41 dla skorygowanych pomiarów i 0,16–0,38 dla nieskorygowanych). Podobnie, zgodność między ekspertami w wykrywaniu złamań nie uległa znaczącej poprawie wraz z modyfikacją obrazu (odpowiednio kappa 0,29–0,56 i –0,01 do 0,23 dla pomiarów skorygowanych i nieskorygowanych).

BMD kości korowej punktów wprowadzenia śrub przeznasadowych była wyższa niż BMD kości gąbczastej trzonu u pacjentów z osteoporozą ( $p < 0,001$ ) i pacjentów bez osteoporozy ( $p = 0,003$ ). Różnica była 3,6 razy większa w przypadkach niskiego BMD (osteoporoza), w porównaniu z 2,3-krotną różnicą u osób zdrowych. Współczynnik korelacji

rang Spearmana wykazał najsilniejszą korelację między wiekiem pacjenta a gęstością kości gąbczastej trzonu kręgowego L1 ( $r = -0,94$ ,  $p < 0,05$ ), podczas gdy kość korowa punktów wejścia były mniej skorelowane ( $r = -0,8$ ,  $p < 0,05$  i  $r = -0,65$ ,  $p < 0,05$  odpowiednio dla lewego i prawego punktu wejścia). Siła korelacji między BMD a wiekiem zmniejszała się stopniowo od L1 do L4, z  $r = -0,94$  do  $r = -0,58$  dla kości gąbczastej trzonu kręgosłupa; od  $r = -0,8$  do  $r = -0,37$  dla punktów wejścia. Nie znaleziono znaczących korelacji między BMD a wzrostem lub masą ciała pacjentów.

Wykazano, że wśród badanych kobiet 21 miało prawidłową BMD, 72 miało osteopenię, a u 81 zdiagnozowano OP. Cechy radiologiczne choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego obserwowano odpowiednio u 43,8%, 52,8% i 39,5% w grupie o prawidłowej BMD, z osteopenią i osteoporozą ( $p < 0,05$ ). OA była istotnie skorelowana z całkowitą objętością biodra ( $r = 0,21$ ), międzykrętarzową objętością kości korowej ( $r = 0,25$ ) i objętością kości gąbczastej okolicy krętarzowej ( $r = 0,20$ ). W każdej grupie densytometrycznej stwierdzono istotne różnice w geometrii stawu biodrowego i BMD między podgrupami OA i nie-OA.

## Wnioski

Parametry morfometryczne były zwykle większe u mężczyzn niż u kobiet w populacji o zróżnicowanej gęstości mineralnej kości. Wynik BMD należy uznać za czynnik modyfikujący dla planowania przedoperacyjnego objętości cementu kostnego, który ma być wprowadzony do wewnątrz kręgu. Wolumetria trzonów kręgowych może okazać się użytecznym narzędziem w planowaniu przedoperacyjnym, a także alternatywą dla monitorowania leczenia po minimalnie inwazyjnych zabiegach kręgosłupa.

Dokładność jednego z dostępnych programów, dokonującego półautomatycznej morfometrii do wykrywania złamań po cyfrowej modyfikacji obrazu nie jest jeszcze wystarczająca, aby osiągnąć przydatność w warunkach klinicznych.

BMD kości korowej w punktach wejścia śrub przeznasadowych zmniejsza się wraz z rozwojem osteoporozy. Względny udział gęstości kości korowej względem gąbczastej wzrasta wraz z osteoporozą. BMD trzonu kręgu jest silnie skorelowane z BMD kości korowej w punktach wejścia śrub przeznasadowych i pozwala przewidzieć wytrzymałość kości w przypadkach instrumentacji po przebyłym złamaniu.

OA i OP bliższego końca kości udowej często współistnieją. U kobiet po menopauzie choroby te współistnieją w 40% przypadków. Zarówno OA, jak i OP wpływają na geometrię biodra i jego parametry biomechaniczne. OA robi to niezależnie od statusu

densytometrycznego. Zmiany dotyczą głównie w kości korowej. OA prowadzi do znaczących zmian współczynnika wybożenia (BR) zarówno u kobiet z OP, jak i z prawidłową BMD.

Wojciech  
Glinkowski

dr hab.med. Wojciech Glinkowski  
specjalista ortopedii, traumatologii  
i medycyny sportowej  
2171045

Jenny Niskol